Lehrbuch Zahnärztliches Röntgen

Grundlagen, Technik, Anwendung – Hintergrundinformationen –

Prof. Dr. Ralf Schulze

2019

ISBN 978-3-00-063446-8

1. Auflage
ISBN: 978-3-00-063446-8

Universitätsbibliothek der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

2019

Bitte wie folgt zitieren:

Schulze R: Lehrbuch Zahnärztliches Röntgen: Grundlagen, Technik, Anwendung – Hintergrundinformationen –. Johannes Gutenberg-Universität Mainz; 1. Auflage 2019;
ISBN 978-3-00-063446-8

©R. Schulze, 2019

Vorwort

Die medizinische und zahnmedizinische Röntgentechnik hat sich ganz generell in den letzten zwanzig Jahren grundlegend verändert. Digitale Verfahren haben bereits weitestgehend die konventionelle filmbasierte Technik verdrängt, und dreidimensionale Techniken wie die digitale (dentale) Volumentomographie hielten Einzug in die alltägliche zahnärztliche Diagnostik. Diese im Gesamtgebiet der Röntgenologie bemerkbaren Veränderungen bilden sich selbstverständlich auch in der Zahnheilkunde ab. Dieses Buch versucht, eine im deutschen Sprachraum bestehende Lücke für Studenten und Anwender zu füllen: es soll die Grundlagen und die Technik moderner zahnärztlicher Röntgenverfahren sowie deren praktische Anwendung im Sinne eines wissenschaftlich fundierten Lehrbuches vermitteln. Neben den physikalischen Grundlagen der Röntgenstrahlung, ihrer Erzeugung etc. werden auch Dosisaspekte, der Strahlenschutz sowie auch rechtliche Grundlagen besprochen. Hierbei beschränken sich die im Buch besprochenen Röntgentechniken auf die digitalen Techniken. Zum Einen gibt es genügend Standardwerke, die filmbasierte Techniken exzellent aufgearbeitet haben. Zum anderen sollte man dem zweiten Jahrzehnt des neuen Jahrtausends angemessen Rechnung tragen und in einem aktuellen Lehrbuch den bestehenden wissenschaftlichen Stand der Technik abbilden. Daher verzichtet dieses Buch komplett auf die Besprechung der konventionellen, filmbasierten Röntgentechnik. Lediglich wenn wenige, spezielle Effekte oder Techniken aus dem Bereich des filmbasierten Röntgens für das Verständnis sinnvoll erschienen, werden diese in der gebotenen Kürze auch in diesem Buch angesprochen. Es ist ausdrückliche Intention des Autors dieses Lehrbuches Hintergrundinformation zu vermitteln, die dem Interressierten einen breiteren Einblick in die Grundlagen des zahnmedizischen Röntgens sowie auch in einige angrenzende Wissensgebiete ermöglichen soll. Hierzu wurden, wenn es dem Verständnis der Thematik dienlich erschien, auch bewusst physikalische Hintergrundinformationen sowie auch mathematische Formeln integriert. Der durch diese Tatsache möglicherweise aufgeschreckte Leser kann jedoch beruhigt werden: man kann dieses Buch auch ganz ohne diese mathematischen Ausdrücke lesen und verstehen. Falls jedoch ein Leser die Physik hinter bestimmten, im Röntgen wichtigen Effekten und Phänomenen etwas näher kennenlernen will, sollte dies durch Lektüre der entsprechenden Kapitel möglich sein. Allerdings wird der interressierte Leser für weitere Informationen zu physikalischen und technischen Grundlagen auf die zusätzliche Lektüre entsprechender Fachliteratur verwiesen. Ganz ausdrücklich nicht im Fokus dieses Lehrbuches steht die klinische Diagnostik bestimmter Krankheitsbilder im Sinne eines Röntgenatlas bzw. einer Sammlung an röntgenologischen Krankheitsbildern aus dem Bereich der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. Hierfür gibt es bereits eine recht große Anzahl hervorragender Werke anderer Autoren auch im deutschen Sprachraum. Auf der anderen Seite war es jedoch durchaus Absicht des Autors, auch über die speziellen Anforderungen des zahnärztlichen Röntgens hinausgehende, angrenzende Wissensgebiete in Grundzügen zu streifen, wenn dies für das Verständnis sinnvoll erschien. So sind beispielsweise einige fundamentale Erklärungen und Techniken aus dem Gebiet der digitalen Bildverarbeitung enthalten, weil diese einen immer wichtigeren Raum auch im zahnärztlichen Röntgen einnimmt. Nach Meinung des Autors ist gerade die Information an den Grenzgebieten eines Faches auch für Studierende und auch andere Leser potentiell

©R. Schulze, 2019

interessant, da sie in dieser Zusammenstellung sonst kaum zu finden ist. Auch wenn das Lehrbuch keinen Anspruch auf Vollständigkeit erhebt und vielmehr eine Auswahl des Autors an aus seiner Sicht wichtigen Themen des Fachgebietes darstellt, so werden doch viele Aspekte des Faches recht ausführlich behandelt. Sicherlich mag der eine oder andere Leser manche Inhalte für weniger wichtig oder für zu ausführlich dargestellt halten, im Sinne eines breit aufgestellten Lehrbuchs in diesem heutzutage so digital geprägten Fachgebiet erschien dem Autor jedoch eine umfassende Darstellung sinnvoll. Denn schließlich ist es einer erklärtes Ziel dieses Lehrbuches, einen umfassenden Einblick in ein faszinierendes diagnostisches Gebiet mit seinen Hintergründen, angrenzenden Fachgebieten, aber auch mit seinen potentiell negativen Seiten, wie mögliche Schäden durch die ionisierende Strahlung, zu vermitteln.

Ralf Schulze, Mainz, 12. August 2019

©R. Schulze, 2019

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung **15**

2 Röntgenstrahlung-Grundlagen **23**
2.1 Was ist Röntgenstrahlung? . . . 23
2.1.1 Andere ionisierende Strahlungsarten . . . 25
2.2 Entstehung von Röntgenstrahlung . . . 25
2.2.1 Bremsstrahlung und Bremsspektrum . . . 26
2.2.2 Röntgenröhre . . . 26
2.3 Merging digitaler Datensätze . . . 30
2.4 Wechselwirkung von Röntgenstrahlung mit Materie . . . 32

3 Dosis und Biologische Wirkungen **41**
3.1 Dosis . . . 42
3.1.1 Grundlagen zur Dosis . . . 43
3.1.2 Dosisarten . . . 44
3.1.3 Dosismessung . . . 48
3.2 Biologische Wirkung von Röntgenstrahlung . . . 53
3.2.1 Biologisch wirksame Wirkmechanismen ionisierender Strahlung . . . 54
3.2.2 Dosis-Wirkung . . . 59
3.2.3 Dosis durch medizinisch bedingte Expositionen . . . 61
3.2.4 Dosis bei Kindern . . . 64
3.2.5 Dosis bei Schwangeren . . . 65

4 Grundlagen Röntgenbildentstehung **67**
4.1 Wichtige Effekte bei der Bildentstehung . . . 69
4.1.1 Streuungseffekte . . . 69
4.1.2 Heel Effekt . . . 69
4.2 Technische Hilfsmittel zur Röntgenbilderzeugung . . . 70
4.2.1 Filter . . . 70
4.2.2 Blenden . . . 71
4.3 Röntgenprojektion . . . 75
4.3.1 Wichtige Begriffe der Projektion . . . 78
4.3.2 Grundlagen der Projektion – Projektionsgeometrie . . . 78

5 Digitales Röntgen **87**
5.1 Grundlagen des digitalen Röntgens . . . 88
5.1.1 Der Begriff “digital” . . . 88
5.1.2 Digitale Signale . . . 88

5.1.3 Das digitale Röntgenbild . . . 88
5.1.4 Detektortechnologien . . . 90
5.2 Bildwiedergabesysteme digitaler Röntgenbilder . . . 100
5.3 Digitales Bildformat: DICOM . . . 102
5.4 Digitale Bildverarbeitung . . . 104
5.4.1 Das Konzept der Frequenz . . . 104
5.4.2 Wichtige Bildverarbeitungsmethoden . . . 109

6 Technische Güteparameter von Röntgenbildern 117
6.0.1 Kontrast . . . 117
6.0.2 Abbildungsschärfe . . . 118
6.0.3 Ortsauflösung . . . 118
6.0.4 Rauschen . . . 121

7 Grundlagen der Röntgenbefundung 125
7.1 Systematik der Befundung . . . 125
7.2 Befundungs-Nomenklatur . . . 127
7.2.1 Beispiel einer Röntgenbefundung . . . 130
7.3 Diagnostische Güte/Wertigkeit eines diagnostischen Verfahrens . . . 132

8 Zweidimensionale zahnärztliche Röntgenaufnahmen 135
8.0.1 Intraorale Tubusaufnahmen . . . 136
8.0.2 Panoramaschichtaufnahme . . . 159
8.0.3 Fernröntgenaufnahme . . . 189
8.0.4 Andere zahnärztliche Projektionsaufnahmen . . . 197

9 Dreidimensionale Röntgenverfahren 209
9.1 Computertomographie und Digitale Dentale Volumentomographie . . . 209
9.1.1 Historische Entwicklung der Computertomographie . . . 209
9.1.2 Technische Grundlagen der CT . . . 213
9.1.3 Rekonstruktionsalgorithmen zur 3D-Rekonstruktion . . . 216
9.1.4 Anwendung der CT in der Zahnheilkunde . . . 222
9.2 Dentale (digitale) Volumentomographie (DVT) . . . 223
9.2.1 Technik der DVT . . . 223
9.2.2 Abbildungscharakteristika . . . 228
9.2.3 Befundung in der DVT . . . 232
9.2.4 Dosis verursacht durch DVT-Aufnahmen . . . 235
9.2.5 Indikationen der DVT . . . 236
9.2.6 Gesetzlichen Regelungen für die DVT . . . 241

10 Nicht-native zahnärztliche Röntgenaufnahmen 243
10.1 Sialographie . . . 243
10.1.1 Kontrastmittel für die Sialographie . . . 244
10.1.2 Durchführung der Siaolographie . . . 244

©R. Schulze, 2019

11 Tomosynthese **247**
11.1 Technische Grundlagen der Tomosynthese . . . 249
11.1.1 Rekonstruktion von Tiefenebenen aus den Tomosynthese-Projektionaufnahmen . . . 250
11.1.2 Verfahren zur Verbesserung tomosynthetischer Bilder . . . 251
11.2 Tuned Aperture Computed Tomographie (TACT) . . . 253

12 Magnetresonanztomographie **257**
12.1 MRT-Grundlagen . . . 257
12.2 MRT-Technik und -Anwendung . . . 264
12.2.1 Kontrastmittel in der MRT . . . 268
12.3 Anwendungsgebiete der MRT in der Zahnheilkunde . . . 269

13 Strahlenschutz **273**
13.1 Gundlegende Erwägungen zum Strahlenschutz . . . 273
13.2 Grundprinzipien des Strahlenschutzes . . . 275
13.3 Baulicher Strahlenschutz . . . 276
13.4 Strahlenschutzmaßnahmen bei der Röntgenaufnahme . . . 277
13.4.1 Strahlenschutz bei Schwangeren . . . 280
13.5 Strahlenschutzmaßnahmen am Röntgengerät . . . 280
13.6 Zusammenstellung wesentlicher Maßnahmen zum Strahlenschutz . . . 281

14 Gesetzliche Regelungen **283**
14.1 Strahlenschutzgesetzgebung und dazugehörige Richtlinien . . . 284
14.1.1 Richtlinien . . . 285
14.1.2 Wichtige Begriffe aus StrlSchG und StrlSchV . . . 286
14.1.3 Wichtige Paragraphen aus StrlSchG und StrlSchV . . . 288

15 Ausblick auf die Zukunft **301**
15.1 Merging digitaler Datensätze . . . 302
15.2 3D-Techniken mit reduzierter 3D-Information . . . 303
15.3 Phasenkontrast-Röntgen . . . 303
15.3.1 Prinzip . . . 304
15.3.2 Potentielle Anwendung des Phasenkontraströntgens . . . 305
15.4 Dentales MRT . . . 305
15.4.1 Künstliche Intelligenz . . . 307
15.5 Ausblick – Zusammenfassung . . . 310

©R. Schulze, 2019

Abbildungsverzeichnis

1.1 Wilhelm Conrad Röntgen . . . 17
1.2 Edison's Fluoroskop . . . 17
1.3 Handaufnahme Prof. Kölliker . . . 18
1.4 Erste Zahnröntgenaufnahme . . . 19
1.5 Planigraph von Ziedes des Plantes . . . 20
1.6 Uneindeutigkeit der Röntgenprojektion . . . 21
1.7 Erstes CT aus der Arbeitsgruppe Godfrey Hounsfield . . . 21

2.1 Wellenstrahlung . . . 24
2.2 Entstehung Röntgenstrahlung . . . 27
2.3 Verschiedene Bremsspektren . . . 28
2.4 Aufbau Röntgenröhre . . . 29
2.5 Foto Röntgenröhre . . . 30
2.6 Absorption verschiedene Metalle . . . 33
2.7 Absorption von Wasser . . . 33
2.8 Halbwertsdicke und Absoprtion . . . 34
2.9 Klassische Streuung . . . 36
2.10 Compton-Streuung . . . 36
2.11 Paarbildung bei hohen Quantenenergien . . . 37
2.12 Fluoreszenzprinzip . . . 38

3.1 Locker versus dicht ionisierende Strahlung . . . 42
3.2 Quadratabstandsgesetz . . . 44
3.3 Festkörper-Dosimeter . . . 49
3.4 Alderson Rando Phantom . . . 51
3.5 Gleitschattendosimeter . . . 52
3.6 Modell Zellschäden durch ionisierende Strahlung . . . 56
3.7 Schadenswege ionisierender Strahlung . . . 57
3.8 Linear no Threshold (LNT) Modell . . . 60
3.9 Effektive Dosis zahnärztliche Röntgenaufnahmen . . . 63

4.1 Röntgenmessung bei Aufnahme . . . 68
4.2 Streuungseffekte . . . 70
4.3 Filterwirkung . . . 71
4.4 Massenschwächungskoeffizient im Verhältnis zu Material und Quantenenergie 72
4.5 Rechteckblende . . . 72
4.6 Bucky-Blende . . . 73
4.7 Blenden im zahnärztlichen Röntgen . . . 74

4.8 Uneindeutigkeit 2D-Röntgenbild . . . 76
4.9 Projektion 3D auf 2D . . . 76
4.10 Projektive Geometrie: Abstände . . . 77
4.11 Projektive Geometrie: Objektlage und -Position . . . 77
4.12 Zentralstrahl . . . 78
4.13 Orthoradiale Projektion bei Intraoralaufnahmen . . . 79
4.14 Einfluss der Fokusgröße . . . 80
4.15 Verzerrungen Oberkieferaufnahmen . . . 82
4.16 Masterpointaufnahme Oberkiefer . . . 83
4.17 Parallaktische Verschiebung . . . 85
4.18 Röntgenbild parallaktische Verschiebung . . . 86

5.1 Digitalisierung eines analogen Signals . . . 89
5.2 Numerische Pixelmatrix . . . 90
5.3 Photolumineszenz-Unschärfe . . . 92
5.4 Ausleseprozess bei Speicherfolien . . . 92
5.5 Szintillator . . . 95
5.6 Festkörpersensoren und Speicherfoliensysteme . . . 98
5.7 Röntgensensoren – Schema . . . 98
5.8 Bissflügelaufnahme – Defekte Speicherfolie . . . 99
5.9 Defekter Festkörpersensor . . . 101
5.10 DICOM-Informationsstruktur . . . 103
5.11 Frequenzprinzip Röntgenintensitäten . . . 105
5.12 Frequenzen Spongiosa versus Kantenbild . . . 106
5.13 Fourierserie . . . 108
5.14 Fouriertransformation Röntgenbild . . . 109
5.15 Grauwertgradienten . . . 110
5.16 Intraorale Aufnahme nach Kantenfilter . . . 111
5.17 Binäres Röntgenbild . . . 111
5.18 Faltungsmasken . . . 112
5.19 Gaußverteilung . . . 113
5.20 Gauß-Filter . . . 113
5.21 Sobel-Filter . . . 114
5.22 Hough-Transformation . . . 115

6.1 Idealisierte Linienabbildung . . . 119
6.2 Linienprüfkörper in der Röntgenabbildung . . . 119
6.3 Skizze Linienbildfunktion . . . 121
6.4 Beispiel einer Modulations-Übertragungsfunktion (MTF) . . . 122

7.1 Beispielbefund entsprechend den Angaben in der DIN 25300-1 . . . 128
7.2 Beispielbefund Panoramaschichtaufnahme . . . 131

8.1 Anatomisches Zielgebiet zahnärztlicher Röntgenaufnahmen . . . 135
8.2 Dentales Tubusgerät . . . 136

©R. Schulze, 2019

8.3 Patienteneinstellung Intraoralaufnahme . . . 137
8.4 Intraorale Tubusaufnahme: apikale Projektion . . . 139
8.5 Intraorale Tubusaufnahme: apikale Projektion . . . 139
8.6 Aufnahmegeometrie in Paralleltechnik . . . 141
8.7 Haltesysteme . . . 143
8.8 Aufnahmegeometrie in Rechtwinkeltechnik . . . 143
8.9 Prinzip der Halbwinkeltechnik . . . 144
8.10 Aufnahmegeometrie Halbwinkeltechnik . . . 144
8.11 Halwinkeltechnik-Aufnahme Regio 16 . . . 145
8.12 Projektionsgeometrie bei der Bissflügelaufnahme . . . 146
8.13 Intraoralaufnahme-Status . . . 147
8.14 Intraorale Einzelzahnaufnahmen I . . . 147
8.15 Intraorale Einzelzahnaufnahmen II . . . 148
8.16 Biegung Film/Speicherfolie im Oberkiefer . . . 149
8.17 Typische Biegeverzerrung . . . 149
8.18 Tubusschatten . . . 150
8.19 Strahlengang der Oberkieferaufbissaufnahme . . . 151
8.20 Strahlengang der Unterkieferaufbissaufnahme . . . 152
8.21 Strahlengang der Unterkieferweisheitszahnaufnahme axial . . . 154
8.22 Unterkieferweisheitszahnaufnahme axial . . . 155
8.23 Unterkieferaufnahme einseitig schräglateral . . . 156
8.24 Einstellung Unterkieferaufnahme einseitig schräglateral . . . 157
8.25 Kinnaufnahme . . . 157
8.26 Wangentangentialaufnahme . . . 158
8.27 Weichteilaufnahme Unterlippe . . . 158
8.28 Beispielhafte Panoramaschichtaufnahme . . . 159
8.29 Panoramavergrößerungsaufnahme . . . 161
8.30 Grundprinzip der Verwischungstomographie . . . 162
8.31 Fächerförmiges Strahlenbündel in Relation zu Patientenposition . . . 163
8.32 Schicht scharfer Darstellung . . . 164
8.33 Frankfurter Horizontalebene . . . 165
8.34 Patientenpositionierung in Panoramaschichtgerät . . . 166
8.35 Umlaufbahn Panoramaschichtaufnahme . . . 166
8.36 Abbildungs-Geometrie Panoramaschichtaufnahme . . . 167
8.37 Zeitlicher Aufnahmeablauf Panoramaschichtaufnahme . . . 169
8.38 Entstehung Geisterbilder . . . 170
8.39 Beispiel Geisterbilder . . . 171
8.40 Abbildung in Panoramaschichtaufnahme in Abhängigkeit von Lage innerhalb der Schicht . . . 173
8.41 Schichtmitte . . . 174
8.42 Flussdiagramm zur Ausnutzung der Abbildungsschärfe bei der Panoramaschichtaufnahme . . . 176
8.43 Anatomie auf der Panoramaschichtaufnahme . . . 177
8.44 Befundungsregionen der Panoramaschichtaufnahme . . . 178

©R. Schulze, 2019

8.45 Panoramaschichtaufnahme kalizifizierter Plaque Arteria carotis 179
8.46 Panoramaschichtaufnahme mit Panoramic Mandibular Index(PMI) 180
8.47 Panoramaschichtaufnahme zur Implantatplanung 180
8.48 Panoramaschichtaufnahme Zungenpiercing 181
8.49 Panoramaschichtaufnahme Kaudalposition Kinn 182
8.50 Aufbissbehelf Panoramaschichtgerät 183
8.51 Panoramaschichtaufnahme seitlich verdreht 184
8.52 Luftsichel in Panoramaschichtaufnahme 184
8.53 Beispiel Transversal rekonstruierte tomosynthese-basierte Panoramaschichtaufnahme 186
8.54 Geometrie supplementierte Panoramaschichtaufnahme zur Transversalrekonstruktion 187
8.55 Supplementierte Panoramaschichtaufnahme zur Tiefenrekonstruktion – Beispiel 188
8.56 Patient in Cephalostat 190
8.57 Projektionsgeometrie bei der Fernröntgenseitenaufnahme 192
8.58 Weichteilfilter bei der Fernröntgen-Seitenaufnahme 193
8.59 Slottechnik bei der Fernröntgen-Seitenaufnahme 193
8.60 FRS-Aufnahme zur Implantatplanung 194
8.61 posterior-anteriore Fernröntgenaufnahme 194
8.62 FRS eingeblendet 196
8.63 Referenzpunkte auf Fernröntgen-Seitenaufnahme 198
8.64 Schädelübersicht a.p. 199
8.65 Clementschitsch-Aufnahme 200
8.66 Nasennebenhöhlen-Aufnahme (NNH) 201
8.67 Nasennebenhöhlen auf NNH-Aufnahme 201
8.68 Axiale Schädelaufnahme (Henkeltopfaufnahme) 202
8.69 Strahlengang der axialen Schädelaufnahme (Henkeltopfaufnahme) 202
8.70 Schüller Aufnahme 204
8.71 Strahlengang bei der Aufnahme nach Schüller 205
8.72 Strahlengang bei der Aufnahme nach Parma 205
8.73 Kiefergelenksaufnahme nach Parma 206
8.74 Handaufnahmen zur Skelettwachstumsbestimmung 208

9.1 Godfrey Newbold Hounsfield 210
9.2 Skizze des Aufbaus der ersten CT-Scanner 211
9.3 Prinzip Spiral-CT 212
9.4 Prinzip herkömmliches CT 213
9.5 Prinzip der Rückprojektion 215
9.6 Fourier-Scheiben-Theorem 219
9.7 Fourierraum: radiale Linien 220
9.8 C-Arm-Geometrie bei DVT-Gerät 224
9.9 Flatpanel-Detektor 225
9.10 Voxelstruktur 3D-Datensatz 226

©R. Schulze, 2019

9.11 Rückprojektion aus zirkulärer Umlaufbahn . . . 227
9.12 Linienpaar-Prüfkörper in der DVT . . . 229
9.13 Streustrahlung auf Flächendetekor . . . 229
9.14 Typische DVT-Artefakte . . . 231
9.15 Darstellung DVT als MPR . . . 233
9.16 Beispieldatensatz multiplanare Rekonstruktionen . . . 234
9.17 Orientierung der Schnittebenen . . . 234
9.18 Panoramarekonstruktion aus DVT-Datensatz . . . 235
9.19 DVT-Dosiswerte aus Metaanlyse . . . 237
9.20 DVT Implantatplanung . . . 239
9.21 DVT Unterkiefer-Weisheitszahn . . . 239
9.22 DVT KZOT . . . 240
9.23 DVT Fremdkörper . . . 240
9.24 DVT grosses Odontom . . . 241

10.1 Sialographie . . . 245

11.1 Transversalplanigraph . . . 248
11.2 Grundprinzip der Tomosynthese . . . 250
11.3 Aufnahmegeometrien Tomosynthese . . . 251
11.4 Zirkuläre Aufnahmegeometrie . . . 252
11.5 TACT Beispielrekonstruktion . . . 255
11.6 RSM3D Beispielrekonstruktion . . . 255

12.1 Präzession . . . 259
12.2 Zeemann-Splitting . . . 259
12.3 Energielevel im MRT . . . 260
12.4 Vektorielle Darstellung der Auswirkung des Hochfrequenz-Pulses . . . 262
12.5 MRT Skizze . . . 264
12.6 MRT Neurocranium . . . 266
12.7 MRT axial Gesichtsschädel . . . 268
12.8 MRT Kiefergelenk . . . 270
12.9 Pseudodynamisches MRTs des Kiefergelenkes . . . 271

13.1 Die drei, international anerkannten, fundamentalen Säulen des Strahlenschutzes . . . 276
13.2 Bleigeschützte Tür . . . 279
13.3 Thyroideaschutz . . . 280
13.4 Panoramaschichtbild mit Bleischürzen-Schatten . . . 281

14.1 Testbild TG18-OIQ . . . 294

15.1 Fusioniertes CT . . . 302
15.2 Aufbau Phasen-Grating . . . 305
15.3 Phasenkontraströntgen – Beispiel . . . 306

©R. Schulze, 2019

15.4 Netzstruktur Deep Learning 309

©R. Schulze, 2019

1 Einleitung

Der Physiker Wilhelm Conrad Röntgen (s. Abb. 1.1, S. 17) führte im November 1895 Versuche mit einer Kathodenstrahlröhre durch, welche mit einem schwarzen Karton rundherum abgedeckt war. Dabei bemerkte Röntgen, dass ein zufällig in der Nähe liegendes, mit einer fluoreszierende Substanz bestrichenes Plättchen dabei aufleuchtete, obwohl eigentlich wegen der Kartonabddeckung der Röhre nach damaligem Wissen keinerlei Strahlen aus der Röhre hätten austreten dürfen. Mit der Akribie eines forschenden Physikers ging Wilhelm Conrad Röntgen dem Phänomen nach und erforschte es innerhalb von nur sieben Wochen so gründlich, dass er eindeutige, naturwissenschaftlich haltbare Beweise der Existenz der, damals von Röntgen als X-Strahlen bezeichneten, neuen Strahlung vorgelegt werden konnte.
Der am 27. März 1845 in Lennep in der Nähe von Remscheid geborene Wilhelm Conrad Röntgen hatte nach einem Umzug seiner Familie in die Niederlande nach seiner Schulzeit trotz fehlendem Abitur an der Eidgenössischen Technischen Hochschule (ETH) Zürich zuerst Maschinenbau und anschließend Physik studiert. Im Fach Physik promovierte er im Jahre 1869 an der ETH. Anschließend begleitete er seinen Hochschullehrer, den Physiker August Kundt, der 1870 einen Ruf an die Universität Würzburg erhielt, als Assistent nach Würzburg. Röntgen habilitierte an der Universität Straßburg im Jahre 1874, da ihm aufgrund seines fehlenden Abiturs die Universität Würzburg die Habilitation versagt hatte. Es folgten 1875 eine außerordentliche Professur für Physik und Mathematik an der an der Landwirtschaftlichen Akademie Hohenheim, im Jahr 1879 Berufung nach Gießen auf eine ordentliche Professur für Physik. 1888 erfolgte dann schließlich die Berufung zum Ordinarius der Experimentalphysik an der Universität Würzburg, wo er fünf Jahre später auch zum Rektor gewählt wurde. Am 8. November 1895 gelang W.C. Röntgen schließlich seine berühmte Entdeckung der von ihm als “X-Strahlen” bezeichneten, vorher unbekannten Strahlungsart. Dies geschah bei einem Experiment an Entladungsröhren (sog. “Hittorfsche Vakuumröhre”) und wechselnder, angelegter Spannung. Ab einer gewissen Spannung zeigte sich ein grünliches Leuchten an der Innenwand der Glasröhre. Röntgen experimentiert mit einem, in einiger Entfernung zur Hittorf-Röhre aufgestellten, Fluoreszenzschirm (ein mit Bariumplatinzyanür bestrichener Papierbogen). Nach einigen Versuchen mit zu niedriger Spannung stellte Röntgen dann fest: “Nach einigen Minuten konnte ich wieder das Geräusch der Entladung hören und sah dann zum ersten Male die Wirkung der Röntgenstrahlen. Sobald der Strom floss, begann das Papier zu leuchten. Über die ganze Oberfläche verbreitete sich ein gelbgrünes Licht in Wellenform wolkenförmig oder kurz aufleuchtend. Die gelbgrüne Lumineszenz zitterte und veränderte sich im selben Rhythmus wie die schwankende Entladung, was in der Dunkelheit sonderbar aussah. Die unsichtbaren Strahlen flogen durch die Metallplatte, das Papier, mich und die Zinkkiste hindurch und waren von einer merkwürdig interessanten, aber geheimnisvollen Wirkung. Die Metall-

platte schien der fliegenden Kraft keinen besonders großen Widerstand entgegenzusetzen, und das Fluoreszenzlicht war genau so, als ob nichts zwischen der Röhre und dem Schirm gelegen hätte"[Beneke, 1998].
Diese fundamentale Entdeckung reichte W. C. Röntgen erstmalig im Dezember 1895 mit seinem Manuskript "Eine neue Art von Strahlen" an der Physikalisch-Medizinischen Gesellschaft in Würzburg zur Publikation ein [Röntgen, 1896]. Darin weist Röntgen bereits auf potentielle Anwendung in der Medizin hin. In einem Vortrag vor der Physikalisch-Medizinischen Gesellschaft in Würzburg röntgte Wilhelm Conrad Röntgen öffentlich die Hand eines Gründungsmitgliedes dieser Gesellschaft, des Schweizer Anatomen Albert von Kölliker (Abb.1.3, S. 18). Daraufhin schlug von Kölliker vor, die von Röntgen eigentlich als X-Strahlen bezeichneten Strahlen in *Röntgenstrahlung* umzubenennen. Dieser Begriff hat sich so im deutschen Sprachraum etabliert, während im englischsprachigen Raum immer noch hauptsächlich der Begriff "X-rays" Verwendung findet. Am 1. April 1900 wird der jetzt berühmte Röntgen als ordentlicher Professor und Vorstand des Physikalischen Instituts der Ludwig-Maximilians-Universität in München berufen. Am 10.12.1901 erhielt Wilhelm Conrad Röntgen den ersten Nobelpreis für Physik der Königlichen Schwedischen Akademie der Wissenschaften. W.C. Röntgen verzichtete auf eine Patentierung des von ihm erfundenen Apparates zur Erzeugung von Röntgenstrahlung, wodurch die schnelle Verbreitung seiner Entdeckung wesentlich gefördert wurde. Nach Emeritation im Jahre 1923 starb W. C. Röntgen am 10. Februar 1923 in München an einem Colon-Karzinom.

Die Entdeckung der vormals als X-Strahlung bezeichneten Röntgenstrahlung führt zu einer Revolution der Medizin. Erstmals ist ein Blick ins Körperinnere möglich, ohne den Patienten (vordergründig) verletzen zu müssen. Die potentielle Gefährlichkeit der Röntgenstrahlung war anfänglich nicht bekannt und einige Ärzte und Wissenschaftler starben an den Folgen der frühen Forschung mit Röntgenstrahlung. Eine frühe Anwendung von Röntgenstrahlung bestand beispielsweise in der *Fluoroskopie* (Durchleuchtung). Hierbei handelt es sich um die Echtzeit-Darstellung beweglicher Körperteile bzw. innerer Strukturen mittels Röntgenstrahlung. Fluoroskpe wurden in früher Form bereits unmittelbar nach der Entdeckung der Röntgenstrahlung eingeführt. Einfache Trichter aus Pappe dienten damals als Sichttunnel mit einer Öffnung, durch die der Beobachter den an der gegenüberliegenden Seite angebrachten, mit dem bereits von Wilhelm Conrad Röntgen verwendeten Bariumplatincyanür beschickter Leuchtschirm betrachtet. Zwischen der Röntgenröhre und diesem Leuchtschirm befindet sich das zu durchleuchtende Objekt (Abb. 1.2, S. 17). Es erklärt sich von selbst, dass der direkte Blick in Richtung Strahlenquelle nicht gesund sein konnte. Dies stellte auch bereits einer der ersten Entwickler von Fluoroskopen, der berühmte amerikanische Erfinder und Unternehmer Thomas Alva Edison aufgrund von Schäden seiner eigenen Augen fest. Edison's enger Mitarbeiter Clarence Dally entwickelte schnell Ulzera an der Haut und seine Harre fielen ihm aus [Dyer and Martin, 1910]. Später starb Dally an den Folgen der Röntgenstrahlung. Seit ihrer Entdeckung im Jahr 1895 hat sich zwar nichts an den physikalischen Grundlagen der Röntgenstrahlung geändert, dafür jedoch erweiterte sich ihr Anwendungsspektrum ganz erheblich. Die fundamental wichtigste Anwendung lieferte Röntgen sozusagen unmittelbar nach seiner Entdeckung gleich mit, als er bereits im Dezember 1895 die erste Röntgenaufnahme seiner eigenen Hand vorlegte. Er setzte damit bereits einen frühzeitigen

©R. Schulze, 2019



Abbildung 1.1: Wilhelm Conrad Röntgen (Abbildung mit freundlicher Genehmigung zur Verfügung gestellt vom Deutschen Röntgenmuseum, Remscheid, 2016)

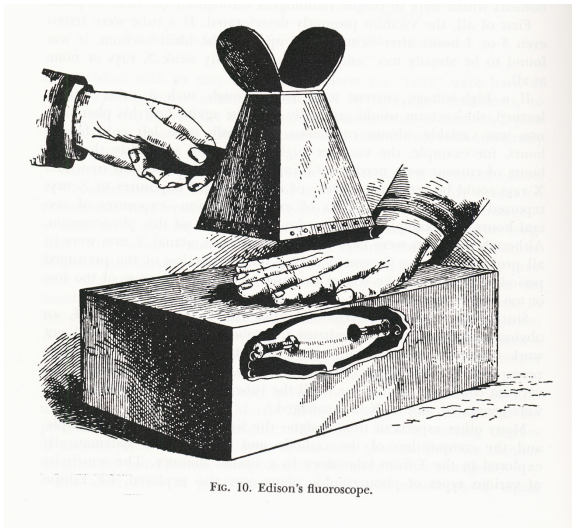


Abbildung 1.2: Das von Thomas Alva Edison entwickelte Fluoroskop: der Betrachter blickt direkt in die Strahlenquelle hinein, die sich hinter dem Objekt befindet (Abbildung mit freundlicher Genehmigung zur Verfügung gestellt vom Deutschen Röntgenmuseum, Remscheid, 2015).

©R. Schulze, 2019



Abbildung 1.3: Aufnahme der Hand des schweizer Anatomen Albert von Kölliker, die Wilhelm Conrad Röntgen auf einem öffentlichen Vortrag der Physikalisch-Medizinischen Gesellschaft in Würzburg im Jahr 1986 anfertigte. (Abbildung mit freundlicher Genehmigung zur Verfügung gestellt vom Deutschen Röntgenmuseum, Remscheid, 2015).

Meilenstein für die medizinische Anwendung seiner Entdeckung. Die Zahnheilkunde war ebenfalls an vorderster Front unter den ersten medizinischen Anwendungsgebieten vertreten. Der Braunschweiger Zahnarzt Friedrich Otto Walkhoff fertigte bereits Anfang 1896 auf zugeschnittenen Glasplatten erste Aufnahmen der Zähne an (s. Abb.1.4, S.19).

Die Anfänge des medizinischen Röntgens gehörten ganz klar den zweidimensionalen Projektionsverfahren. Röntgens Entdeckung stellte einen Meilenstein in der Geschichte der Medizin dar und machte viele diagnostische Methoden erst möglich. Bereits fünf Jahre nach der fundamental wichtigen Entdeckung waren bereits in vielen Kliniken Röntgengeräte verbreitet. Anfänglich handelte es sich bei den Röntgenaufnahmen selbstverständlich um zweidimensionale Projektionsaufnahmen. Erstaunlich ist jedoch, wie früh bereits über die Limitationen zweidimensionaler Röntgentechniken nachgedacht und Strategien zur Umgehung der Limitationen zumindest theoretisch entwickelt und teilweise auch praktisch im Sinne von Prototypen umgesetzt wurden (s. z. B. [Bocage, 1922, Ziedses, 1932]).

Obwohl erst viele Jahrzehnte später oder manchmal sogar heute erst technisch umsetz-

©R. Schulze, 2019

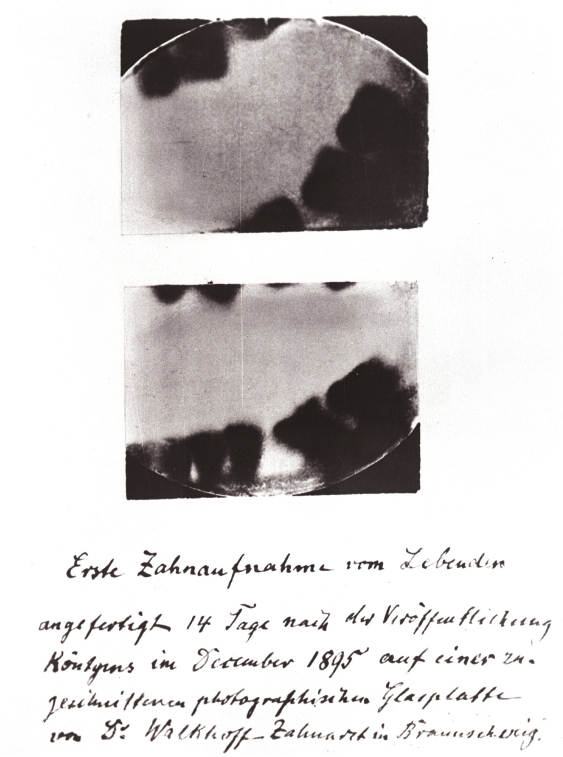


Abbildung 1.4: Erste zahnärztliche Röntgenaufnahme vom Braunschweiger Zahnarzt Otto Walkhoff aus dem Jahr 1896 (Abbildung mit freundlicher Genehmigung zur Verfügung gestellt vom Deutschen Röntgenmuseum, Remscheid, 2015).

bar, so wurden dennoch bereits zu Anfang des zwanzigsten Jahrhunderts die theoretischen Grundlagen für dreidimensionale Röntgenverfahren gelegt. So wurde das mathematische Fundament für die in der Computertomographie (CT) (und auch der Dentalen digitalen Volumentomographie) Rückprojektion bereits im Jahr 1917 vom Wiener Mathematiker Johann Radon theoretisch erarbeitet [Radon, 1917]. Auch die theoretischen Grundlagen für die Tomosynthese, welche heute z. B. in der digitalen Mammographie sehr erfolgreich angewandt wird, wurde bereits im Jahr 1932 durch Ziedes de Plantes publiziert [Ziedses, 1932]. Ein technisch funktionierendes Gerät, wenn auch für die klinische Anwendung zu aufwändig und langwierig, wurde darauf basierend ebenfalls hergestellt (Abb. 1.5, S. 20).

Die Erfindung der Computertomographie durch die beiden Pioniere, den britischen Ingenieur Geodfrey Newbold Hounsfield und den amerikanischen Physiker Allan McLeod Cormack bewirkte eine Revolution in der medizinischen Diagnostik. Beide Erfinder erhielten dafür zu gleichen Teilen den Nobelpreis für Medizin im Jahr 1979. Mit Hilfe der Computertomogrqaphie was es plötzlich möglich, ohne chirurgische Schnitte den menschlichen Körper mit Hilfe von Bildgebung virtuell in Scheiben zu "zerschneiden" und entsprechend darzustellen. Allerdings war anfänglich weder die Qualität der CT-Bilder hoch (s. Abb. 1.7, S. 21) , noch war ihre Anfertigungszeit mit vielen Minuten pro Schicht mit einer breiten medizinischen Anwendung vereinbar. In seinem Grundlagen-Aufsatz von 1973 [Hounsfield,

©R. Schulze, 2019

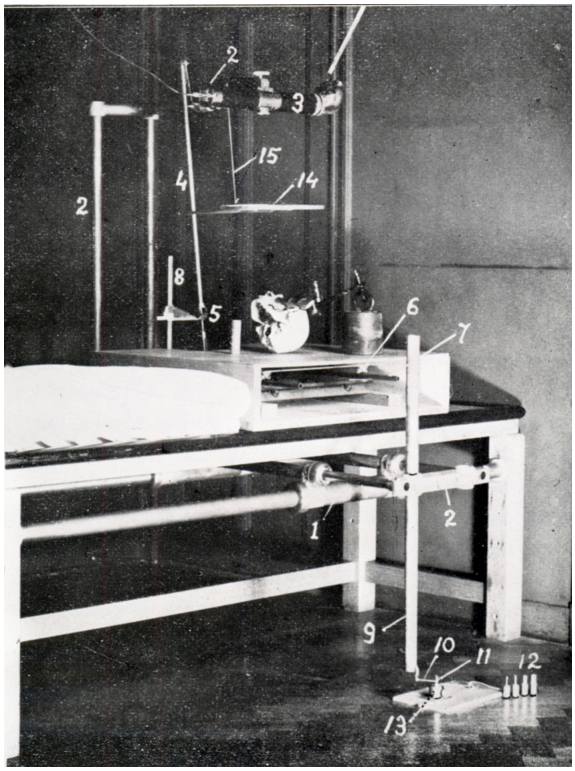


Abbildung 1.5: Originalfoto des ersten von Ziedes des Plantes im Jahre 1932 Planigraphen (Abbildung mit freundlicher Genehmigung zur Verfügung gestellt vom Deutschen Röntgenmuseum, Remscheid, 2015).

1973] berichtete Hounsfield von im Mittel 35 min Scanzeit für das Neurocranium des Patienten.

Die vielen weiteren technischen Entwicklungen freilich änderten dies alles fundamental. Zusätzlich hielten auch andere, nicht auf Röntgenstrahlen basierende, Schicht-Verfahren, wie die Magnetresonanztomographie (MRT), Einzug in die medizinischen Bildgebung. Heute sind wir an einem Punkt angelangt, wo sich vielleicht ein Ende der zweidimensionalen medizinischen Bildgebung in der Ferne abzeichnen mag, die zeitliche Komponente dieser mehr oder weniger fernen Zukunft jedoch schwer abzuschätzen ist. Die in den letzten Jahren zu verzeichnende Geschwindigkeitszunahme technischer Entwicklungen auf dem Gebiet der 3D Bildgebung wurde erst durch die immer weiter fortschreitende Entwicklung digitaler Techniken möglich. Moderne digitale Datenverarbeitung erlaubt die Anwendung komplexer mathematischer Verfahren, auch wenn deren Grundlagen (s. o.) bereits seit vielen Jahrzehnten bekannt sein mögen. Diese Entwicklung macht den Blick in die Zukunft spannend und das Schreiben eines Buches mit diesem Titel entsprechend schwierig. Der Autor ist sich durchaus bewusst und möchte die Leser dieses Buches auch ganz ausdrücklich darauf hinweisen, dass die Geschwindigkeit derzeitiger Hardware- und Software-Entwicklungen es völlig unmöglich macht, den aktuellsten technischen Stand in einem Buch abzubilden. Vielmehr muss ein derartiges Werk sich auf den Stand der Tech-

©R. Schulze, 2019

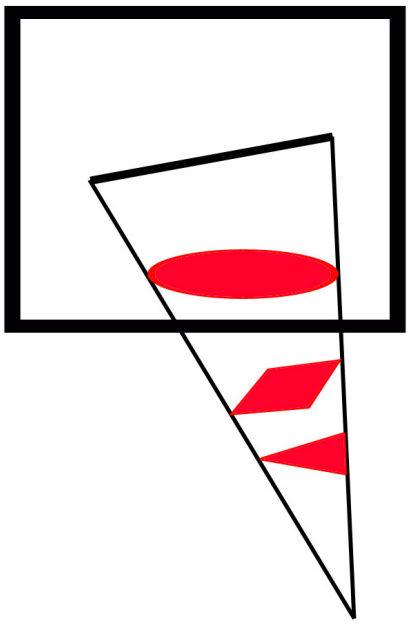


Abbildung 1.6: Nur auf den ersten Blick verblüffend, jedoch mathematisch beweisbar: unendlich viele, unterschiedliche Formen an dreidimensionalen Objekten ergeben dieselbe 2D Projektionsröntgen-Abbildung. Zur Illustration sind hier drei völlig unterschiedlich geformte, flache (zweidimensionale) Figuren abgebildet, die alle in der 2D-Abbildung lediglich denselben, schwarz dargestellten, Strich ergeben.



Abbildung 1.7: Linkes Bild: Das sog. EMI Mark I als erstes funktionierendes CT entwickelt von Geodfrey N. Hounsfield. Rechtes Foto: erste CT-Aufnahme: axialer Schnitt durch den Hirnschädel angefertigt mit dem ersten CT-Gerät (EMI Head Scanner, Mark 1, beide Abbildung mit freundlicher Genehmigung zur Verfügung gestellt vom Deutschen Röntgenmuseum, Remscheid, 2015).

©R. Schulze, 2019

nik zu einem Zeitpunkt möglichst kurz vor der Drucklegung beziehen, den es dann als aktuellen Stand beschreiben kann. Dennoch wurde der Versuch unternommen, die sich bereits abzeichnenden technischen Entwicklungen mit dem Potential einer klinischen Anwendbarkeit im letzten Kapitel dieses Buches (Kapitel 15, S. 301) kurz zu skizzieren.

©R. Schulze, 2019

2 Röntgenstrahlung-Grundlagen

2.1 Was ist Röntgenstrahlung?

Röntgenstrahlung gehört zur Gruppe der elektromagnetischen Wellenstrahlung, wie u. A. auch Rundfunkwellen, Infraoratlicht, sichtbares Licht, Ultraviolettlicht oder Mikrowellen. Physikalisch betrachtet, liegt der Unterschied der verschiedenen aufgelisteten Wellenstrahlungen in der Wellenlänge λ. Diese wiederum bestimmt die Energie E_γ der Strahlung. Elektromagnetische Strahlung bewegt sich mit Lichtgeschwindigkeit c fort. Wichtig ist, dass sich die Energie E_γ der elektromagnetischen Wellenstrahlung umgekehrt proportional zur Wellenlänge λ verhält, denn es gilt:

$$E_\gamma = \frac{\hbar \cdot c}{\lambda} = \frac{h \cdot c}{\frac{1}{f}}\,. \tag{2.1}$$

Hierbei entspricht $\hbar$ dem Planck'schen Wirkungsquantum, d.h. einer Konstante mit dem Zahlenwert: $6,62618 \cdot 10^{-34}$Js, f der Frequenz der Strahlung und c der Lichtgeschwindigkeit. Letztere ist ebenfalls eine Konstante und entspricht $2,997924 \cdot 10^{8}\mathrm{ms}^{-1}$ im Vakuum. Leicht erkennt man, dass bei einer größeren Wellenlänge λ der Nenner in Gleichung 2.1 ebenfalls größer wird und daher folgerichtig die Energie E_γ abnimmt.
Die Wellenlänge von Röntgenstrahlung liegt bei ungefähr 10^{-12}m, also im *Ångström-Bereich*.
Die Frequenz f ist umgekehrt proportional zur Wellenlänge λ und errechnet sich daher sehr einfach aus

$$f = \frac{c}{\lambda}\,. \tag{2.2}$$

Da die Lichtgeschwindigkeit c bekanntlich eine Konstante ist, wird der umgekehrt proportionale Zusammenhang aus Gleichung 2.2 leicht erkennbar.

Auf Grund der Wellen-/Teilchen-Dualität kann diese elektromagnetische Wellenstrahlung auch als Teilchenstrahlung aus *ungeladenen Teilchen*, nämlich *Photonen* bestehend, betrachtet werden, die sich mit Lichtgeschwindigkeit durch den Raum bewegen. *Photonen* besitzen keine Ruhemasse und gehören zu den *Elementarteilchen*. Als *Elementarteilchen* bezeichnet man in der Physik Teilchen, die stabil sind, d. h. nicht von selbst in weitere Teilchen zerfallen. Eine andere Strahlungsart aus ungeladenen Teilchen ist die Neutronenstrahlung (s. auch Abschnitt 2.1.1, S. 25). Beide Strahlungsarten haben auf Grund ihrer Ladungseigenschaft eine große Reichweite. Photonen werden nicht wirklich als Partikel im engeren Sinne betrachtet, da sie keine Masse haben. Die Energie, mit welcher die Photonen ausgestattet sind, wird normalerweise in '*Elektronenvolt [eV]* angegeben.

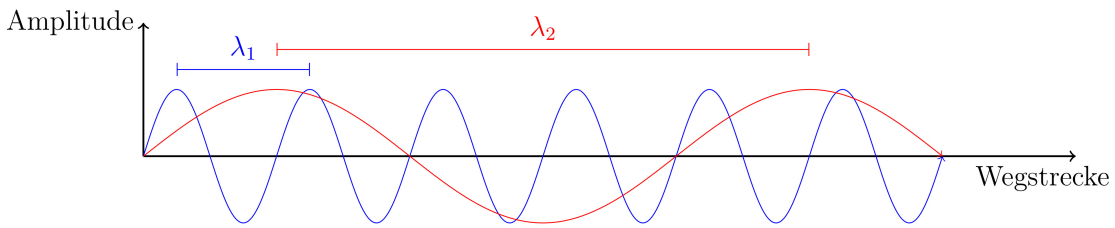


Abbildung 2.1: Schematische Darstellung zweier Wellenstrahlungen als Sinusschwingungen mit unterschiedlichen Wellenlänge λ_1 bzw. λ_2, jedoch identischer Amplitude ($\lambda_1 < \lambda_2$)

Definition:

Ein *Elektronenvolt* entspricht derjenigen Energie, die ein Elementarteilchen im Vakuum bei der Beschleunigung mit einem Volt Spannung aufnimmt. F

Anders ausgedrückt, entspricht 70 keV der (maximalen) Energie eines Elektrons, das durch eine Spannung von 70 kV beschleunigt wurde. Erhöht man die Spannung, so folgt daraus zwangsläufig eine höhere Energie, wie im Abschnitt 2.2.1 S. 26 noch näher erläutert werden wird.
Für Umrechnungen in andere Energieeinheiten gilt:

$1\text{eV} = 1,602176565 \cdot 10^{-19}\text{kg} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{s}^{-2} = 1,602176565 \cdot 10^{-19}\text{J}.$

In Tabelle 2.1 sind zur Veranschaulichung verschiedene Wellenlängen verschiedener elektromagnetischer Wellenstrahlungsarten aufgelistet. Die Wellenlänge wird von oben nach unten kleiner, umgekehrt proportional nimmt daher die Energie der Strahlung von oben nach unten zu. Röntgenstrahlung gehört zur Gruppe der *ionisierenden Strahlung*, d.h. sie

Art	**Wellenlänge λ**	**Energie E_γ**
Rundfunkwellen	$0,1\text{m}$ bis 10^5m	$120 \cdot 10^{-12}\text{eV}$ bis $120 \cdot 10^{-9}\text{eV}$
Mikrowellen	10^{-2}m bis 10^{-1}m	$1,2 \cdot 10^{-6}\text{eV}$ bis $120 \cdot 10^{-6}\text{eV}$
Infrarotstrahlung	$7,8 \cdot 10^{-7}\text{m}$ bis 10^{-3}m	$1,2 \cdot 10^{-3}\text{eV}$ bis $500 \cdot 10^{-3}\text{eV}$
sichtbares Licht	$0,4 \cdot 10^{-3}$ bis $0,8 \cdot 10^{-3}\text{m}$	$1,6\,\text{eV}$ bis $> 2,9\,\text{eV}$
Ultraviolettes Licht	$0,3 \cdot 10^{-3}\text{m}$	$3,3\,\text{eV}$ bis $1000\,\text{eV}$
Röntgenstrahlung	10^{-12}m	$> 1 \cdot 10^3\text{eV}$
γ-Strahlung	10^{-14}m	$> 120 \cdot 10^3\text{eV}$

Tabelle 2.1: Wellenlängen und Energiebereiche verschiedener elektromagnetischer Wellenstrahlungsarten.

©R. Schulze, 2019

kann bei Kollision mit einem Atom Elektronen aus dessen Hülle herauslösen und somit zu einem (negativ geladenen) Ion führen. Hierbei gehört Röntgenstrahlung als Photonenstrahlung zu den *indirekt ionisierenden Strahlungsarten*, da Photonen selbst keine Ladung haben [Hartmann and Schlegel, 2006]. Hierzu gehören ebenfalls noch die Gammastrahlung sowie die Neutronenstrahlung.

2.1.1 Andere ionisierende Strahlungsarten

Neben Röntgenstrahlung und der ebenfalls zur Gruppe der elektromagnetischen Wellenstrahlung gehörenden Gammastrahlung (beides *indirekt ionisierenden Strahlungsarten*) gibt es noch die zur Gruppe der *Korpuskularstrahlung* gehörenden *direkt ionisierenden Strahlungsarten*. Letztere umfassen diejenigen Strahlungsarten, die durch geladene Teilchen charakterisiert sind. Hierzu zählen:

Alphastrahlung: ionisierende Strahlung, die beim radioaktiven Alpha-Zerfall entsteht. Chemisch gesehen sind *Alphateilchen* (zu Beginn) zweifach geladene Heliumkerne.

Betastrahlung: ionisierende Strahlung, die beim radioaktiven Beta-Zerfall entsteht. Bei der (viel häufigeren) β^--Strahlung handelt es sich um Elektronen, bei der viel seteneren β^+-Strahlung hingegen um Positronen.

Protonenstrahlung: Mit Hilfe von Teilchenbeschleunigern auf etwa 60% der Lichtgeschwindigkeit beschleunigte Protonen (H^+).

Neutronenstrahlung: ionisierende Strahlung aus freien (elektrisch neutralen) Neutronen (unterschiedlicher kinetischer Energie), die natürlich in der kosmischen Strahlung enthalten ist und künstlich bei der Kernspaltung und -Fusion entsteht.

Alle diese Strahlungsarten werden auch unter dem Begriff *Korpuskularstrahlung* zusammengefasst. Bis auf die Neutronenstrahlung bestehen alle diese Korpuskularstrahlungsarten aus *geladenen Teilchen*, weswegen ihre Reichweite gering ist.

2.2 Entstehung von Röntgenstrahlung

Röntgenstrahlung entsteht auf der Erde in geringen Mengen auf natürliche Weise durch Absorption von partikulärer Strahlung, die wiederum beim Zerfall radioaktiver Isotope frei wird. Die ebenfalls im kurzwelligen Röntgenbereich angesiedelte Gammastrahlung im Weltraum hingegen entsteht direkt beim Zerfall radioaktiver Nuklide. Für die technische Anwendung wird Röntgenstrahlung jedoch in der Regel mit Hilfe einer *Röntgenröhre* erzeugt. Diese sind im Aufbau prinzipiell sehr ähnlich derjenigen, die Wilhelm Conrad Röntgen bei seiner Entdeckung der Röntgenstrahlung im Jahr 1895 verwendete (s. auch Kap.1, S.15). Hier wird Röntgenstrahlung als. sogenannte “Bremsstrahlung” erzeugt. Im Unterschied zur *Gammastrahlung* entsteht *Röntgenstrahlung* durch elektronische Übergänge von Hüllenelektronen oder bei Abbremsung von Elektronen in Materie. *Gammastrahlung* hingehen entsteht durch Umwandlungen, die innerhalb des Atomkerns

©R. Schulze, 2019

stattfinden. Der gebräuchlichste Weg zur Erzeugung von Röntgenstrahlung, der in der medizinischen Anwendung nahezu ausschließlich verwendet wird, ist die Erzeugung von *Bremsstrahlung* mit Entstehung eines *Bremsspektrums*.

2.2.1 Bremsstrahlung und Bremsspektrum

Bremsstrahlung ist ein Begriff, der die Entstehung der Röntgenstrahlung sehr im Wortsinne erklärt. Treffen beschleunigte Elektronen mit einer Energie E_e auf die Hüllenelektronen von Atomen, so werden sie hier plötzlich abgebremst. Die elektrische Energie E_{el} der Elektronen errechnet sich dabei aus:

$$E_{el} = U_R \cdot e \tag{2.3}$$

Beim Aufprall der beschleunigten Elektronen auf das Anodenmaterial entstehen zwei Strahlungen:

1. Bremsstrahlung
2. charakteristische Eigenstrahlung

Die charakteristische Eigenstrahlung entsteht durch ein Auftreffen der beschleunigten Elektronen auf ein Hüllenelektron des Anodenmaterials aus einer inneren (K-, L-, M-,...) Hüllenschale. Diese werden dabei entfernt und durch Elektronen aus höheren Schalen ersetzt und die dabei entstehende Energiedifferenz als Röntgenquant einer bestimmten, für das Anodenmaterial charakteristischen Wellenlänge abgestrahlt.
Das kontinuierliche Bremsspektrum entsteht hingegen durch die Abbremsung der Elektronen an den Atomkernen des Anodenmaterials (s. Abb. 2.2, S. 27) über die sog. Coulomb-Wechselwirkung und ist unabhängig vom Anodenmaterial selbst. Durch die Anziehungskräfte zwischen Atomkern und Elektron kommt es zu einer Beschleunigung des Elektrons. Nach den Gesetzen der klassischen Elektromechanik strahlt jedes beschleunigte elektrisch geladene Teilchen Energie ab. Je näher es am Atomkern vorbeifliegt, desto mehr wird es beschleunigt, d.h. desto höher die Energie des entstehenden Röntgenquants. Da, statistich gesehen, bei vielen Ehekronen und vielen Anoden-Atomkernen alle Abstände in lückenloser Folge (kontinuierlich) vorkommen, entsteht ein kontinuierliches Bremsspektrum.

Das Spektrum einer Röntgenröhre enthält Röntgenstrahlung unterschiedlicher Wellenlängen λ, deren kürzeste von der angelegten Röhrenspannung U_1 direkt determiniert wird. Die *kürzeste, im Spektrum enthaltene Wellenlänge,* bezeichnet man auch als *Grenzwellenlänge* λ_G. Sie wird mit zunehmender Röhrenspannung U_1 immer kurzwelliger.

2.2.2 Röntgenröhre

Die Röntgenröhre ist das technische System, welches die Erzeugung von Röntgen-Bremsstrahlung technisch möglich macht. Hierbei wird eine Hochvakuum-Röhre (Abb.

©R. Schulze, 2019

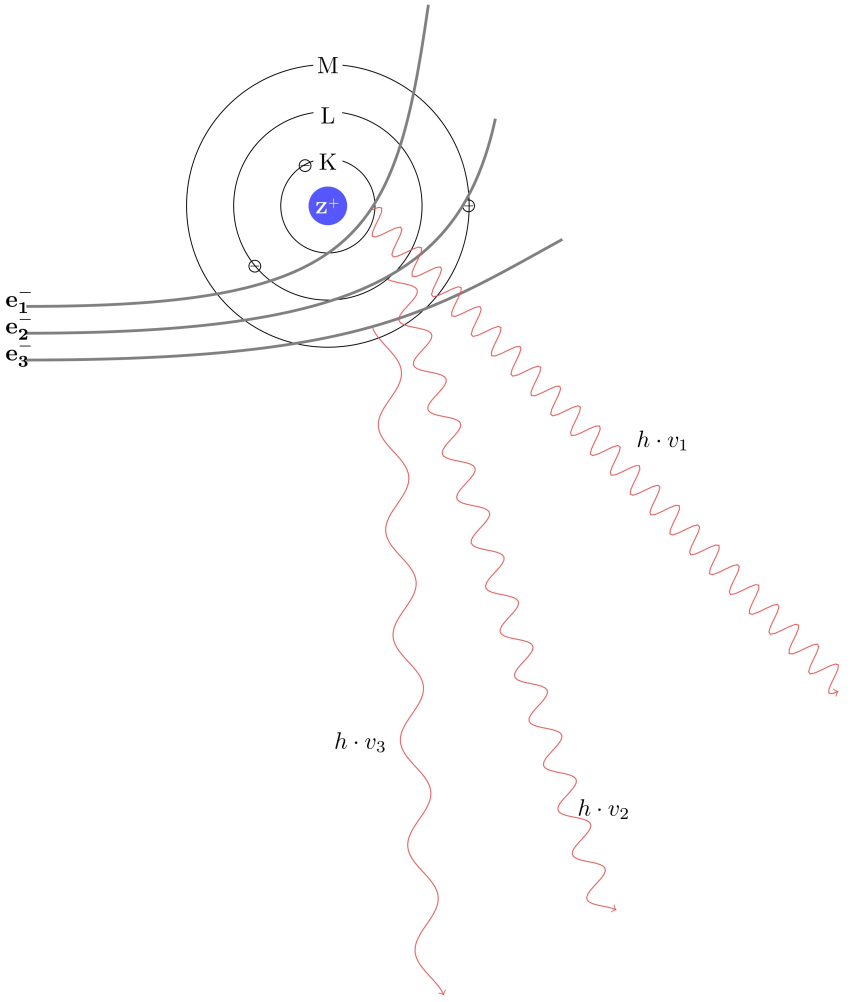


Abbildung 2.2: Elektronen unterschiedlicher Energien (hier angegeben durch die Indices $_{1,2,3}$) treffen auf ein Anodenatom und werden durch sog. Coulomb-Wechselwirkung mit dem Atomkern (hier $\mathbf{Z}^+$) abgebremst. Durch die Anziehungskräfte zwischen Atomkern und Elektron kommt es zu einer Beschleunigung des Elektrons, je näher das Elektron am Atomkern vorbeifliegt, desto mehr wird es beschleunigt. Diese Beschleunigung führt zur Abstrahlung von Energie in Form von Röntgenquanten. Für die resultierenden Quantenenergie $E_\gamma = h \cdot v$ folgt in diesem Beispiel: $h \cdot v_1 > h \cdot v_2 > h \cdot v_3$.

©R. Schulze, 2019

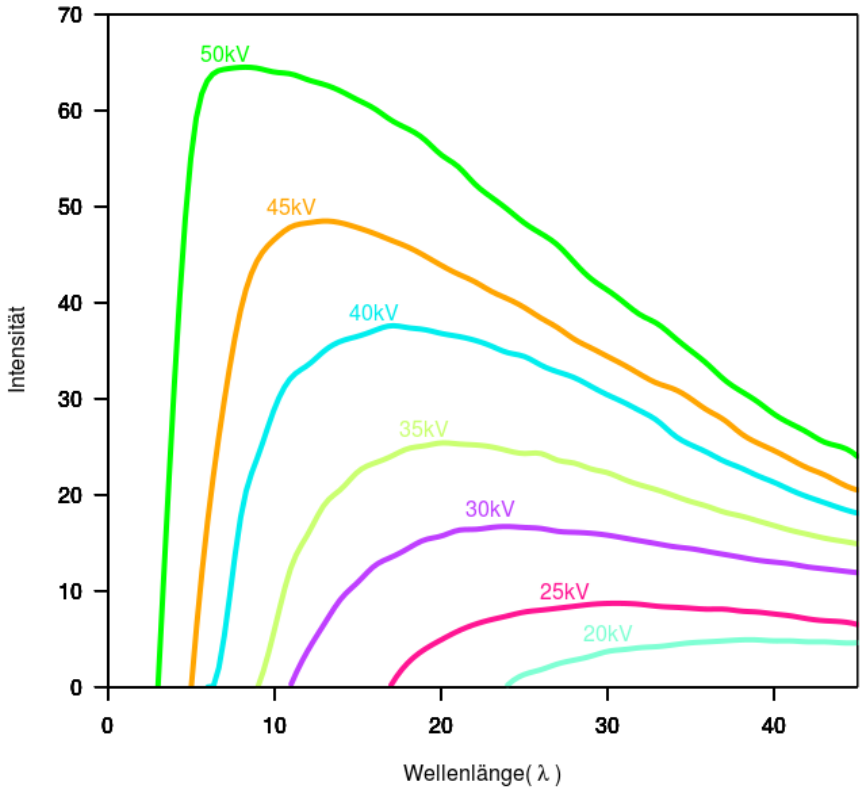


Abbildung 2.3: Ungefähre Bremsspektren für verschiedene Röhrenspannungen (ohne Berücksichtigung der charakteristische Eigenstrahlung). Die Intensität (s. auch S. 32) nimmt mit steigender Röhrenspannung zu. Die kürzeste im jeweiligen Spektrum enthaltene Wellenlänge (Grenzwellenlänge λ_G) nimmt mit steigender Röhrenspannung ab.

2.4) mit einer Glühwendel (z. B. Wolfram-Draht) auf der einen Seite bestückt. Gegenüberliegend befindet sich ein Wolframblock. Wolfram hat eine hohe Ordnungszahl (74) sowie einen extrem hohen Schmelzpunkt von 3422°C. Zwischen der mit einem eigenen Stromkreis S_G versehenen Glühwendel und dem Wolframblock wird ein Stromkreis S_R aufgebaut, an dem eine Röhrenspannung U_R anliegt. Diese liegt im zahnärztlichen Röntgen in einem Bereich zwischen ungefähr 60kV und 120kV (s. auch Tab. 2.3, S. 31). Wird nun in S_G eine Spannung U_G angelegt, so fließt ein *Heizstrom* A_G durch die Glühwendel, der zum Austritt von Elektronen führt. Diese werden in einem *Wehnelt-Zylinder* gebündelt und durch die *Röhrenspannung* U_R in Richtung der positiv geladenen Anode beschleunigt. Hierbei ist wichtig zu verstehen, dass die Beschleunigungsenergie exponentiell zur anliegenden *Röhrenspannung* U_R ansteigt (s. Gleichung 2.3, S. 26). Diese beeinflußt wiederum unmittelbar das entstehende Bremsspektrum. Bei angelegter Röhrenspannung U_R und dem dadurch verursachten Elektronenfluss zur Anode entsteht ein *Röhrenstromfluss* in der Röntgenröhre. Die dazugehörige *Röhrenstromstärke* liegt im Milliampere-Bereich und stellt einen der möglichen Einstellparameter (= Expositions-

©R. Schulze, 2019

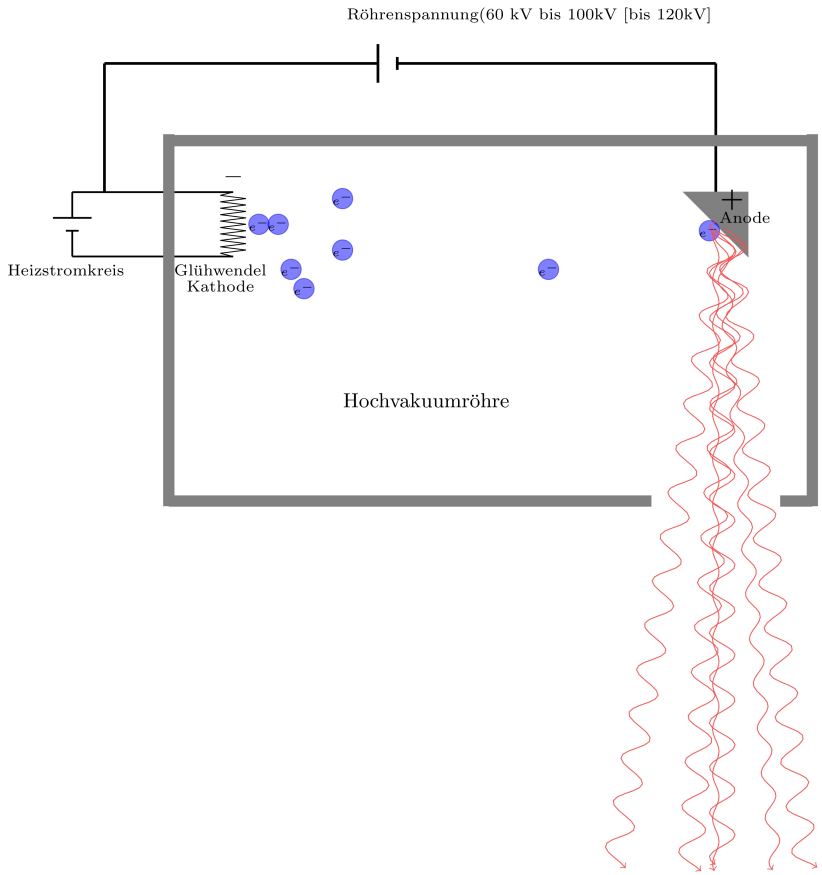


Abbildung 2.4: Schematischer Aufbau einer Röntgenröhre. In einer Hochvakuumröhre befindet sich eine abgeschrägte Wolframanode gegenüberliegend der Kathode. Beide sind durch den Röhrenstromkreis verbunden. Die Kathode besteht aus einer Glühwendel, aus der bei Einschalten des *Heizstromes* Elektronen durch Glühemission emittiert werden. Diese werden durch die *Röhrenspannung* (U_R) (im Kilovoltbereich [kV], s. Tab. 2.3, S. 31) beschleunigt und prallen mit einer Geschwindigkeit proportional zur *Röhrenspannung* auf die positiv geladene Wolframanode. Hierbei fließt ein *Röhrenstrom*, der im Bereich von Milliampere [mA] liegt. Zu einem geringen Teil wird die Bewegungsenergie der beschleunigten Elektronen beim Aufprall auf die *Anode* in Röntgenstrahlung (Bremsstrahlung) umgewandelt, welche durch das Strahlenaustrittsfenster die Röhre verlässt.

parameter) einer Röntgenröhre dar. Die Elektronen treffen mit hoher Geschwindigkeit auf das Anodenmaterial. Hierbei wird die kinetische Energie ($E_{kin} = 1/2 \cdot \mathrm{m_e} \cdot \mathrm{v}^2$) der Elektronen zum größten Teil (ca. 99%) in Wärme umgewandelt, nur ein kleiner Teil (<1%) wird als Röntgenstrahlung frei. Wegen der extremen Wärmeentwicklung ist Wolfram mit seinem sehr hohen Schmelzpunkt (s. o.) bestens als Anodenmaterial geeignet. Die entstehende Röntgenstrahlung wird auch als *Bremsstrahlung* bezeichnet (s. auch Abschnitt 2.2.1, S. 26). Die Wärme hat keinerlei Nutzen für die Anwendung und bedeutet einen

©R. Schulze, 2019



Abbildung 2.5: Röntgenröhre aus einem zahnärztlichen Röntgengerät mit Glühwendel auf der rechten Seite sowie der linksseitigen Anode

extrem hohen Energieverlust als Wärme, d.h. einen extrem schlechten Wirkungsgrad η des Systems. Den Wirkungsgrad kann man (eine nicht zu große Anodenleistungen vorausgesetzt) aus $\eta = \mathbf{k} \cdot \mathbf{Z} \cdot U_R$ berechnet werden. Die Konstante $\mathbf{k}$ hat hierbei etwa den Wert von $10^{-9}\mathrm{V}^{-1}$. Für eine Anodenmaterial wie Wolfram mit einer Ordnungszahl von $\mathbf{Z} = 74$ ergibt sich bei einer typischen, in der Zahnheilkunde verwendeten Spannung von $U_R = 70\mathrm{kV}$ etwa ein Wirkungsgrad $\eta = 0,0051 = 0,5\%$.
Außerdem entsteht zusätzlich zur Bremsstrahlung auch noch charakteristische Eigenstrahlung (s. Abschnitt 2.2.1, S. 26).
Physikalisch etwas vereinfacht, ergeben sich (im typischen medizinischen Röntgenspektrumbereich) aus den oben beschriebenen Vorgängen einige wichtige Zusammenhänge für die drei an einer Röntgenröhre einzustellenden (oder zumindest immer angegebenen) *Expositionsparameter*:

1. Eine Veränderung der *Röhrenspannung* (in Kilovolt [kV] an der Röhre angegeben) bewirkt eine Veränderung der *Strahlenqualität*, d.h. physikalisch exakter, der mittleren Energie des Bremsspektrums

2. Eine Veränderung der *Röhrenstromstärke* bewirkt eine Veränderung der *Quantität (=Menge)* an von der Röntgenröhre emittierter Röntgenstrahlung

2.3 Merging digitaler Datensätze

3. Eine Veränderung der *Belichtungszeit* bewirkt eine Veränderung der *Quantität (= Menge)* an von der Röntgenröhre emittierter Röntgenstrahl

Die wesentlichen Auswirkungen von Änderungen der Expositionsparameter sind in Tabelle 2.2 nochmals zusammengefasst.

Da die *Belichtungszeit* und der *Röhrenstromstärke* beide die Anzahl der emittierten Röntgenphotonen regeln, können beide Parameter einfach durch Multiplikation in einen Parameter zusammengefasst werden. Dieser wird als *Milliampere-Sekunden-Produkt* bezeichnet.

©R. Schulze, 2019

Parameter	Veränderung	Auswirkung
Röhrenspannung	Erhöhung⇑	Energie der Strahlung erhöht sich
Röhrenspannung	Reduktion⇓	Energie der Strahlung wird niedriger
Röhrenstromstärke	Erhöhung⇑	Menge der Strahlung erhöht sich
Röhrenstromstärke	Reduktion⇓	Menge der Strahlung wird geringer
Belichtungszeit	Verlängerung⇑	Menge der Strahlung erhöht sich
Belichtungszeit	Verkürzung⇓	Menge der Strahlung wird geringer

Tabelle 2.2: Vereinfachte Darstellung der Auswirkungen von Änderungen an den Expositionsparametern im Bereich der diagnostisch verwendeten Röhrenspannungen

60 kV bis 70 kV	intraorale Tubusaufnahmen
80 kV bis 90 kV	Panoramaschichtaufnahme, Fernröntgenaufnahmen
80 kV bis 120 kV	(dentale) digitale Volumentomographie

Tabelle 2.3: Typische Röhrenspannungs-Bereiche für zahnärztliche Röntgenaufnahmen

In Tabelle 2.3 sind typische Bereiche für verwendete Röhrenspannungen in Kilovolt für die unterschiedlichen zahnärztlichen Röntgenaufnahmen angegeben. Diese verstehen sich als ungefähre Werte, die selbstverständlich im Einzelfall bei bestimmten Geräten und Herstellern auch nach oben und unten abweichen können. In Deutschland liegt jedoch der gesetzlich erlaubte, untere Grenzwert der Röhrenspannung bei 60 kV [Bundesregierung BRD, 2009]. Niedrigere Spannungen erhöhen zwar potentiell den Gewebekontrast, die überproportional ansteigende Dosisbelastung überwiegt jedoch diesen Vorteil, so dass diese niedrigen Röhrenspannungen nicht mehr erlaubt sind.

In der Anwendung ist noch die Unterscheidung von *gepulster* und *nicht-gepulster* Strahlung wichtig. Nicht-gepulste Strahlung ist diejeinge Strahlung, deren *Dosisleistung* über einen längeren Zeitraum (abgesehen von Ein- und Ausschaltvorgängen) konstant ist. Gepulste Strahlung in diesem Zusammenhang ist Röntgenstrahlung, die mit einer vorbestimmten Frequenz von der Röhre emittiert wird, meist mit dem Hintergrund, nur soviel Strahlung abzugeben, wie dies für die Erzeugung einer bestimmten (notwendigen) Anzahl von Einzelaufnahmen notwendig ist. Beispielsweise wird in der dentalen digitalen Volumentomographie gepulste Strahlung verwendet, um Strahlung lediglich auf die für die diskreten Einzelaufnahmen notwendigen Zeitpunkte zu limitieren (s. auch Abschnitt 13.4, S. 277).

©R. Schulze, 2019

2.4 Wechselwirkung von Röntgenstrahlung mit Materie

Wie in Abschnitt 2.1, S. 23 besprochen, handelt es sich bei Röntgenstrahlung um elektromagnetische Wellenstrahlung (wie z. B. auch bei Radiowellen, Mikrowellen oder sichtbarem Licht). Lediglich die Wellenlänge λ ist deutlich kürzer, als die der anderen genannten Wellenstrahlungen. Wie in Kapitel 2, S. 23 erklärt, folgt daraus unmittelbar eine proportional zu $1/\lambda$ erhöhte Energie. Trifft Röntgenstrahlung auf Materie (auch "Absorber" genannt), ergeben sich, allgemein zusammengefasst, die folgenden Wechselwirkungseffekte:

- ein Teil der Röntgenstrahlung wird von der Materie gestreut,
- ein Teil der Röntgenstrahlung wird von der Materie absorbiert
- und ein Teil der Röntgenstrahlung durchdringt die Materie, ohne eine Wechselwirkung mit ihr einzugehen.

Diese grundsätzlichen drei Möglichkeiten existieren. Physikalisch folgt der Absorptionsprozess dem *Lambert-Beer-Gesetz* (s. auch Kapitel 4, S. 67):

$$I = I_0 \mathrm{e}^{-\mu_l \, d} \, . \tag{2.4}$$

wobei I_0 die Eindringintensität, I die Intensität nach dem Absorber, μ den Massenschwächungskoeffizienten und d die Dicke der absorbierenden Materie beschreiben. Der physikalische Begriff der "Intensität" ist definiert als die Quantenenergie E_γ der Strahlung pro Fläche A pro Zeit t:

$$I = \frac{E_\gamma}{A\,t} \tag{2.5}$$

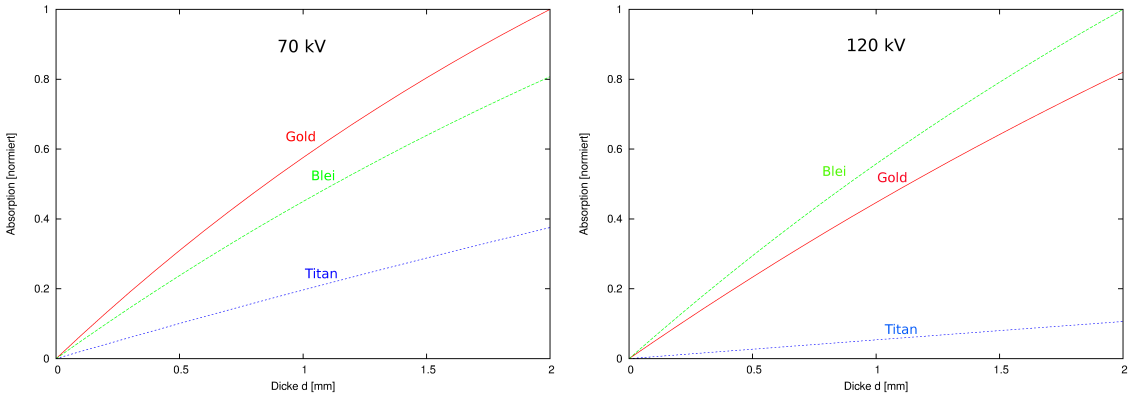
In welchem Umfang welche der Wechelwirkungseffekte jeweils stattfindet, hängt von verschiedenen Faktoren ab:

1. der Dicke des durchstrahlten Stoffes,
2. der Dichte des durchstrahlten Stoffes,
3. der 3. Potenz der Ordnungszahl der Materie,
4. der 3. Potenz der Quantenenergie.

Hieraus wird auch klar erkennbar, dass die Ordungszahl des Absorbers sowie die Quantenenergie der Strahlung einen deutlich erhöhten Einfluß haben. Beispielhaft ist die Absorption im Verhältnis zur Materialdicke für einige in der Zahnheiklunde häufig verwandte Metalle in Abb. 2.6 (S. 33) abgebildet.

Da Wasser ca. 50% bis 65% des Körpergewichtes bei Erwachsenen ausmacht, sind die Absorptionseigenschaften von Wasser von großer Bedeutung im medizinischen Röntgen. Abbildung 2.7 illustriert die Absorption von Wasser für verschiedene Energiebereiche.

©R. Schulze, 2019



(a) Absorption bei 70kV

(b) Absorption bei 120kV

Abbildung 2.6: Absorptionsverhalten (normiert) der Metalle Gold (z = 79), Blei (z = 82) sowie Titan (z = 22) für zwei Röhrenspannungen (70kV links, 120 kV rechts). Beachtenswert ist, das für den niedrigen Energiebereich (70kV) der Massenschwächungskoeffizient von Gold gerade einen Peak erreicht und somit die Absorption für Gold trotz niedrigerer Ordnungszahl bei 70kV höher ist als bei Blei. Die zugrundeliegenden physikalischen Messdaten wurden aus der Online-Datenbank (http://www.nist.gov/pml/data/xraycoef/) des National Institute of Standards and Technology (NIST), Maryland, USA entnommen.

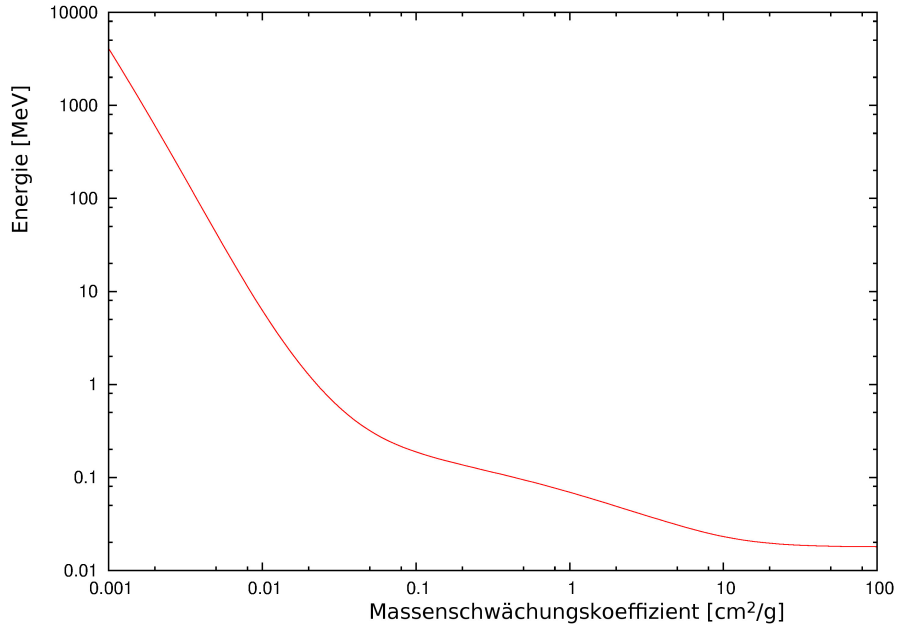


Abbildung 2.7: Absorption von Wasser im Verhältnis zur Photonenenergie. Die zugrundeliegenden physikalischen Messdaten wurden aus der Online-Datenbank (http://www.nist.gov/pml/data/xraycoef/) des National Institute of Standards and Technology (NIST), Maryland, USA entnommen.

©R. Schulze, 2019

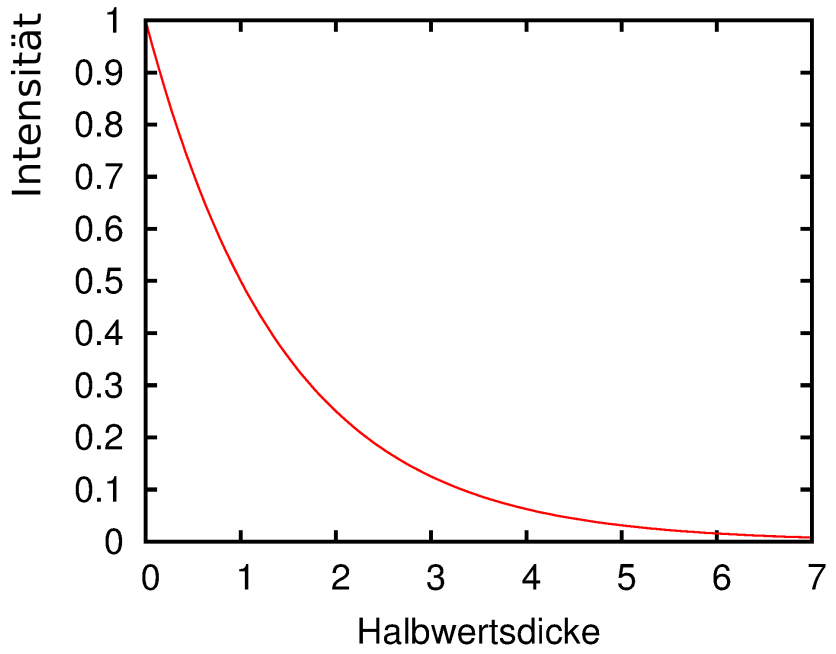


Abbildung 2.8: Resultierende Intensität (normiert auf 1) im Verhältnis zur jeweiligen Halbwertsdicke des Absorbers

Halbwertsdicke

Als *Halbwertsdicke* bezeichnet man die Schichtdicke eines bestimmten Absorbers, nach welcher die *Intensität* auf 50% abgefallen ist. Da dieser Zusammenhang auch durch das Lambert-Beer-Gesetz (Gl. 4.1, S. 68) beschrieben wird, hängt die *Halbwertsdicke* selbstverständlich auch vom Massenschwächungskoeffizient, der Quantenenergie sowie der Art des duchstrahlten Materials ab. Berechnen lässt sich die Intensität I nach einer bestimmen Anzahl n an Halbwertsdicken aus:

$$I = I_0 \cdot \frac{1}{2^n} \,. \tag{2.6}$$

Hierbei repräsentiert I_0 die Ausgangsintensität und I die Intensität nach der entsprechenden Dicke. Der Zusammenhang zwischen Halbwertsdicke und Intensität ist in Abbildung 2.8 grafisch dargestellt. Man erkennt, dass die Intensität nach einer Halbwertsdicke auf die Hälfte der Ausgangsintensität abgfallen ist, nach zwei Halbwertsdicken auf 1/4, nach drei Halbwertsdicken auf 1/8 usw. usw.

Physikalische Wechselwirkungen

Im folgenden Abschnitt werden die wesentlichen physikalischen Wechselwirkungen von Röntgenstrahlung erklärt. Die genannten Effekte sind abhängig von der Quantenenergie der Strahlung. Grundsätzlich bezieht sich der physikalische Begriff der Begriff *Streuung* (Klassische (Rayleigh) Streuung, Compton-Streuung) hierbei auf die physikalische

©R. Schulze, 2019

Definition, die als Ablenkung eines Objektes durch Wechselwirkung mit einem anderen (lokalen) Objekt festgelegt ist. Da Streuung generell abhängig von der Wellenlänge ist und mit abnehmender Wellenlänge zunimmt, werden Röntgenquanten viel stärker gestreut als beispielsweise sichtbares Licht. Die durch das Lambert-Beer-Gesetz (Gleichung 4.1, S. 68) physikalisch beschriebene Absorption von Röntgenstrahlung (und auch Gammastrahlung) wird durch vier verschiedene physikalische Wechselwirkungen determiniert, die im Folgenden kurz erklärt werden.

Photoelektrischer Effekt = Photoeffekt

Trifft ein Röntgenquant mit der Energie E_λ auf eine Hüllenelektron (vor allem aus der K-Schale) und ist dessen Bindungsenergie E_B kleiner als E_λ, kann das Elektron aus dem Atomverband herausgelöst werden, wobei ein *Ion* mit positiver Ladung entsteht. Da der Atomkern eine wesentlich größere Masse als das Elektron hat, wird die Restenergie in Form von kinetischer Energie E_{kin} fast vollständig auf das Elektron übertragen: $E_{kin} = E_\lambda - E_B$. Der Photoeffekt überwiegt vor allem in niedrigen Quantenenergiebereichen und bei Absorbern mit hohen Ordnungszahlen (beispielsweise Metallen). Er stellt im Energiebereich zwischen 10ekV und 100ekV (und damit im typischen Energiebereich des (zahn)medizinischen Röntgens, s. auch Tab 2.1, S. 24) den dominierenden und damit sehr relevanten Effekt bei Absorbern mit hohen Ordnungszahlen dar. Im Zusammenhang mit der im Folgekapitel (Kap. 3) besprochenen biologischen Wirkungen von Röntgenstrahlung ist die Entstehung von *Ionen* von entscheidender Bedeutung.

Klassische (Rayleigh) Streuung

Die klassische (oder Rayleigh-) Streuung kann man als elastischen Stoß zwischen Hüllenelektron und Photon betrachten, d. h. es tritt kein Energieverlust auf. Physikalisch erklärt werden kann dies durch die- durch die einfallende Röntgenstrahlung angeregte Schwingungen der Hüllenelektronen, was zu einer Wiederaussendung von Strahlung identischer Wellenlänge führt. Der Röntgenquant verliert hierbei keine Energie, sondern ändert lediglich seine Richtung. Die klassische Streuung (= *kohärente Streuung*) findet vor allem in niedrigen Energiebereichen ($<$ 10keV) und an relativ zur Wellenlänge λ kleinen Atomen/Molekülen statt. Die klassische Streuung wird auf Grund Ihrer Eigenschaften des elastischen Stoßes auch als "elastische Streuung" bezeichnet. Im Bereich der in der medizinischen (und zahnmedizinischen) Röntgenbildgebung verwendeten Energien stellt die klassische Streuung im Vergleich zu den anderen Wechselwirkungen den geringsten Anteil dar.

Compton-Streuung

Die Comptonstreuung (auch Compton-Effekt) kann man als elastischen Stoß zwischen freiem Elektron und Photon betrachten, bei welchem der Röntgenquant nur einen Teil seiner Energie an das Elektron abgibt. Hierbei wird das *Comptonelektron* herausgelöst und das Atom ionisiert. Auch hierbei entsteht ein *Ion* positiver Ladung. Wegen der Ener-

©R. Schulze, 2019

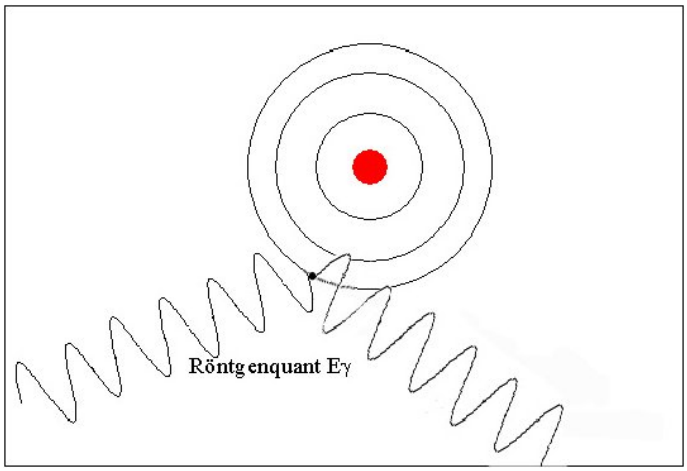


Abbildung 2.9: Klassische Streuung: im Sinne eines elastischen Stoßes wird der Röntgenquant ohne Energieabgabe in eine andere Richtung gestreut.

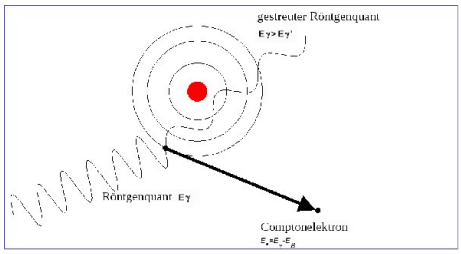


Abbildung 2.10: Compton-Streuung: Der Röntgenquant gibt bei dieser Art von Wechselwirkung einen Teil seiner Energie an das Atom ab, wobei ein Elektron (Compton-Elektron) aus einer äußeren Hülle herausgelöst und das Atom dadurch ionisiert wird. Durch die Energieabgabe wird die Wellenlänge λ des gestreuten Röntgenquants größer.

gieabgabe $\triangle E$ und des Impulserhaltungssatzes wird die Wellenlänge λ des gestreuten Röntgenquanten größer. Dieser Effekt tritt vorwiegend in mittleren Quantenenergiebereichen, also auch im Bereich der medizinisch verwendeten Röntgenstrahlen-Energien auf. Vorwiegend tritt diese Art von Wechselwirkung bei Absorbern niedriger Ordnungszahlen auf, also beispielsweise in biologischem Gewebe. Aus diesem Grund ist die *Comptonstreuung* ein dominierender Effekt im (zahn)medizinischen Röntgen.

Der Comptoneffekt überwiegt im Energiebereich, in dem E_λ die Bindungsenergie E_B der Elektronen weit übertrifft, aber andererseits die Schwellenwerte für die Paarbildung oder den Kernphotoeffekt noch nicht erreicht werden.

Paarbildung

Sobald die Quantenenergie größer ist als die Summe aus den Ruheenergien eines Elektrons und eines Positrons ($E > 2mc^2$), d.h. näherungsweise größer als 1,022 MeV, kommt es zur Erzeugung dieser beiden Teilchen. Hierbei handelt es sich um die Bildung eines tatsächlich beobachtbaren Paares aus Teilchen und Antiteilchen, d.h. Erzeugung von Ma-

©R. Schulze, 2019

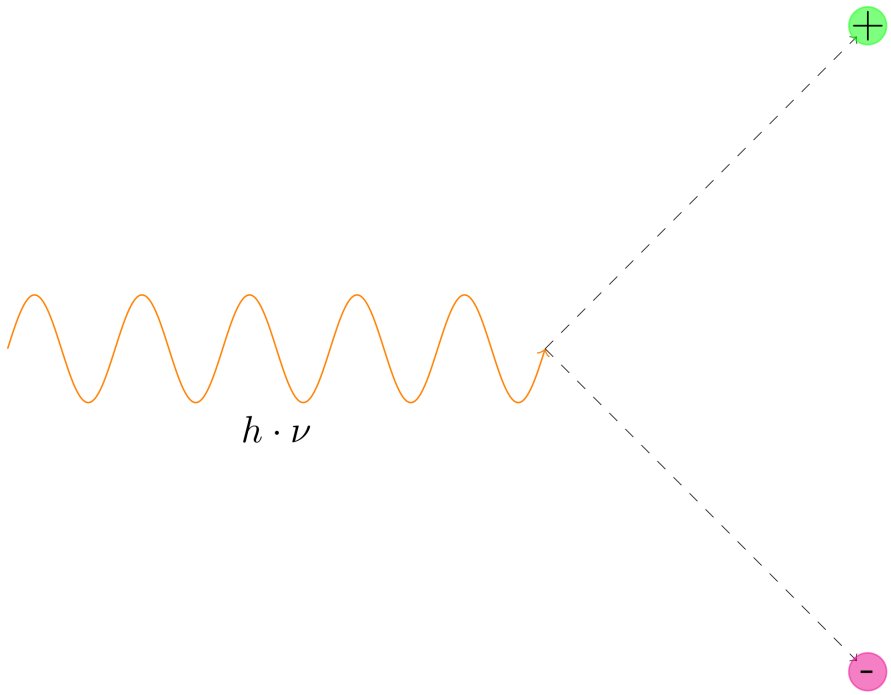


Abbildung 2.11: Bei Quantenenergien > 1,022MeV entsteht aus dem Röntgenquant Materie in Form eines Elektrons und eines Positrons.

terie aus Energie. Der Energieüberschuß kann als kinetische Energie auf beide verteilt werden. Bei hohen Quantenenergien > 3 MeV dominiert die *Paarbildung* als physikalischer Effekt.

Die beschriebenen physikalischen Wechselwirkungen stellen die Grundlage für die im folgenden Kapitel dargestellten biologischen Wirkungen von Röntgenstrahlung dar. Hierbei können jedoch auch nur diejenigen Röntgenquanten, die eine Wechselwirkung mit der Materie eingehen, also entweder gestreut und/oder absorbiert werden, biologisch wirksam werden, da nur sie Energie an die Materie abgeben. Röntgenquanten, die hingegen ungehindert den Absorber ohne Wechselwirkung durchdringen, geben selbstverständlich auch keine Energie an diesen ab und werden aus diesem einfachen Grund auch nicht biologisch wirksam. Die biologische Wechselwirkungen von Röntgenstrahlung werden im folgenden Kapitel erläutert.

Photolumineszenz

Ein weiterer, wichtiger physikalischer Effekt, der im medizinischen Röntgen in mehreren technischen Geräten gezielt eingesetzt wird, ist die *Photolumineszenz*. (Photo)Lumineszenz ist der physikalische Überbegriff über die zwei Effekte *Fluoreszenz* und *Phosphoreszenz*. Lumineszenz wird auch als "kaltes Leuchten" bezeichnet. Definiert ist die Photolumineszenz als Lichtemission (Emission von Photonen) nach vorheriger Anregung durch ebenfalls

©R. Schulze, 2019

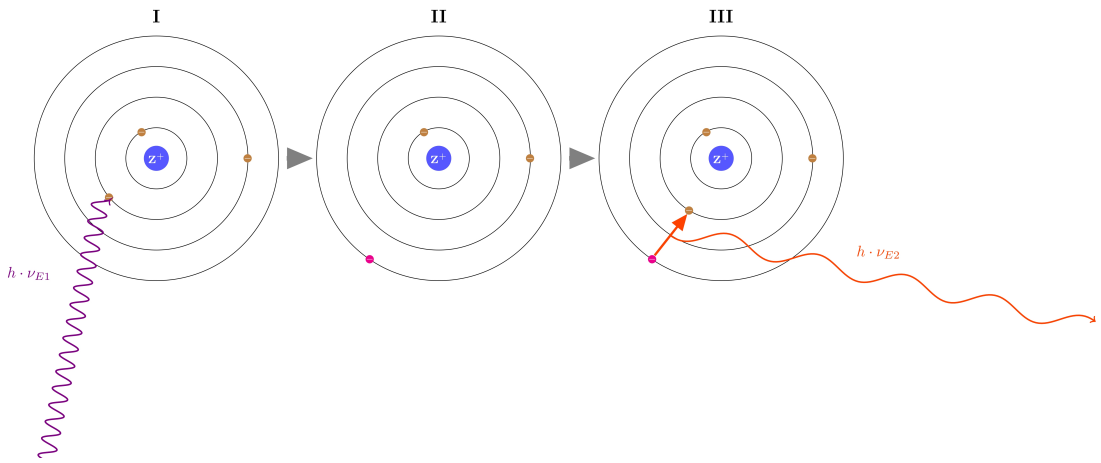


Abbildung 2.12: Trifft ein Röntgenquant der Energie $E1$ auf ein lumineszierendes Atom (Zustand I, Grundzustand), so wird ein Außenelektron meist über den photoelektrischen Effekt (Photoeffekt, s. Kapitel 2.4, S. 32) auf eine höhere Energieebene angehoben (Zustand II, angeregter Zustand). Das Elektron gibt diese Energie beim Zurückspringen auf das Ausgangsniveau (III, Lumineszenz) in Form eines Lichtquants der Energie $E2$ wieder ab. Die Energiedifferenz $\triangle E = E1 - E2$ entspricht dabei exakt der Energiedifferenz zwischen den beiden Elektronenbahnen.

elektromagnetische Wellenstrahlung unterschiedlicher Energiebereiche. Die beiden Subtypen *Fluoreszenz* und *Phosphoreszenz* unterscheiden sich hierbei wie folgt:

Fluoreszenz: Als Fluoreszenz ist die kurzzeitige, spontane Emission von Licht definiert, die beim Übergang eines elektronisch angeregten Systems zurück in einen Zustand niedriger Energie erfolgt. Eingestrahlte elektromagnetische Wellenstrahlung (Energiebereich: UV- oder Röntgenstrahlung) bewirkt, dass ein Elektron auf ein angeregtes Niveau angehoben wird und praktisch unmittelbar darauf sofort (meist ca. innerhalb 10^{-6}s wieder in den Grundzustand zurückkehrt. Hierbei wird ein Photon im sichtbaren Spektralbereich emittiert. Bei der *Fluoreszenz* erfolgt also **kein Nachleuchten!**

Phosphoreszenz: Ebenfalls Emission von Licht, die beim Übergang eines elektronisch angeregten Systems zurück in einen Zustand niedriger Energie erfolgt. Allerdings erfolgt der Energieübergang bei der *Phosphoreszenz* später als bei der *Fluoreszenz*, und zwar in einem Zeitraum zwischen Sekundenbruchteilen bis hin zu Stunden nach Anregung. Bei der *Phosphoreszenz* kommt es also **zu einem Nachleuchten!**

Photolumineszenz nützt man im (zahn)medizinischen Röntgen sowohl bei den Speicherfolien (siehe auch Abschnitt 5.1.4 in Kap. 5, S. 90) als auch im Bereich des filmbassierten Röntgens bei den sog. *Verstärkerfolien*. Letztere wurden beim filmbasierten Röntgen verwendet, um die Röntgenstrahlung durch Fluoreszenz in elektromagnetische Wellenstrahlung im Wellenlängenbereich des sichtbaren Lichtes umzuwandeln, da der Röntgenfilm für dieses deutlich empfindlicher ist, als für die wesentlich energiereichere Röntgenstrahlung

©R. Schulze, 2019

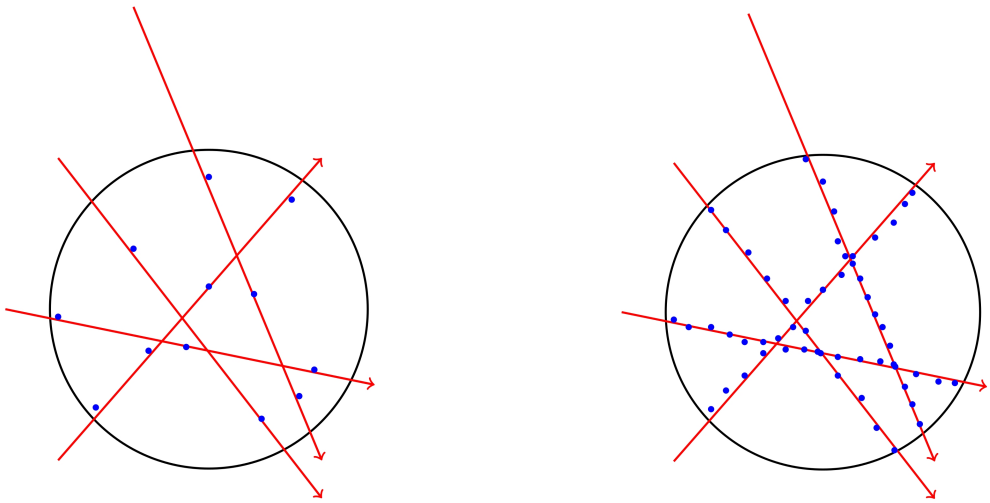
selbst. Dadurch konnte die zur Erzeugung des Film-Röntgenbildes notwendige Dosis deutlich reduziert werden. Somit trugen *Verstärkerfolien* im Zeitalter des filmbasierten Röntgens ganz wesentlich zur Dosisreduktion und damit zum Strahlenschutz bei. Außerdem wird Lumineszenz bei den in den Detektoren verbauten *Szintillatoren* (siehe Kapitel 5, S. 87ff) verwendet, um die Röntgenstrahlung in sichtbares Licht umzuwandeln. Für Letzeres sind die Detektoren nämlich deutlich empfindlicher als für die hochenergetischen Röntgenstrahlen, die die halbleiterbasierten Detektoren ohne wesentliche Wechselwirkunden einfach durchdringen.

©R. Schulze, 2019

3 Dosis und Biologische Wirkungen

Die durch Röntgenstrahlung bei biologischen Organismen ausgelösten negativen Effekte sind bereits seit Anbeginn der Verwendung dieser Strahlung bekannt. Bereits einige Monate nach der Entdeckung durch Wilhelm Conrad Röntgen trat der erste Schaden am Menschen auf. Im Jahr 1902, also lediglich sieben Jahre nach der Entdeckung der Röntgenstrahlung, wurde der erste strahleninduzierte Hautkrebs bekannt [Shah et al., 2012]. 1911 wurde zudem über fünf auffällige Leukämien bei Röntgenologen in Berlin berichtet [von Jagie et al., 1911]. Auf Grund der hohen Energie der Röntgenstrahlung und ihrer daraus resultierenden Potenz, Materie zu *ionisieren* bzw. Atome anzuregen, sind die Wechselwirkungen von Röntgenstrahlung mit biologischen Organismen gefürchtet. Ionisation ist der Prozess in dem die Strahlung ein oder mehrere äußere Hüllenelektronen aus dem Atom herauslöst und somit ein positiv geladenes Teilchen (Ion) entsteht. In Kapitel 2 (S. 23) sind die physikalischen Wechselwirkungen erläutert, die zur Entstehung von Ionen und freien Elektronen führen. Sowohl die Ionen als auch die freien Elektronen sind chemisch sehr reaktiv, die durch sie ausgelösten bzw. gestörten chemischen Reaktionen können potentiell schädlich für einen lebenden Organismus sein. Elektromagnetische Wellenstrahlung größerer Wellenlängen und damit geringerer Energie wie z. B. Rundfunkwellen, Mikrowellen oder sichtbares Licht (s. auch Tab. 2.1, S. 24) ist dagegen nicht in der Lage, Atome zu ionisieren. Dies geschieht erst ab einer Mindestenergie von 10 eV [American Association of Physicists in Medicine (AAPM), 1986]. Ionisierende Strahlung wird allgemein nach der von ihr im Mittel an den Absorber übertragenen Energie klassifiziert. Röntgenstrahlung und Gammastrahlung gehört zu den *locker ionisierenden Strahlungsarten* (Abb. 3.1, S. 42).

Wichtig ist, sich klarzumachen, dass nur der Anteil an Strahlung wirksam werden kann, der eine Wechselwirkung mit der Materie eingeht. Also der Anteil der Strahlung, der entweder *absorbiert* oder *gestreut* wird. Denn bei diesen Wechselwirkungen wird, wie in Abschnitt 2.4 (S. 2.4) Energie an die getroffene Materie abgegeben. Dadurch werden beispielsweise Ionen und freie Radikale erzeugt, die dann auf Grund ihrer Instabilität weitere chemische Reaktionen anstoßen bzw. auslösen. Leben basiert ja auf einer unüberschaubar großen, gesteuert ablaufenden Anzahl chemischer Reaktionen. Im Prinzip kann jede einzelne dieser Reaktionen durch freie Ionen und Radikale gestört werden. Radikale reagieren unmittelbar mit Nachbarmolekülen, was zu einer Spaltung chemischer Bindungen oder der Oxidation der betroffenen Moleküle führt. Eine Voraussage über die exakten Störungen, die bei einer Exposition mit Röntgenstrahlung eintreten werden, ist auf Grund der Komplexität von biologischen Organismen nicht möglich. Ein einfacher statistischer Zusammenhang ist jedoch die logische Folge: je mehr Strahlung, d. h. je höher die Dosis, desto wahrscheinlicher sind negative Effekte zu beobachten.



(a) (b)

Abbildung 3.1: (a) *locker ionisierende* Strahlung (wie etwa Röntgenstrahlung) im Vergleich zu *dicht ionisierender Strahlung* (b), etwa Alphastrahlung. Die rot markierten Pfade stellen die durch eine Zelle hindurchtretenden Strahlen dar, die blauen Punkte die entlang der Pfade ionisierten Atome.

Lange Zeit stellte das sog. "Gesetz von Bergonié und Tribondeau" aus dem Jahr 1905 eine quasi unumstößliche Grundlage für die generelle Strahlenempfindlichkeit von biologischen Geweben. Danach ist die Strahlenwirkung umgekehrt direkt proportional zur reproduktiven Aktivität der Zellen (Zellvermehrung) sowie zum Grad ihrer Differenzierung [Bergonié and Tribondeau, 1905]. Anders ausgedrückt, sind demnach Gewebe mit hoher Zellteilungsrate und niedrigem Differenzierungsgrad besonders anfällig für die Wirkung ionisierender Strahlung. Das "Gesetz von Bergonié und Tribondeau" wird noch heute in zahlreichen medizinischen Lehrbüchern als Fakt zitiert. Die Erfahrung auf Basis langjähriger Beobachtungen beispielsweise nach Tumorbestrahlung von Patienten zeigt jedoch, dass das genannte "Gesetz" in der damals formulierten Form die Wirkung der Strahlung auf sich langsamer teilende Gewebe wohl unterschätzt [Beck-Bornholdt et al., 1997]. Es ist daher nicht allgemeingültig und muss neu überdacht werden.
Im folgenden Kapitel 3.1 werden zunächst die Dosisbegriffe eingeführt und einige generelle Überlegungen zur Dosis bei ionisierenden Strahlen angestellt.

3.1 Dosis

Strahlendosis definiert die Menge absorbierter ionisierender Strahlung in Materie. Letztere ist bei biologischen Geweben eine komplex aufgebaute Komposition aus hauptsächlich organischen Molekülen. Aus diesem Grund ist die exakte Absorption von ionisierender Strahlung schwer messbar. Die absorbierte Energie direkt zu messen, ist in den in der

©R. Schulze, 2019

(Zahn-)Medizin verwendeten Energiebereichen im Röntgen praktisch kaum möglich, da die Energie insgesamt sehr gering ist. Zudem folgt die tatsächlich übertragene Energie stochastischen Prozessen, die sich aus der Natur der physikalischen Wechselwirkungen auf atomarer Ebene erklären lassen. Im makroskopischen Bereich ist diese zufällige Ereignisverteilung in der Summe jedoch ohne Bedeutung. Für die einzelne Zelle betrachtet, führt die stochastische Verteilung demnach bereits dazu, dass nicht in allen Zellkernen die gleiche Energiemenge deponiert wird [Hartmann and Schlegel, 2006]. Dosis in diesem Kontext kann daher definiert werden als die potentiell von einem Individuum im Rahmen einer spezifischen Exposition aufgenommenen Strahlungsenergie [Smith, 2011].

Im Laufe der Jahre mehrere Dosisarten entwickelt, die in ihrer Gesamtheit dazu dienen können, die von einem biologischen Organismus aufgenommene Dosis zu ermitteln. Die verschiedenen relevanten Dosisarten und -Begriffe werden im folgenden Abschnitt erläutert.

3.1.1 Grundlagen zur Dosis

Während man beispielsweise mit Hilfe einer Ionisationskammer (s. Abschnitt 3.1.3, S. 3.1.3) sehr gut messen kann, welche Dosis ein Röntgengerät emittiert, ist die Messung der von einem Absorber aufgenommenen Dosis ein komplexer und aufwändiger Vorgang. Wie oben bereits angesprochen, ist die direkte Messung beispielsweise der Erwärmung des Absorbers durch die Energieabgabe der Röntgenstrahlung kaum zielführend, da die geringgradige Erwärmung nur sehr schwierig messbar ist. Eine wichtige Größe zur Bestimmung der Dosis, die eine bestimmte ionisierende Strahlung verursacht, ist der sog. *lineare Energietransfer* (LET). Er ist definiert als der Energiebetrag, den eine ionisierende Strahlung pro durchlaufene Strecke an den durchdrungenen Absorber abgibt. Die Einheit für den *lineare Energietransfer* ist folgerichtig Elektronenvolt pro Mikrometer. In Tabelle 3.1 wird der lineare Energietransfer für ionisierende Strahlungsarten quantifiziert.

	Strahlungsart	LET in Wasser
niedrige LET	☞ Röntgenstrahlung ☞ Gammastrahlung ☞ Betastrahlung	$\approx 0,25\text{keV}/\mu\text{m}$
hohe LET	☞ Protonenstrahlung ☞ schnelle Neutronen	$\approx 40\text{keV}/\mu\text{m}$
	☞ Alphastrahlung	$\approx 200\text{keV}/\mu\text{m}$

Tabelle 3.1: Linearer Energietransfer (LET) verschiedener ionisierender Strahlungsarten in Wasser [American Association of Physicists in Medicine (AAPM), 1986]

Der LET-Wert sagt also aus, wieviele Ionen pro durchstrahlter Strecke im Absorber von der entsprechenden Strahlung erzeugt wurden. Hohe LET-Werte bedeuten daher, dass entsprechend viele Ionen pro Streckenabschnitt erzeugt werden. Wie aus Tabelle 3.1 er-

©R. Schulze, 2019

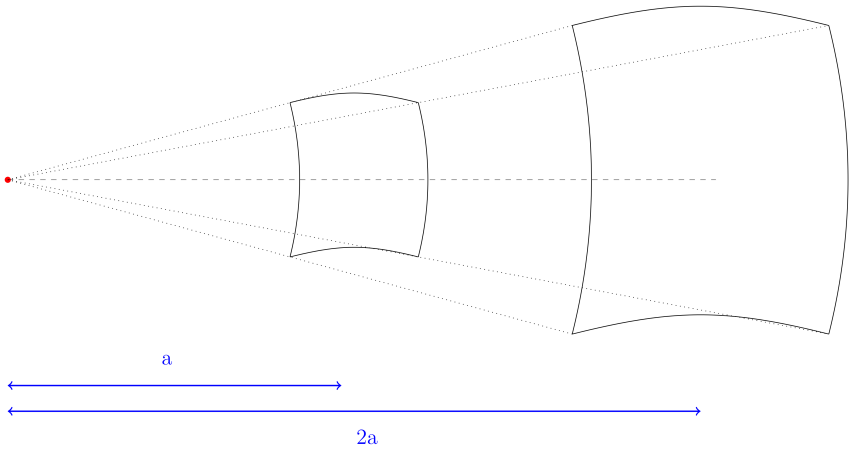


Abbildung 3.2: Mit Verdoppelung des Abstandes von der Strahlenquelle nimmt die Dosis auf ein Viertel ab.

sichtlich, besteht ein erheblicher Unterschied von 800% zwischen dem relativ niedrigen LET von Röntgenstrahlung und dem höchsten LET von Alphastrahlung. Dies verdeutlicht, wie gefährlich Alphastrahlung ist. Sie wird zwar nach wenigen Millimetern Gewebe komplett absorbiert, d. h. Alphastrahlung dringt nicht tief (im Submillimeterbereich) in biologisches Gewebe ein. Jedoch ist ihre Energieabgabe (d. h. die Anzahl an erzeugten Ionen) pro Streckeneinheit ca. 1000mal größer als die von Röntgenstrahlung [American Association of Physicists in Medicine (AAPM), 1986].
Die Dosis, die ein Absorber erhält, hängt sowohl von den Eigenschaften des Absorbers (s. Abschnitt 2.4, S. 32) als auch von der Strahlenqualität (Wellenlänge λ) und Quantität. Auch der Abstand der Strahlenquelle zum Absorber hat einen Einfluss. Bedingt durch die Divergenz der Strahlung, d.h. dem Ausbreiten der elektromagnetischen Wellen von der Quelle in alle Richtungen, sinkt die Dosis bei doppeltem Abstand auf ein Viertel des Wertes ab (s. Abb 3.2). Da sich dieser Prozess im dreidimensionalen Raum abspielt, liegen die Ebenen isometrischer Abstände auf einer Kugeloberfläche, deren Punkte bekanntlich alle denselben Abstand vom Kugelmittelpunkt (der Strahlenquelle) haben. Die Intensität I (s. auch Abschnitt 2.4, S. 2.4) verhält sich daher umgekehrt proportional zur Entfernung r:

$$I \propto \frac{1}{r^2} \tag{3.1}$$

$$\frac{I_1}{I_2} = \frac{r_2^2}{r_1^2} \tag{3.2}$$

Das Produkt aus Dosis und Fläche (*Dosisflächenprodukt*) bleibt jedoch konstant.

3.1.2 Dosisarten

Grundsätzlich geht man von der *Energiedosis* aus, die als die absorbierte *Energie* pro *Masse* definiert ist. Die Energiedosis D_E gibt an, wieviel Energie (dE) aus der ionisierenden

©R. Schulze, 2019

Strahlung von einem Massenelement dm aufgenommen wird:

$$D_E = \frac{\mathrm{d}E}{\mathrm{d}m}\,. \tag{3.3}$$

Hier zeigt sich, dass die Dosis eine spezifische Größe ist, wie etwa auch das spezifische Gewicht, weil die Energie auf eine Massen*einheit* bezogen ist. Die SI-Einheit für die Energiedosis ist das Gray [Gy] benannt nach dem britischen Physiker und Radiologen Louis Harold Gray. Ein Gy entspricht einem Joule pro Kilogram [J/kg] Körpergewicht. Die Energiedosis kann definitionsgemäß auf jedes Medium bezogen werden, z. B. Luft oder Wasser. In Bezug auf die Energiedosis in Lebewesen bietet sich jedoch Wasser an, da Wasser bzgl. seiner Absorptionseigenschaften ungefähr gewebeäquivalent ist.
Für den Strahlenschutz wurde die "Äquivalentdosis" eingeführt, deren Einheit benannt nach dem schwedischen Physiker Rolf Maximilian Sievert das Sievert [Sv] ist. Die Äquivalentdosis ist ein Konstrukt aus dem Strahlenschutz, welche aus der Energiedosis durch Multiplikation mit einem festgelegten, strahlungsspezifischen Strahlungs-Bewertungsfaktor q errechnet wird:

$$\text{Äquivalentdosis} = \text{Energiedosis} \cdot \text{q} \tag{3.4}$$

Letzterer wurde durch die Publikation Nr. 60 der *International Commission on Radiological Protection (ICRP)* im Jahr 1991 festgelegt [International Commission on Radiological Protection ICRP, 1991]. Da der Strahlungs-Bewertungsfaktor auf Röntgenstrahlung normiert wurde, ist der Bewertungsfaktor folgerichtig für Röntgenstrahlung gleich dem Wert 1. Aus diesem Grund entspricht die Äquivalentdosis für Röntgenstrahlung numerisch der Energiedosis. Zum Vergleich, α-Strahlung (Heliumkerne) hat den Strahlungs-Bewertungsfaktor 20 und wird damit nach aktueller Datenlage als 20 Mal so schädlich für biologische Gewebe eingeschätzt, wie Röntgenstrahlung.
Der derzeit für den Strahlenschutz gebräuchlichste Dosis ist die sogenannte "Effektive Dosis". Sie ist definiert als Summe der gewichteten Organdosen in [...] Geweben oder Organen des Körpers durch äußere Strahlenexposition [International Commission on Radiological Protection ICRP, 1991]:

$$D_{eff} = \sum_i w_i \cdot D_i \tag{3.5}$$

mit w_i den organ-/gewebespezifischen Wichtungsfaktoren und D_i den Einzeldosen der exponierten Organe. Hierbei stehen die *stochastischen Strahlenwirkungen* (s. Kapitel 3.2, S. 53) im Fokus. Die Einheit der effektiven Dosis ist das Sievert [Bundesregierung BRD, 2003a]. Die Gewichtung erfolgt dabei nach von der ICRP festgelegten, organspezifischen Gewichtungsfaktoren. Diese Gewichtungsfaktoren sind in der Summe normiert auf 1. In Tabelle 3.2 sind die derzeit nach ICRP Publikation 103 aus dem Jahr 2007 [International Commission on Radiological Protection ICRP, 2007] gültigen Gewichtungsfaktoren aufgelistet.
Da sie direkt gemessenen werden kann (s. Abschnitt 3.1.3, S. 48), stellt die *Ionendosis* eine weitere wichtige Dosis dar. Die Ionendosis D_J ist die durch ionisierende Strahlung in

©R. Schulze, 2019

Gewebe/Organ	Gewichtungsfaktor
Knochenmark (rot)	0,12
Kolon	0,12
Lunge	0,12
Magen	0,12
Brust	0,12
restliche Gewebe*	0,12
Keimdrüsen	0,08
Blase	0,04
Oesophagus	0,04
Leber	0,04
Schilddrüse	0,04
Knochenoberfläche	0,01
Gehirn	0,01
Speicheldrüsen	0,01
Haut	0,01

Tabelle 3.2: Gewichtungsfaktoren nach ICRP Vorschlag 103 [International Commission on Radiological Protection ICRP, 2007]. *Restliche Gewebe: Nebennieren, Obere Atemwege, Gallenblase, Herz, Nieren, Lymphknoten, Muskelgewebe, Mundschleimhaut, Bauchspeicheldrüse, Prostata, Dünndarm, Milz, Thymus, Gebärmutter/Gebärmutterhals.

Luft erzeugt Ladungsmenge $\mathrm{d}Q$ je Masseneinheit $\mathrm{d}m$:

$$D_J = \frac{\mathrm{d}Q}{\mathrm{d}m} \tag{3.6}$$

Weitere wichtige Dosisgrößen

Kerma

Kerma ist eine wichtige Größe aus dem Bereich der Strahlenphysik, die die erste Stufe der Energieübertragung durch Ionisationsprozesse beschreibt. Ausgeschrieben bedeutet der Begriff *Kerma* "**K**inetic **E**nergie **r**eleased per unit **Mas**s" oder auch "**K**inetic **E**nergy **r**eleased in **Ma**tter". Das zugrundeliegende Prinzip dieser Größe beruht auf den durch die Röntgenphotonen bei den Wechselwirkungen mit beispielsweise Luft freigesetzten Sekundärteilchen, den Elektronen (durch *Comptonstreuung* und *Photoeffekt*, s. auch Kapitel 2.4, S. 32). Diese Elektronen übertragen entlang ihrer Bahn in der Luft Energie auf diese. Die so in der unmittelbaren Umgebung der Elektronenpfade deponierte Energie wird zur ersten Stufe gezählt. Einen wesentlich kleineren Bruchteil der Energie der Elektronen wird zusätzlich als Bremsstrahlung frei (s. Kapitel 2.2.1, S. 26). Diese nicht in der Umgebung

©R. Schulze, 2019

abgegebene Energie wird als zweite Stufe bezeichnet. Die erste Stufe ist durch die Messgröße *Kerma* beschrieben, die zweite durch die bereits oben eingeführte *Energiedosis* (s. S. 45). Die Definition von Kerma ist:

$$K = \frac{E_K}{m} \tag{3.7}$$

mit E_K als kinetische Energie, der Masse m und der SI-Einheit $\frac{\mathrm{Gy}}{\mathrm{kg}}$.

Da die Übertragung der Energie auf ein bestimmtes Medium erfolgt, ist Kerma immer eine materialbezogene Größe, d.h. vom bestrahlten Medium abhängig. Häufig verwendet wird die in einem bestimmten, kleinvolumigen Volumen an Luft abgegebene Energie als *Air Kerma* (K_A) gemessen.

Dosisflächenprodukt

Das *Dosisflächenprodukt*, abgekürzt meist als DFP, dient als technische Messgröße für die Berechnung der Dosis an einem Röntgengerät. Die Einheit für das DFP ist das Gray. Definiert ist das DFP durch

$$\mathrm{DFP} = \int_A K_A \cdot \mathrm{d}A \tag{3.8}$$

also als das Integral der Luftkerma K_A über die die Fläche A.

CTDI

Diese für die Computertomographie entwickelte Messgröße steht für "**C**omputed **T**omography **Dose I**ndex" und beschreibt die gemittelte absorbierte Dosis während der Aufnahme. Nach Definition wird der CTDI immer für axiale CT-Aufnahmen gemessen, da diese Ausrichtung der ursprünglichen Ausrichtung bei der CT entspricht (s. auch Kapitel 9.1, S. 209ff). Allgemeingültig definiert ist der CTDI heute durch [American Association of Physicists in Medicine (AAPM), 2008]:

$$\mathrm{CTDI} = \frac{1}{NT} \cdot \int_{-\infty}^{+\infty} \mathrm{D(z)}\ \mathrm{d}z \tag{3.9}$$

mit:

D(z)	=	Röntgendosis-Profil entlang der z-Achse gemessen
N	=	Anzahl der tomographischen Schichten pro axialem Einzelscan
T	=	Dicke der tomographischen Schicht, also Einblendung in z-Richtung.

Neben diesem allgemeingültigen CTDI-Wert gibt es einige von ihm abgeleitete Werte, wie etwas den $CTDI_{100}$, der den über 100mm z-Achsenabdeckung akkumulierten Dosiswert entsprechend der nach Gl. 3.9 modifizierten Gleichung $\mathrm{CTDI}_{100} = \frac{1}{NT} \cdot \int_{-50mm}^{+50mm} \mathrm{D(z)}\,\mathrm{d}z$ abbildet. Als Einheit für den CTDI ergibt sich aus der Berechnung beispielsweise $[mGy/mAs]$.

©R. Schulze, 2019

Dosis-Längen-Produkt

Eine vom CTDI abgeleitete Größe ist das Dosis-Längen-Produkt (DLP), was sich beispielsweise in der praktischen Anwendung in der CT bewährt hat. Das DLP gibt das Linienintegral der Dosis über die Breite des verwendeten Strahlenfächers an. Definiert ist das DLP als das Produkt aus dem CTDI und der Anzahl N an Schichten bei Schichtbreite h: DLP = DLP $\cdot$ N $\cdot$ h. Vorteilhaft am Dosislängenprodukt ist die Möglichkeit, es für alle Arten von CT-Techniken anwenden zu können, da der Pitchfaktor bereits über das Produkt mit den Faktoren N und h in seine Berechnung integriert ist. Die Einheit ist folgerichtig beispielsweise $[mGy \cdot cm]$.

3.1.3 Dosismessung

Dosismessungen erfolgen mit unterschiedlichen technischen Vorrichtungen (Dosimeter), auf die im Folgenden näher eingegangen wird. Die initiale Messung der Energiedosis erfolgt in der Regel über eine Messung der Ionendosis, welche im folgenden Abschnitt erläutert wird. Besprochen werden in diesem Buch lediglich einige bekannte und gebräuchliche technische Lösungsansätze für Dosimeter. Für tiefer gehende Informationen zu diesem Thema und spezielle andere technische Lösungen in der Dosismessung werden die interessierten Leser auf Werke anderer Autoren verwiesen (z. B. Kap. 4 in [Friedmann, 2015]).
Entscheidend für entsprechende Dosismessinstrumente ist, dass der durch die Strahlung hervorgerufene, gemessene Effekt über einen weiten Energiebereich linear ist, d.h. weitgehend energieunabhängig erfolgt [Hartmann and Schlegel, 2006].

Gas-Ionisationsdetektoren

Gas-Ionisationsdetektoren sind eigentlich Ionisationskammer-Dosimeter, in welchen die durch die Wechselwirkung der Strahlung mit Luft die in dieser erzeugten Ionen gemessen werden. In einer luftgefüllten Kammer definierten Volumens befinden sich zwei Elektroden, zwischen denen eine hohe Spannung angelegt wird. Im Normalzustand ohne Strahlung fliest kein Strom, da Luft einen Isolator darstellt. Sobald jedoch durch die Strahlung Ionen in der Luft erzeugt werden, fließt ein Strom, der proportional zur erzeugten Ladung ist. Bei entsprechender Kalibrierung kann bei einem Ionisationskammer-Dosimeter die erzeugte Ionendosis [Coulomb/$\mathrm{kg_{Luft}}$] und nach entsprechender Umrechnung auch die Äquivalentdosis in Millisievert [mSv] angegeben werden.

Festkörper-Ionisations-Dosimeter

Festkörper-Ionisations-Dosimeter (Abb. 3.3, S. 49) werden oft auch als Halbleiter-Dosimeter bezeichnet. Sie sind meist aus hochreinem Silizium oder Germanium aufgebaut und beruhen auf der dosisabhängigen Ionisation in diesen Festkörpern. Hierbei werden durch die Photonen in den Festkörpern entweder frei bewegliche Elektronen oder Löcher erzeugt. Die Ionisation wird proportional in Ladungen umgewandelt, die wiederum als Messwert verwendet werden. Dadurch, dass Halbleiter im Vergleich zu gasförmigen Detektionsmaterialien (in Ionisationskammern) eine wesentliche (etwa 1000fach) höhere Dichte

©R. Schulze, 2019

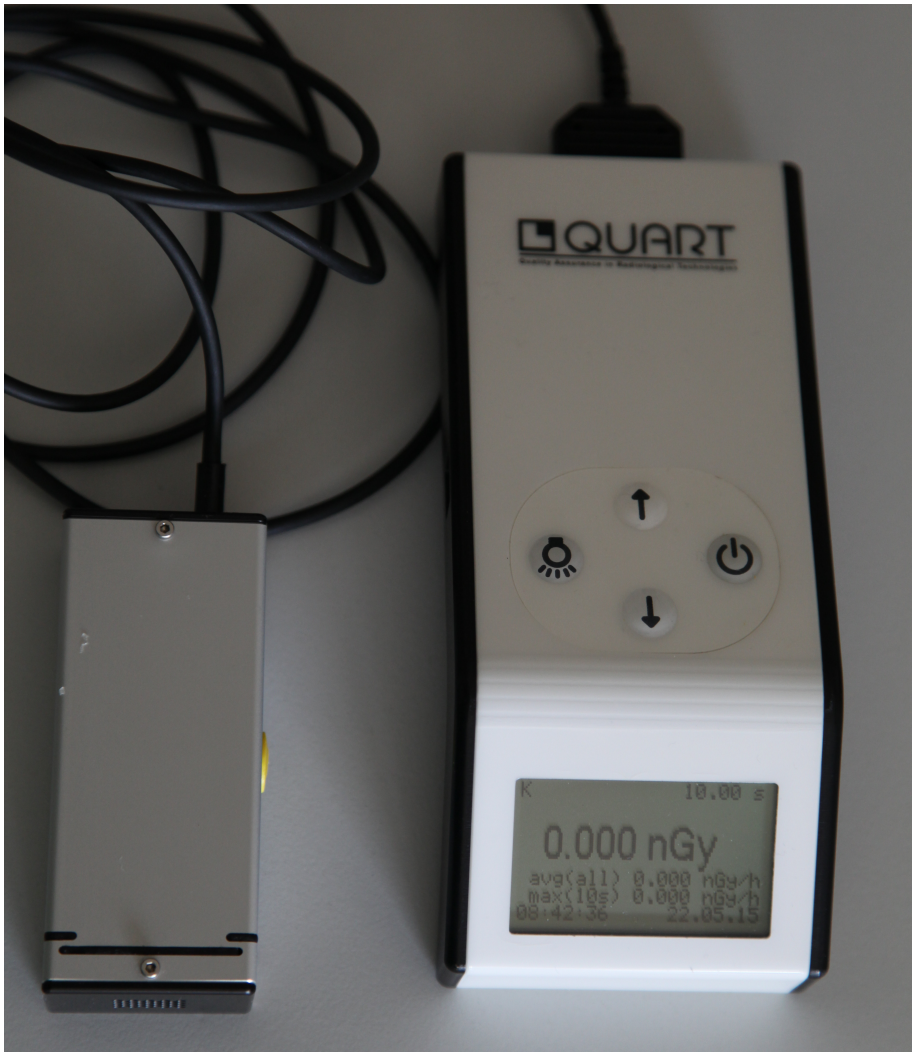


Abbildung 3.3: Festkörper-Dosimeter auf Basis eines Silizium-Halbleiters. Derartige Dosimeter werden meist zur direkten Dosismessung im Rahmen von Geräteabnahmen und Qualitätssicherungsmaßnahmen verwendet.

aufweisen, ist die Effizienz von Halbleiter-Detektoren in der Umsetzung der eingestrahlten Energie (Energieauflösung) ebenfalls deutlich erhöht [Friedmann, 2015]. Festkörper-Dosimeter werden häufig zur in-vivo-Dosimetrie, für Geräteabnahmen sowie im Rahmen der Qualitätssicherung verwendet.

Thermolumineszenz-Dosimeter

Thermolumineszenz-Dosimeter (TLD) setzen extern durch Röntgenstrahlung zugeführte Energie (Röntgenstrahlung) zeitverzögert in emittiertes Licht um. Dieser Prozess wird als *Lumineszenz* bezeichnet (s. Abschnitt 2.4 in Kapitel 2.4, S. 34). Unter *Thermolumineszenz*

©R. Schulze, 2019

versteht man, dass die gespeicherte Energie durch thermische Energiezufuhr freigesetzt wird. Obwohl auch Materialien wie Calciumsulfat, Calciumfuorid oder Berylliumoxid als Grundsubstanzen geeignet sind, werden TLDs meist auf Basis von Lithiumfluorid gefertigt. Dieses wird entweder mit Magnesium und Titan dotiert ($LiF : Mg, Ti$), oder aber in jüngerer Zeit mit Magnesium, Kupfer und Phosphor ($LiF : Mg, Cu, P$). TLDs können in geringer Größe angefertigt werden, benötigen kein Kabel und sind über weite Energiebereiche zur Dosismessung einsetzbar [Kron, 1994]. Insbesondere in kleine Plättchen gepresste, nur wenige Millimeter im Durchmesser große, TLD-Chips werden häufig zur Dosismessung mit Phantomen verwendet (s. z. B. [Ludlow and Ivanovic, 2008, Ludlow and Walker, 2013, Rottke et al., 2013]). Sie lassen sich leicht in den entsprechenden Bohrungen von menschlichen Phantomen (Abb. 3.4, S. 51) platzieren und ermöglichen daher Dosismessungen in den die Organe repräsentierenden Geweben. Die auf Basis von ($LiF : Mg, Cu, P$) gefertigten TLDs weisen eine hohe Sensitivität in niedrigen Energiebereichen auf [Bilski, 2002], wie sie beispielsweise im zahnärztlichen Röntgen verwendet werden. Diese ist ca. um den Faktor 20 höher als bei den herkömmlichen ($LiF : Mg, Ti$)-TLDs [Bos, 2001]. TLDs sind recht präszise, d. h. wiederholte Messwerte schwanken nur geringgradig. Allerdings müssen TLDs vor der Messung auf den jeweiligen Energiebereich ihrer Verwendung kalibriert werden. Es wird berichtet, dass die Standardabweichung zwischen Einzelmessungen bei kalibrierten TLDs bei $< \pm 5\%$ liegt [Ludlow et al., 2006]. Auch in der Personendosimetrie werden TLDs eingesetzt, unter Anderen auch, weil sie wiederverwertbar sind.

Filmdosimeter

Auf Grund ihrer sehr einfachen Bauweise werden Filmdosimeter auch heute noch zahlreich zur Personendosimetrie im Röntgen verwendet. Ihr Aufbau ist nicht exakt definiert. Im Prinzip enthalten Filmdosimeter meist in einer Polyethylenhülle zwei unterschiedlich empfindliche Röntgenfilme in der Größe 4cm x 3cm sowie mehrere Metallplättchen bekannter Dimension. Durch die bekannte Filmempfindlichkeit sowie die Metalle kann man sowohl auf die erhaltene Monatsdosis als auch auf die Richtung eingetroffener Strahlung ungefähr zurückschließen. Filmdosimeter müssen offen getragen werden, bei Tragen von Schutzkleidung jedoch unter der Schutzkleidung, um realistisch die erhaltene Körperdosis abschätzen zu können. Ausgelesen werden sie in der BRD in länderspezifischen Messstellen nach einmonatiger (Kalendermonat) Tragedauer. Die Dosimeter und auch die Rücksendung an die Messstelle erfolgt anhand eines eindeutigen Zuordnungsbogens, der die Dosimeter mit Nummern den jeweiligen zu überwachenden Personen zuordnet [Landesanstalt für Personendosimetrie und Strahlenschutzausbildung, 2004]. Hinsichtlich ihrer Konstruktion verwenden die derzeit in der BRD zulässigen Filmdosimeter eine sogenannte “Gleitschattenkassette” (Abb. 3.5, S. 52). Vorteilhaft an diesen einfachen Messgeräten zur Personendosisabschätzung ist ihre geringe Größe, die mechanische Widerstandsfähigkeit sowie der niedrige Anschaffungspreis. Als nachteilig erweist sich vor allem die geringe Messgenauigkeit sowie die relativ umständliche Auswertung der Geräte.

Außer den in diesem Abschnitt besprochenen Dosimetern gibt es noch einige weitere Ansätze, wie etwa radiochromer Film, optische Fluoreszenzdosimeter und einige weitere

©R. Schulze, 2019

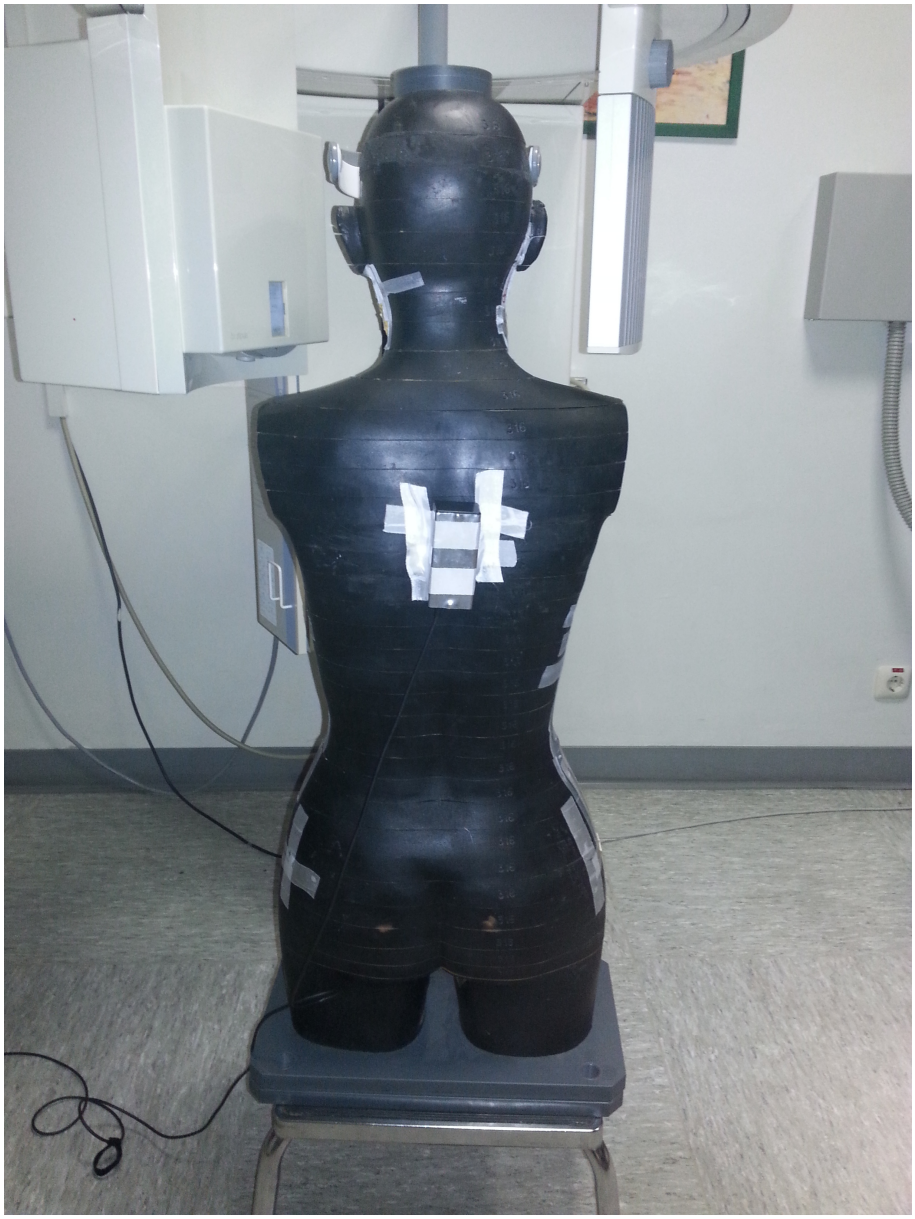


Abbildung 3.4: Weibliches Alderson Rando Phantom (Rückansicht) positioniert in Panoramaschichtgerät zur Messung der effektiven Dosis. Thermolumineszenz-Dosimeter werden in den einzelnen Schichten des Phantoms in den dafür vorgesehenen Bohrungen platziert.

©R. Schulze, 2019



Abbildung 3.5: Filmdosimeter mit sogenannter “Gleitschattenkassette”. Letztere beschreibt einen speziellen Aufbau einer aus Acryl-Butadien-Styrol (ABS) gefertigten Hülle die zwei Filterfelder enthält. Auf der Rückseite (rechte Abbildung) ist bestimmungsgemäß ein Typenschild angebracht.

mehr. Sie dienen, wie auch die hier besprochenen, unterschiedlichen Arten der Dosismessung, wie etwa der Messung an Röntgenphantomen oder auch der Personen-Dosimetrie. Statt Messungen an Röntgenphantomen werden heute auch immer häufiger sog. Monte-Carlo Simulationen an Computermodellen durchgeführt. Diese basieren auf digitalen mathematischen Modellen der “exponierten Person”, mit Hilfe derer und einer ebenfalls mathematisch modellierten Strahlung recht genaue Abschätzungen z. B. der effektiven Dosis möglich sind [Zaidi and Ay, 2007]. Vorteilhaft an Monte-Carlo basierten Dosisermittlungen ist ihre Flexibilität, da, wenn einmal ein derartiges digital Modell erstellt wurde, unterschiedlichste Szenarien recht einfach und kostengünstig simuliert werden können. Darauf basierend können dann recht präzise Aussagen über die vom Patienten erhaltenen Dosis gemacht werden. Es ist daher zu erwarten, dass Monte Carlo Simulationen zukünftig die herkömmlichen Dosismessungen an Röntgenphantomen weitestgehend ersetzen werden.

©R. Schulze, 2019

3.2 Biologische Wirkung von Röntgenstrahlung

Wenn ein Patient eine Röntgenaufnahme erhält, wird er Millionen von hochenergetischen Photonen ausgesetzt. Wie im Kapitel 2.4, S. 32ff näher erläutert, wird hiervon in Abhängigkeit von Struktur, Aufbau und Dimension des Absorbers (hier des Patientens) ein gewisser Teil ungehindert durch den Patienten passieren, ohne irgendeine Wechselwirkung mit Atomen des Patienten einzugehen. Ein anderer Teil der Photonen wird unmittelbar über die beschriebenen physikalischen Wechselwirkungen im Patienten absorbiert werden, ein weiterer Teil beim Auftreffen auf Atome des Patienten gestreut werden. Von diesem Anteil wird, ebenfalls in Abhängigkeit von Struktur, Aufbau und Dimension des Patientens, wiederum ein Großteil auf dem weiteren Weg durch den Patienten absorbiert werden, nur ein kleinerer Anteil wird in veränderter Richtung aus dem Patienten austreten und möglicherweise auf dem Detektor auftreffen. Bedingt durch den Messvorgang ist zur Röntgenbildentstehung Absorption eine zwingende Voraussetzung, da der ohne Wechselwirkung den Organismus passierende Photonen-Anteil alleine ja keine Differenzierung der Gewebe zuließe (s. auch Kapitel 4, S. 67ff). Das bedeutet wiederum, dass zur Entstehung eines Röntgenbildes notwendigerweise Wechselwirkungen der Strahlung mit den Geweben des Patienten benötigt werden. Zwar weist Röntgenstrahlung im Vergleich zu Alphastrahlung deutliche niedrigere LET-Werte auf (s. Kapitel 2.1.1, S. 25), jedoch werden auch durch Röntgenstrahlung beim Durchdringen des Absorbers Ionen erzeugt. Die biologische Wirkung von Röntgenstrahlung beruht, wie oben beschrieben, vorwiegend auf der Tatsache, dass diese sehr energiereiche Strahlung Ionen erzeugt, d. h. ionisierend ist. Wegen der hohen Energie können außerdem Atome angeregt werden, d. h. aus dem Grundzustand in einen höheren Energiezustand gebracht werden. Anregung und Ionisierung können dann in biologischen Organismen in der Folge, in Abhängigkeit von der jeweiligen Dosis, zu den folgenden Effekten führen:

- direkte Wirkung der Strahlung auf die Erbsubstanz Desoxyribonukleinsäure (DNS)
- indirekte Wirkung (häufig über die Wirkung auf Wasser ➢ Radiolyse) auf die Erbsubstanz DNS

Die indirekte Wirkung auf die Erbsubstanz ist wesentlich häufiger. Hierzu ist nicht notwendig, dass die durch beispielsweise durch *Radiolyse* entstehenden Radikale oder Ionen sich notwendigerweise nahe am Zellkern und der DNS befinden, da sie über eine gewisse Strecke diffundieren können.

Unterschiedliche Strahlungsarten weisen unterschiedliche Charakteristika bzgl. der Energieabgabe an das Gewebe auf. Wie bereits besprochen, wird die unterschiedliche Energieabgabe der Strahlungsarten definiert durch den *linearen Energietransfer (LET)*. Dieser definierte LET führt auch dazu, dass unterschiedliche Strahlungsarten bei gleicher Energiedosis zu unterschiedlich starker Gewebeschädigung führen. Strahlungsarten mit hohen LET-Werten (z. B. Alphastrahlung) geben mehr Energie an die strahlensensitiven Zellkernstrukturen ab, als solche mit niedriger LET (z. B. Röntgenstrahlung). Dieser Tatsache

©R. Schulze, 2019

wurde mit Einführung des Strahlungswichtungsfaktors, wie in Abschnitt 3.1.2 (S. 44) beschrieben, Rechnung getragen. Die derzeit gültigen Strahlungswichtungsfaktoren sind in Tabelle 3.3, S. 54 aufgelistet.

Strahlungsart	Qualitätsfaktor
Gammastrahlung Röntgenstrahlung Elektronen	1
Protonen	2
Alphastrahlung schwere Rückstoßkerne	20

Tabelle 3.3: Qualitätsfaktoren verschiedener Strahlungsarten, die ihre jeweilige biologische Wirksamkeit repräsentieren.

3.2.1 Biologisch wirksame Wirkmechanismen ionisierender Strahlung

Initial führt ionisierende Strahlung auf der chemischen und biochemischen Ebene zu einer Zerstörung von Molekülen in den lebenden Zellen. Dies kann auf zwei Wegen geschehen:

- entweder direkt durch direkte Spaltung des Moleküls oder
- indirekt über reaktionsfreudige, durch die Strahlung erzeugte, chemische (Zwischen)-Produkte.

Ein Beispiel für die indirekte Wirkung über chemische Zwischenprodukte ist die *Radiolyse* des Wassers. Da Wasser einen großen Volumenanteil biologischer Organismen ausmacht, ist die *Radiolyse* des Wassers auch mengenmäßig eine relevante Reaktion. Unter der *Radiolyse* versteht man die folgende Reaktion:

$$H_2O \xrightarrow{h\nu} H\cdot + \cdot OH$$

Die kritischste Struktur sind die Nukleinsäuren als Träger Erbinformation im Zellkern, die Desoxyribonukleinsäure, da diese die Grundlage für die Funktion, Teilung und Weiterentwicklung der Zelle darstellt. Ionisierende Strahlung kann beispielsweise direkt entweder die Riboseketten als "Rückrat" der DNS zerstören, oder auch direkt die Wasserstoffbrückenbindungen zwischen den Basenpaaren bzw. die Basen selbst. Indirekt kann die DNS durch ionisierende Strahlung z. B. über die *Radiolyse* (s. o.) geschädigt werden, da die $H\cdot-$ sowie $\cdot OH-$Radikale eine Oxidation der DNS verursachen können. Doppelstrangbrüche stellen dabei den schwerwiegendsten Schaden dar, weil sie zu Chromosomen-Aberrationen führen können. Es gibt ernstzunehmende Hinweise, dass diese positiv mit dem Krebsrisiko korrelieren [Hagmar et al., 2004, Norppa et al., 2006]. Allerdings konnten kausale Zusammenhänge bisher nicht bestätigt

©R. Schulze, 2019

werden [Ulsh, 2010]. Dennoch mehren sich in jüngster Zeit Hinweise, dass kanzerogene Effekte zum Großteil auf DNA-Doppelstrangbrüche sowie komplexe Veränderungen in Stammzell-DNA zurückführen sind [Hall and Brenner, 2008]. Selbstverständlich werden DNS-Schäden nicht nur durch ionisierende Strahlung verursacht, vielmehr addiert sich das Schädigungspotential der Strahlung zu den ohnehin im Hintergrund fortwährend ablaufenden endogenen oxidativen Prozessen. Ein wesentlicher Unterschied besteht jedoch darin, dass ionisierende Strahlung eine Verteilung von Schäden verursacht, die sich fundamental von der durch endogene oxidative Prozesse unterscheidet [Ulsh, 2010]. Die Schädigung durch ionisierende Strahlung kann sich beispielsweise im Zelltod oder in der fehlerhaften (oder überhaupt nicht mehr möglichen) Reproduktion der Zellen manifestieren. Seltener treten Transformationen der Zelle auf oder maligne Entartungen, die in der Folge zu Krebs führen können [American Association of Physicists in Medicine (AAPM), 1986].
Als eine Konsequenz der Exposition mit ionisierender Strahlung, entsteht zeitverzögert eine *strahlungsinduzierte Instabilität* des Genoms betroffener Zellen [United Nations, 2009]. Diese manifestiert sich viele Generationen nach der Exposition durch Chromosomenaberrationen, Änderungen der Ploidität, der Formation des Nukleoli, Genmutationen oder reduzierter "Plating Efficiency" [United Nations, 2009]. Letztere beschreibt eine Reduktion der Anzahl an Kolonien, die von einer einzelnen Zelle abstammen. Einige dieser möglichen Schäden können über einen langen Zeitraum von vielen Jahren und Jahrzehnten bestehen bleiben. Die exakten biochemischen intrazellulären Wirkmechanismen, die zu diesen Schäden führen, sind bisher im Detail weiterhin unbekannt [United Nations, 2009]. Es wird diskutiert, dass bei niedrigen Dosiswerten der Körper Reparaturmechanismen hat, welche möglichweise in der Lage sind, Schäden wieder zu beheben. Allerdings gibt es auch gegenteilige Hinweise, die zeigen, dass bei niedrigen Dosen die körpereigenen Reparaturmechanismen nicht initiiert werden und somit Doppelstrangbrüche nicht suffizient repariert werden können [Grudzenski et al., 2010]. DNS-Reparatursysteme können entweder den entstandenen Schaden komplett reparieren und damit die reguläre Funktion und genetische Determination komplett wieder herstellen. Bei einer Reparatur können jedoch auch fehlerhafte Bereiche entstehen, z. B. durch Vertauschung oder Auslassung von Basen oder Basenpaaren. Dies bedeutet dann Mutationen oder klastogenetische Effekte, die zu einer Neuarrangierung der Chromosomen führen. In Abhängigkeit vom Zelltyp können verschiedenste Prozesse angestoßen werden, die in eine (spätere) Entstehung maligner Prozesse münden oder die zu hereditären Effekten in der Keimbahn führen können [United Nations, 2009]. Diese zwei grundsätzlichen Schadenstypen sind selbstverständlich auch bei den Körper- bzw. Keimbahnzellen von Foeten möglich (s. Flussdiagram 3.6).
Die Abfolge der Schädigungen durch ionisierende Strahlung (in Abhängigkeit von der Dosis) kann man in die folgenden Schritte einteilen:

1. Entstehung *freier Radikale*
2. Aufbrechen chemischer Bindungen
3. Entstehung neuer chemischer Bindungen zwischen Makromolekülen

©R. Schulze, 2019

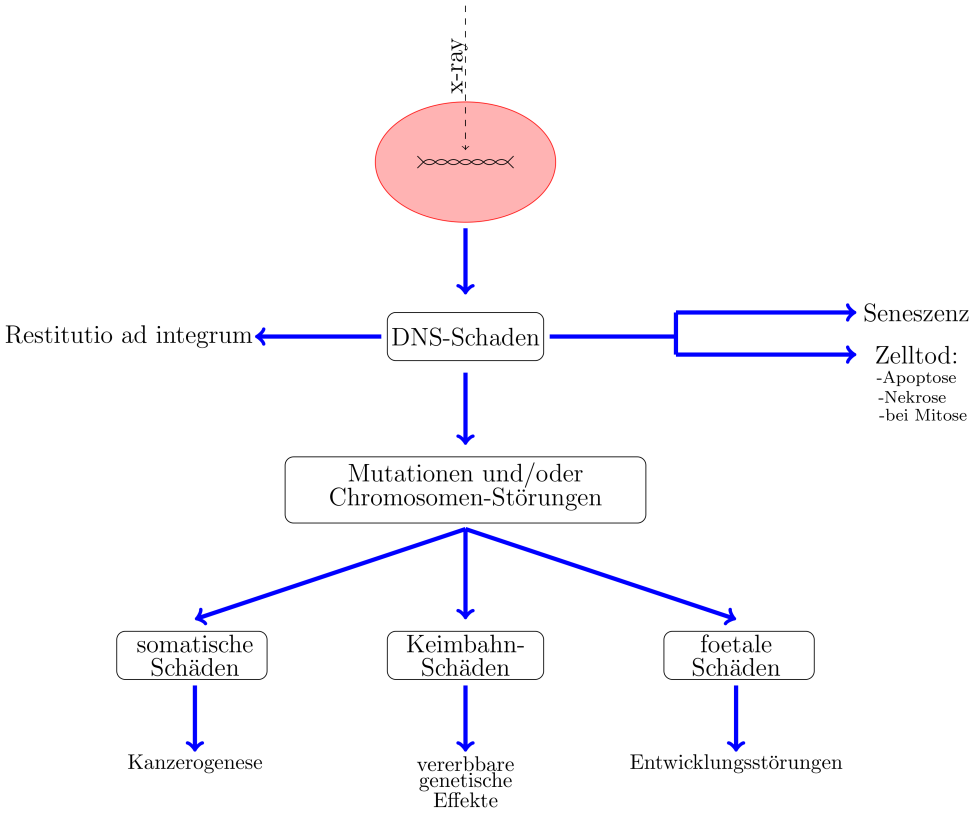


Abbildung 3.6: Derzeit gültiges Modell für die biologische Effekte durch ionisierende Strahlung auf zellulärer Ebene. Seneszenz: Phänomen, bei dem Zellen dauerhaft die Fähigkeit verlieren, zu proliferieren, indem sie in einer bestimmten Zellphase arretiert werden. (Abbildung modifiziert aus [United Nations, 2009], Annex C)

4. Beschädigung von Molekülen, die vitale Zellprozesse regulieren
5. Zelltod
6. Organschäden/ Organtod
7. Absterben des Gesamtorganismus

Das Flussdiagramm in Abbildung 3.7 (S. 57) fasst die möglichen Schädigungswege durch ionisierende Strahlung nochmals, etwas anders aufgegliedert, übersichtlich zusammen.

Wie aus dem Flußdiagramm (Abb. 3.7, S. 57) erkennbar, werden zwei potentielle Schadensarten unterschieden, die sich hinsichtlich der ihnen zugrunde liegenden Dosis-Wirkungsbeziehung fundamental unterscheiden:

1. **deterministische Schäden ("Gewebe-Reaktionen")**: Schaden tritt oberhalb einer bestimmten Dosis (Schwellenwert!) mit Sicherheit auf (Beispiel: Katarakt) und entsteht durch die Summe der die Dosis verursachten Schäden.

©R. Schulze, 2019

2. **stochastische Schäden (“hereditäre und kanzerogene Effekte”)**: Wahrscheinlichkeit eines Schadens steigt (linear) mit der Dosis, allerdings ist die Schwere des Schadens nicht dosisabhängig (Zufallstreffer!). Kein Schwellenwert!

Bei den *deterministischen* Strahlenschäden existiert ein zweifelsfreier Zusammenhang zwischen der Dosis (ab einem bestimmten Schwellenwert) und der resultierenden Wirkung (beispielsweise der Linsentrübung am Auge, Katarakt). Sie werden seit einiger Zeit im englischen Sprachraum als “Tissue Effects” bezeichnet, da sie direkte (voraussagbare) Auswirkungen auf die betroffenen Gewebe haben. Nicht-stochastische (= deterministi-

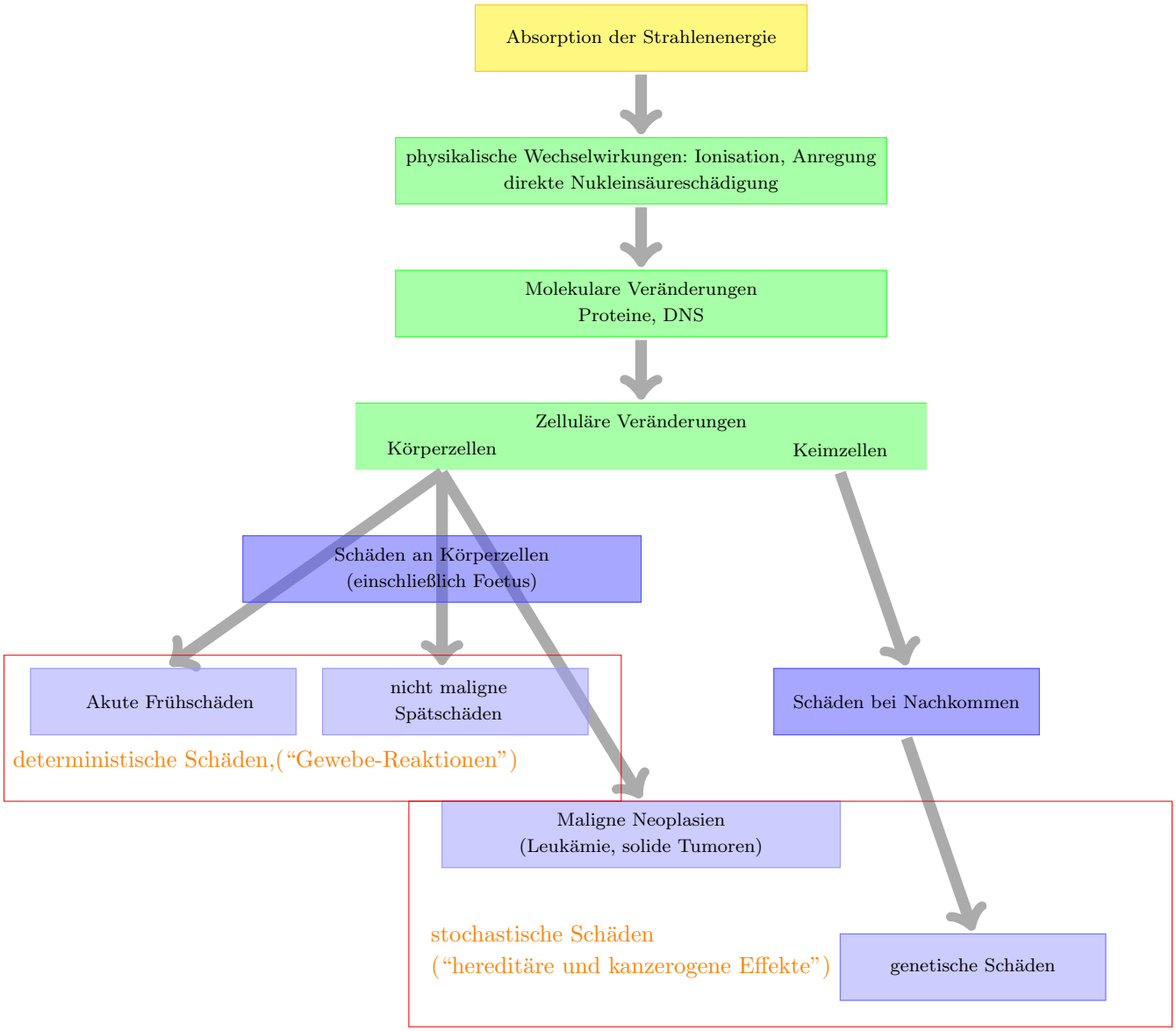


Abbildung 3.7: Potentielle Schadenswege durch ionisierende Strahlung

©R. Schulze, 2019

sche) Schäden sind sog. "schädliche Gewebereaktionen", die vorwiegend auf Basis von Zelltod oder schweren Zellschäden nach der Applikation hoher Dosen entstehen. Derartige Schädigungen weisen immer einen *Schwellenwert* auf, unterhalb dessen deterministische Schäden nicht auftreten. Bei Dosen oberhalb der Schwellendosis treten Schäden auf, deren Schweregrad dosisabhängig zunimmt während umgekehrt die Erholungs- und Regenerationsfähigkeit der Zellen mit weiter zunehmender Dosis immer weiter abnimmt [International Commission on Radiological Protection ICRP, 2007]. Anders ausgedrückt bedeutet dies, dass das Schadensausmaß von der Dosis abhängig ist, d. h. mehr Dosis führt auch zu einem größeren Schaden. Der deterministische Strahlenschaden stellt sich also mit einhundertprozentiger Wahrscheinlichkeit ein, und mit einer höheren Dosis wird auch der Schaden größer. Dem gegenüber stehen die *stochastischen* Schäden, deren Auftreten nur mit Hilfe der Wahrscheinlichkeitsrechnung erfassbar sind. Sie können als "Zufall" interpretiert werden, weshalb sich ihre Auswirkungen nur mit Hilfe stochastischer mathematischer Modelle voraussagen lassen. Das Risiko (nicht das Ausmaß des Effekts!) für die Entstehung eines stochastischen Strahlenschaden steigt mit zunehmender Dosis. Nichts Anderes wird mit dem gültigen LNT-Modell (Abschnitt 3.2.2, S. 59) ausgesagt. Das bedeutet wiederum, dass statistisch z. B. stabil vorausgesagt werden kann, wieviele Individuen einer Population ab einer gewissen Dosis einen Tumor entwickeln werden. Für das Einzelindividuum kann jedoch außer einer Wahrscheinlichkeitsaussage keine Prognose getroffen werden. Stochastische Strahlenschäden umfassen die Entstehung von Tumoren sowie Vererbbarer DNA-Veränderungen, die entweder durch Mutation von Körperzellen exponierter Personen (Tumorentstehung) oder Mutationen in Keimzellen (vererbbare Schäden) enstehen [International Commission on Radiological Protection ICRP, 2007].

Nach neueren Erkenntnissen, publiziert zusammengefasst im "2006er Report des United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR)", wurde eine weitere zusätzliche Unterscheidung von Schäden eingeführt: Man unterscheidet zwischen "targeted" (gezielten) und "non-targeted" (ungezielten) Effekten [United Nations, 2009]:

- *"targeted" [gezielte] Effekte*: Effekte durch direkte Treffer im Zellkern der betroffenen Zelle

- *"non-targeted" [ungezielte] Effekte*: Effekte an Zellen, die keinen direkten Treffer im Zellkern erhalten haben

Eine von ionisierender Strahlung getroffene Zelle kann Signale aussenden und damit Reaktionen von nicht getroffenen Zellen bewirken. Derartige Effekte "verstärken" die biologische Wirksamkeit von ioniserender Strahlung, weil sie die Anzahl der betroffenen Zellen gegenüber der tatsächlich getroffenen erhöhen. Diese ungezielten Effekte dürfen nicht mit den weiter oben genannten Auswirkungen durch diffundierende Prozesse von Radikalen oder Ionen verwechselt werden. Vielmehr sind sie auf signalinduzierte, komplexe Wechselwirkungen zwischen getroffenen Zellen und ihren benachbarten Zellen zurückzuführen. Obwohl diese "non-targeted" Effekte in letzter Zeit deutlich in den Fokus der Analysen und Forschungen getreten sind, bleibt derzeit weiterhin nicht geklärt, welchen tatsächlichen

©R. Schulze, 2019

Anteil “non-targeted” (Zusatz-)Effekte an den gesamten strahlungsinduzierten Auswirkungen auf die Gesundheit haben [United Nations, 2009]. Das UNSCEAR-Kommittee hat aus diesen Gründen in seinem Report 2006 geschlussfolgert, dass diese “non-targeted” Auswirkungen ionisierender Strahlung weiter erforscht und überwacht werden müssen, um mittelfristig eine bessere Datenlage zu deren tatsächlichen Auswirkungen generieren zu können [United Nations, 2009].

3.2.2 Dosis-Wirkung

Ab einer bestimmten Dosis (10 mSv bis 50 mSv Einmaldosis im Röntgen oder 50mSv bis 100 mSv über einen längeren Zeitraum appliziert) ist ein linearer Zusammenhang zwischen Dosis durch ionisierender Strahlung und deren Wirkung wissenschaftlich nachweisbar [Brenner et al., 2003]. Epidemiologische Evidenz zeigt für Dosiswerte oberhalb dieser Schwellen, dass die Exposition mit ionisierender Strahlung das Risiko für den Ausbruch einiger Krebsarten erhöht. Auf Grund der invers zum Quadrat der Dosis abhnehmenden statistischen Power, ist der direkte Nachweis des Zusammenhanges bei Dosiswerten unterhalb dieser Level kaum möglich [Brenner et al., 2003]. So steigt die notwendige Stichprobengröße für niedrigere Dosiswerte soweit an, dass bei Dosiswerten, wie sie z. B. in der Dentalen digitalen Volumentomographie (Kapitel 9.2, S. 223) zur Anwendung kommen, der notwendige Umfang der Stichprobe ca. 10^8 Individuen umfassen würde, also ungefähr einhundert Millionen Personen [Brenner et al., 2003]. Derartige Studien sind natürlich weder ethisch vertretbar, noch aus praktischen Gründen überhaupt durchführbar. Andere externe Einflussfaktoren würden bei den wenigen Tumorfällen, die bei niedriger Dosis zu erwarten sind, zu überproportional großen Störgrößen werden und daher die Ergebnisse verzerren. Direkte Evidenz für die niedrigen Dosiswerte unterhalb 50 mSv gibt es daher nicht und wird es auch aus den genannten Gründen auch kaum jemals geben. Es bestehen daher begründete Zweifel, dass sich an dieser Situation in absehbarer Zukunft etwas ändern wird [Kellerer, 2000]. In den international bekannten Strahlenschutzorganisation, wie er ICRP, besteht deswegen ein Konsens, dass das für den Strahlenschutz für niedrige Dosiswerte am besten passende Modell das sog. “lineare, kein Schwellenwert-Modell” darstellt [Wall et al., 2006]. Dieses Modell besagt, dass auch bei kleinen Dosen das Risiko eines strahleninduzierten Tumors linear mit der Dosis ansteigt, *ohne dass ein Schwellenwert existiert.* Dieses im englischsprachigen Raum als *linear no threshold [LNT]* Modell ist aus o.g. Gründen nicht bewiesen und stellt daher keine wirkliche Gesetzmäßigkeit dar, eher eine Art robuste Arbeitshypothese. Es gibt auch Autoren, die seine Korrektheit anzweifeln [Ulsh, 2010]. Für die LNT spricht zu allererst der o. g., bekannte, lineare Zusammenhang bei höheren Dosiswerten. Außerdem sind mittlerweile die Mechanismen der strahleninduzierten DNS-Schädigung sowie auch zu deren Reparatur ausreichend etabliert, so dass die LNT-Theorie für viele Tumorarten durch diese Ergebnisse unterstützt wird [Wall et al., 2006]. Ein sehr aktueller Review-Artikel schließt aus neuen strahlenbiologischen Studien, dass Zell-Reparaturmechanismen bei niedrigen Dosiswerten sich nicht linear zur Dosis verhalten. Daraus folgern die Autoren, dass die LNT-Theorie neu überdacht werden müsse [Ulsh, 2010]. Andererseits kann nachgewiesen werden, dass komplexe Schäden an der DNA bereits durch ein einziges Röntgenphoton hervorgerufen werden können [Morgan and So-

©R. Schulze, 2019

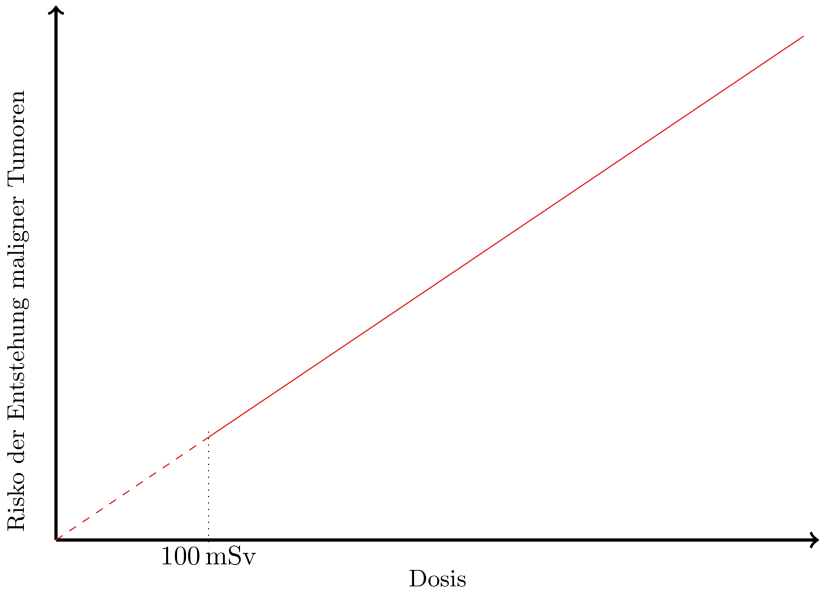


Abbildung 3.8: Linear no Threshold (LNT) Modell. Auch wenn manche Autoren Evidenz bis in einen Bereich um die 20mSv bis 50mSv für diese Theorie als wissenschaftlich nachgewiesen ansehen [Brenner et al., 2003], wird das LNT-Modell meist nur bis in die Region um 100mSv als erwiesen betrachtet. Aus diesem Grund ist der lineare Zusammenhang zwischen Dosis und Risiko der Tumorentstehung hier bis zu dieser Schwelle als durchgezogene, darunter lediglich als gestrichelte Linie dargestellt .

wa, 2009]. Unter Berücksichtigung aller vorliegenden Informationen ist daher nach wie vor das lineare LNT-Modell (s. Abb. 3.8, S. 60) die international anerkannte Grundlage für die Risikobewertung [International Commission on Radiological Protection ICRP, 2007, United Nations, 2015].

Ein wichtige Folge des LNT-Modells ist, dass bei niedrigen Dosiswerten, wie sie im medizinischen (und zahnmedizinischen) Röntgen üblich sind, das Risiko einer durch die Strahlung induzierten Krebserkrankung ebenfalls niedrig ist. Es liegt allerdings nicht bei Null, was bedeutet, dass es keine Dosis ohne Risiko gibt [Wall et al., 2006]. Die probabilistischen Effekte machen eine Unterscheidung zwischen "sicherer" und "gefährlicher" Dosis daher unmöglich [EuropeanCommission, 2012]. Allerdings kann das Risiko unterhalb bestimmter, niedriger Schwellenwerte als vernachlässigbar angesehen werden, **wenn ein entsprechender Vorteil für den Patienten** aus der mit der Strahlenexposition verbundenen Anwendung erkennbar ist. Deswegen wurde von der ICRP das Prinzip der *Rechtfertigung* eingeführt [International Commission on Radiological Protection ICRP, 1991]. Dieses Prinzip stellt mittlerweile für Röntgenaufnahmen die international anerkannte Entscheidungsgrundlage dar. Es besagt, dass der zu erwartende diagnostische und therapeutische Nutzen für den Patienten das durch die Strahlenexposition verursachte Risiko rechtfertigen muss. Das ebenfalls von der ICRP eigentlich für den Arbeitsstrahlenschutz

©R. Schulze, 2019

etablierte, seit vielen Jahren bekannte ALARA-(As low as reasonably achieveable-)Prinzip [International Commission on Radiological Protection ICRP, 1969], ist zwischenzeitlich ebenso ein allgemein anerkanntes Grundprinzip im diagnostischen Röntgen [Moores and Regulla, 2011]. ALARA bedeutet, dass so wenig Dosis verwendet wird, wie zur suffizienten Diagnostik gerade notwendig ist. Die rechtliche Umsetzung dieses wichtigen Prinzips der Rechtfertigung in der Röntgenverordnung wird in Kapitel 14 (S. 283) besprochen.

3.2.3 Dosis durch medizinisch bedingte Expositionen

Eine relativ aktuelle europäische Untersuchung [EuropeanCommission, 2008] kommt zu dem Schluss, dass die medizinisch bedingte Strahlenexposition in den entwickelten Ländern seit Jahren die größte künstliche Quelle für die Exposition der Bevölkerung mit ionisierender Strahlung darstellt. Derselbe Trend wurde auch für die USA beobachtet [National Council on Radiation Protection and Measurements, 2009]. Länderübergreifend wurde zudem festgestellt, dass in allen entwickelten Ländern ca. seit den 1990er Jahren eine substantielle Zunahme der medizinisch bedingten Exposition mit Röntgenstrahlung auffällig ist. Dieser wird einhellig der immer häufiger angewandten und weit verbreiteten, dosisintensiven Computertomographie zugeschrieben [Bundesamt für Strahlenschutz, 2005, EuropeanCommission, 2008, National Council on Radiation Protection and Measurements, 2009]. Diese Dosiszunahme führt zu erheblichen Konsequenzen sowohl für die individuelle Dosis der Patienten als auch für die kollektive Dosis der Bevölkerung insgesamt [EuropeanCommission, 2008].

Effektive Dosis durch zahnärztliche Röntgenverfahren

Effektive Dosis	**IOA**^{A}	**PSA**^{B}	**DVT**^{C}	**CT**^{D}
Mittelwert	4,5	9,9	106,2	795,7
SD	3,2	6,0	119,9	325,8
Minimum	0,3	2,9	11,0	474,0
Maximum	8,0	24,0	806,0	1160,0

Tabelle 3.4: Effekive Dosis nach Literaturangaben (^{A}[Looe et al., 2008, Okano et al., 2009b],^{B}[Looe et al., 2008, Ludlow et al., 2008], ^{C}[Lofthag-Hansen et al., 2008, Silva et al., 2008, Ludlow and Ivanovic, 2008, Hirsch et al., 2008, Loubele et al., 16. July 2008, Roberts et al., 2009, Okano et al., 2009a, Suomalainen et al., 2009, Qu et al., 2010, Ludlow et al., 2001, Pauwels et al., 2012])auf der Basis der aktuellen Gewebewichtungsfaktoren [International Commission on Radiological Protection ICRP, 2007]. IOA: Intraorale Zahnaufnahmen; PSA: Panoramaschichtaufnahmen

Zahnmedizinisch verursachte Röntgenaufnahmen machen derzeit ca. 39% aller in Deutschland durchgeführten Röntgenaufnahmen aus [Bundesamt für Strahlenschutz, 2015]. Damit ist der Anteil im Vergleich zum Beginn der 2000er Jahren etwas angestiegen [Bundesamt für Strahlenschutz, 2007, 2009]. Allerdings liegt der dadurch verursachte Beitrag zur kollektiven effektiven Dosis bei nur etwa 0,3% [Bundesamt für Strahlen-

©R. Schulze, 2019

schutz, 2015]. In den USA scheint dieser Anteil an der kollektiven Dosis mit ca. 2,5% deutlich höher zu sein [National Council on Radiation Protection and Measurements, 2009]. Allerdings beinhalten weder die Werte für die Bundesrepublik Deutschland noch diejenigen für die USA [White and Mallya, 2012] die in den letzten Jahren immer weitere Verbreitung findende dentale digitale Volumentomographie (DVT). Zumindest für die USA wird ein erheblicher Anteil der Gesamtdosis für Kinder den zweidimensionalen Röntgenaufnahmen in der Kieferorthopädie angelastet [Hujoel et al., 2008]. Derartige wissenschaftlich belastbare Zahlen liegen nach Kenntnis des Autors für die Bundesrepublik Deutschland nicht vor. Allerdings kann man davon ausgehen, dass die Situation sehr ähnlich ist, wenn man die hohe Anzahl an kieferorthopädischen Behandlungen pro Jahr zugrunde legt. So wurden beispielsweise im Jahr 2015 in Deutschland ca. 7,7Mio kieferorthopädische Behandlungsfälle kassenzahnärztlich abgerechnet [KZBV, 2015]. Für das Jahr 2016 betrug die Anzahl der kieferorthopädisch über Primär- und Ersatzkassen abgerechneten Röntgenleistungen ca. 1,9 Millionen [KZBV, 2016]. Da manche Leistungen mehrere Aufnahmen beinhalten und zudem die rein privat abgerechneten Röntgenleistungen in dieser Aufstellung fehlen, liegt die Anzahl der tatsächlich aus kieferorthopädischen Gründen angefertigten Röntgenaufnahmen noch höher.
Wenn man die durch (zahn)medizinische Röntgenuntersuchungen verursachte Dosis vergleichen will, greift man auf die *effektive Dosis* zurück (siehe Abschnitt 3.1.2, S. 44). Zur Gewichtung sollten die aktuellen Gewebewichtungsfaktoren der ICRP aus dem Jahr 2007 [International Commission on Radiological Protection ICRP, 2007] herangezogen werden, die den derzeitigen internationalen Standard darstellen. Da diese aktuellen Gewebegewichtungsfaktoren die Speicheldrüsen sowie das Gehirn mit auflisten, ergeben sich rechnerisch für Röntgenaufnahmen im Mund- Kiefer- und Gesichtsbereich durchweg deutlich erhöhte effektive Dosiswerte als auf Basis der alten Fakoren [Ludlow et al., 2008]. Der daraus resultierende Anstieg der effektiven Dosis im Vergleich zu den auf Basis der 1991 eingeführten Gewebewichtungsfaktoren [International Commission on Radiological Protection ICRP, 1991] errechneten Wertem lag zwischen 32 bis 422 Prozent [Ludlow et al., 2008]. Die in der Literatur beschriebenen, nach den aktuellen ICRP- Gewichtungsfaktoren berechneten effektiven Dosiswerte für Intraoral-Aufnahmen (IOA), Panoramaschichtaufnahmen (PSA) sowie Aufnahmen der Dentalen digitalen Volumentomographie (DVT) sind in Tabelle 3.4 (S. 61) angegeben sowie graphisch in Abbildung 3.9 dargestellt. Klar ersichtlich sind die Unterschiede in den Größenordnungen, wenn man die zweidimensionalen Aufnahmen (Intraoralaufnahmen und Panoramaschichtaufnahmen) mit den dreidimensionalen (DVT und CT) vergleicht. Diese Unterschiede sind jedoch gut verständlich, wenn man die den 3D-Verfahren zugrunde liegende Technik bedenkt, die in Kapitel 9 (S. 209) näher erklärt wird.

Sieht man sich diese Werte an, dann kann man, ganz grob als Größenordnung abgeschätzt, die folgende *Faustregel* ableiten:

> Effektive Dosis DVT $\approx 10\times$ Effektive Dosis PSA $\approx 100\times$ Effektive Dosis Intraoral-Aufnahme.

©R. Schulze, 2019

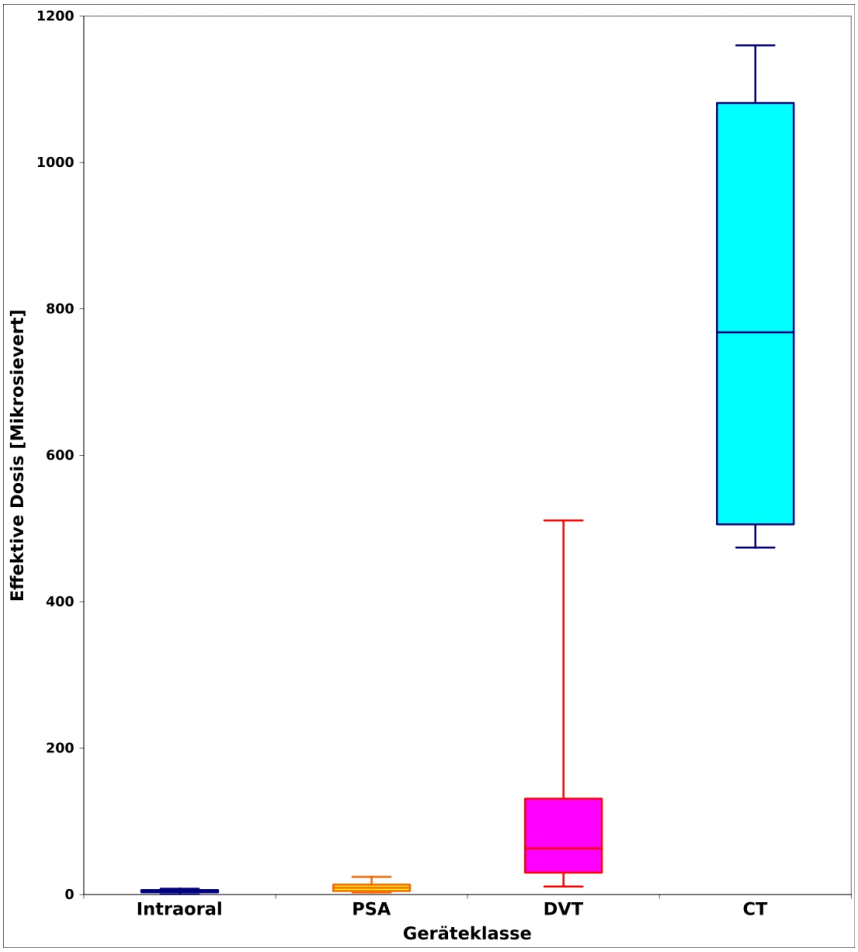


Abbildung 3.9: Effektive Dosiswerte unter Nutzung der aktuellen ICRP Gewebewichtungsfaktoren [International Commission on Radiological Protection ICRP, 2007]. Herangezogene Publikationen siehe Legende zu Tabelle 3.4 (S. 61).

Die folgenden Organe, die großteils auch bei den Gewebegewichtungsfaktoren in der aktuellen Veröffentlichung der International Commission on Radiological Protection gelistet sind [International Commission on Radiological Protection ICRP, 2007], fallen bei zahnmedizinischen Röntgenuntersuchungen besonders ins Gewicht, da sie unmittelbar (Nutzstrahlenbündel) oder mittelbar (Streustrahlung) von Röntgenstrahlung getroffen werden:

- Auge (➢ Katarakt)
- Schilddrüse (➢ Schilddrüsenkarzinom)
- Speicheldrüsen (➢ Adenokarzinom)

Da am Auge hauptsächlich ein deterministischer Strahlenschaden (s. auch Kapitel 3.2, S. 53) im Vordergrund steht, nämlich das Katarakt (Linsentrübung), ist das Auge nicht bei den Gewebegewichtungsfaktoren in der ICRP-Publikation [International Commission on

©R. Schulze, 2019

Radiological Protection ICRP, 2007] gelistet. Für die Schilddrüse deuten neuere wissenschaftliche Untersuchungen [Memon et al., 2010, Neta et al., 2013] auf ein erhöhtes Risiko für die Erkrankung an einem Schilddrüsenkarzinom bedingt durch Röntgenaufnahmen hin.
Zusammenfassend kann man aus oben genannten Daten schlussfolgern, dass, trotz der Häufigkeit ihrer Anwendung, die durch zweidimensionale Röntgenaufnahmen in der Zahnheilkunde verursachte Dosis relativ wenig zur Gesamtdosis der einzelnen Patienten sowie zur kollektiven Dosis der Bevölkerung beiträgt. Die Zunahme der Dosis, die durch die erheblich dosisintensiveren 3D-Aufnahmen, namentlich der DVT in der Zahnheilkunde ausgeht, kann derzeit mangels fehlender offizieller Daten noch nicht genau beziffert werden. Geht man jedoch von derzeit (2017) bereits mehr als geschätzt 4500 aufgestellten DVT-Geräten in der Bundesrepublik Deutschland aus, dann ist durchaus mit einer merklichen Zunahme der Gesamtdosis bedingt durch zahnmedizinische Röntgenaufnahmen zu rechnen.

3.2.4 Dosis bei Kindern

Es ist eine bekannte Tatsache, dass Kinder und Jugendliche besonders empfindlich gegenüber ionisierender Strahlung sind [EuropeanCommission, 2004]. Dies liegt an mehreren verschiedenen Faktoren, die speziell bei dieser Altersgruppe zutreffen:

- höhere Zellteilungsrate als Erwachsene,
- mehr Zellen mit niedrigem Differenzierungsgrad (Stammzellen),
- lange Restlebenszeit, in der ein eventuell durch Strahlung auftretender Tumor noch erlebt wird.

Es wird derzeit geschätzt, dass das Risiko für Kinder in Bezug auf die Entwicklung eines stochastischen Strahlenschadens ca. 5 Mal so hoch ist, wie das eines durchschnittlichen Erwachsenen [EuropeanCommission, 2004]. Es gelten die folgenden Richtwerte (Quelle: [EuropeanCommission, 2004]):

Interessanterweise existert direkte und beweiskräftige Evidenz, dass das Risiko für eine maligne Tumorentstehung bei Kindern durch die typische effektive Dosis einer einzigen CT-Untersuchung bereits signifikant und klinisch relevant erhöht wird [Brenner and Hall, 2007]. Das "United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation" (UNSCEAR) stellt ins einem Report aus dem Jahr 2013 [United Nations, 2014] unter Anderem fest, dass

- Kinder und Jugendliche ein generell im Vergleich zu Erwachsenen erhöhtes Risiko für die Entstehung eines Tumors bedingt durch Röntgenstrahlung aufweisen, als Erwachsene,
- durch Röntgenstrahlung induzierte Tumore wenige Jahre nach Exposition, aber auch Jahrzehnte danach entstehen können,

©R. Schulze, 2019

Altersgruppe [Jahre]	Multiplikationsfaktor x für Risiko
<10	$x \cdot 3$
10-20	$x \cdot 2$
20-30	$x \cdot 1,5$
30-50	$x \cdot 0,5$
50-80	$x \cdot 0.3$
>80	vernachlässigbar

Tabelle 3.5: Risikofaktoren für verschiedene Altersgruppen für die Entwicklung eines bösartigen Tumors durch Röntgenstrahlung aus [EuropeanCommission, 2004]

- Kinder aufgrund ihrer geringeren Körpergröße kombiniert mit der daraus resultierenden schlechteren Abschirmung bei einer vorgegebenen Exposition einer relativ höheren Dosis an Röntgenstrahlung exponiert werden, als Erwachsene,
- die Röntgengeräte häufig nicht auf die spezifische Situation bei Kindern (Körpergröße, Gewicht) adaptiert werden und daher die genannte, signifikant erhöhte Dosis resultiert.

3.2.5 Dosis bei Schwangeren

Bei Schwangeren werden aufgrund möglicher, jedoch bei den in der Zahnheilkunde in der Regel verwendeten Dosen sehr unwahrscheinlicher, stochastischer Schäden für das Embryo/den Foetus erhöhte Anforderungen an die Rechtfertigung von Röntgenaufnahmen gestellt. Grundsätzlich existieren jedoch keine Dosisbegrenzungen bei Röntgenaufnahmen, da auch für Schwangere das Grundprinzip der jeweils spezifischen, individuellen, risikoabgewogenen Entscheidung des Fachkundigen (Zahn)arztes nach Rechtfertigender Indikation [Bundesregierung BRD, 2003a] gilt (s. auch Kapitel 14, S. 283). Das Rechtfertigungsprinzip stellt daher auch bei Schwangeren international die fundamentale Grundlage für die Entscheidung zu einer Röntgenaufnahme dar [International Commission on Radiological Protection ICRP, 2000]. Die Feststellung einer eventuellen Schwangerschaft wird vor einer Röntgenaufnahme generell empfohlen [International Commission on Radiological Protection ICRP, 2000] und ist in Deutschland rechtlich verpflichtend [Bundesregierung BRD, 2003a] (s. auch Kapitel 14, S. 283). Da die im Unterusbereich anfallende Dosis bei normalen medizinischen Röntgenaufnahmen jedoch extrem niedrig ist, sind schädliche Effekte für das ungeborene Kind unwahrscheinlich [International Commission on Radiological Protection ICRP, 2000]. Dies gilt insbesondere für die zahnärztlichen Röntgenaufnahmen [EuropeanCommission, 2004]. Allerdings können selbstverständlich aufgrund der oben erklärten LNT-Annahme strahleninduzierte Effekte auch nicht grundsätzlich ausgeschlossen werden [International Commission on Radiological Protection ICRP, 2000]. Das durch diese beiden Tatsachen eröffnete Spannungsfeld führte zumindest in der Bundesrepublik

©R. Schulze, 2019

Deutschland zu strengen Anforderung für die Indikationsstellung von Röntgenaufnahmen in der Schwangerschaft [Bundesregierung BRD, 2003a] (s. auch 14.1.3 in Kapitel 14, S. 295). Allerdings muss in diesem Zusammenhang darauf hingewiesen werden, dass eine unterlassene Röntgenaufnahme ein höheres Risiko für Mutter und ihr ungeborenes Kind bedeuten kann. Für die Zahnheilkunde bedeutet dieses Faktenlage, dass der medizinische Nutzen für die Mutter und ihr ungeborenes Kind höher sein muss, als das potentielle Risiko durch die Exposition mit ionisierender Strahlung. Da in der Zahnheilkunde in aller Regel elektive Eingriffe durchgeführt werden, ist diese Risikoabschätzung umso wichtiger und notwendiger. Hierauf wird auch in Kapitel 14, S. 295 ff. nochmals näher eingegangen.

©R. Schulze, 2019

4 Grundlagen Röntgenbildentstehung

Wenn ein Röntgenbild durch Durchstrahlung des interessierenden Objektes und Abbildung auf einem photonen-sensitiven Detektor entsteht, nennt man dies Projektionsradiographie oder auch Projektionsröntgen. Dies ist bei den normalen, uns bekannten, zweidimensionalen Röntgenaufnahmen der Fall (wenn man von der Verwischungstomographie absieht) und stellt damit sozusagen den "Normalfall" bei Röntgenaufnahmen dar. Das Messprinzip bei der Projektionsradiographie bildet die Messung durch das Objekt hindurch. Dies wird auch als Transmissionsmessung bezeichnet wird. Anders als in der Photographie, wo das von der Oberfläche des fotografierten Objektes reflektierte Licht (Photonen mit einer Wellenlänge λ zwischen ca. 400 nm und 800 nm) zur Messung verwendet wird, misst man in der Radiographie die durch das Objekt hindurchtretenden (Röntgen-) Photonen. Die Messung wird immer ortsbezogen durchgeführt, d. h. der Auftreffort der durch das Objekt tretenden Photonen wird aufgezeichnet. Hierbei entsteht das eigentliche Röntgenbild hauptsächlich durch geradlinig zwischen Röntgenquelle und Detektor verlaufender Röntgenstrahlung, da Röntgenstrahlung sich geradlinig ausbreitet. Auf Streuungseffekte wird in Abschnitt 4.1.1, S. 69 eingegangen. Das Verteilungsspektrum der auftreffenden Röntgenquanten auf dem Röntgendetektor kann daher als eine kontinuierliche, ortsabhängige Verteilung der Photonenflussdichte aufgefasst werden. Die auf dem Detektor auftreffende Energie wiederum wird determiniert durch die auf dem Weg von der Röntgenquelle durch das Objekt stattfindende Absorption (und Streuung) der Röntgenstrahlung. Einfach ausgedrückt, wird dort viel Energie deponiert, wo das Objekt wenig absorbiert. Wenig Energie trifft dort auf, wo das Objekt auf dem Weg der Strahlung viel absorbiert hat. Prinzipiell macht es keinen Unterschied, welches Messgerät man zur Messung der auftreffenden Energie verwendet, z. B. einen silberhalogenidhaltigen Röntgenfilm oder aber einen digitalen Sensor. Da Erstere nicht Gegenstand dieses Lehrbuches sind, beschränken wir uns bei der Betrachtung auf die digitalen Systeme. Daher verwenden wir in diesem Buch den verallgemeinernden Begriff "Detektor" für alle Arten von Geräten, die die Photonenenergie von Röntgenstrahlung auf einer Fläche ortsbezogen detektieren. Es ist jedoch wichtig zu erkennen, dass die grundlegenden Effekte der Bildentstehung auch auf andere Detektionssysteme (Film, Speicherfolien) gelten. Die Photonenenergie, die auf dem Messgerät detektiert, hängt unmittelbar ab von:

- der emittierten Photonenenergie E_γ, d. h. dem Bremsspektrum (s. Abschnitt 2.2.1, S. 26)
- der Ordnungszahl $\mathbf{Z}$ der Atome, aus denen das Objekt aufgebaut ist
- der Dichte ρ des Objektes
- der Dicke d des Objektes

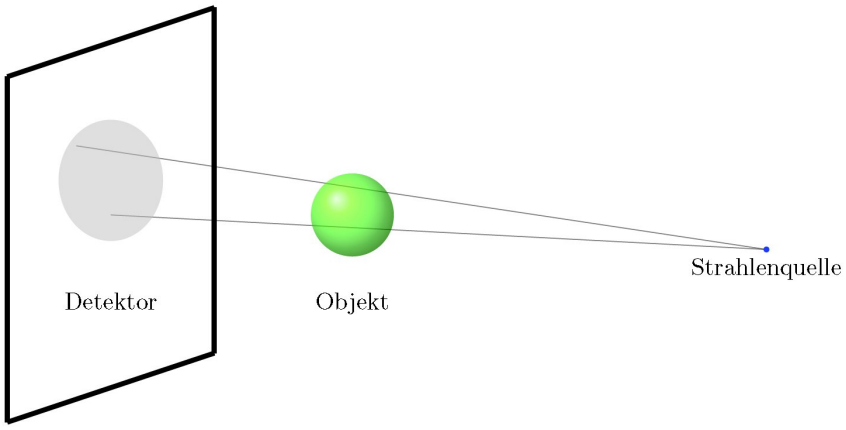


Abbildung 4.1: Auf dem Detektor wird entlang jedes detektierten Röntgenpfades die durch das Objekt hindurch dringende Energie gemessen. Durch die vielen gemessenen Röntgenpfade resultiert die Darstellung eines *Energiereliefs*. Mathematisch betrachtet entsprechen die (normierten) Messwerte auf dem Detektor dem Komplementärwert der jeweiligen Absorption (1 − Absorption[%]) durch das Objekt.

Die genannten Faktoren beeinflussen unmittelbar die auf ihrem Weg durch das zu röntgende Objekt (=Absorber) absorbierte Röntgenstrahlung.

Physikalisch betrachtet folgt die Absorption dem Lambert-Beer Gesetz (s. Auch Kapitel 2.4, S. 32 ff.:

$$I = I_0 \mathrm{e}^{-\mu_l\, d} \quad \Longrightarrow \quad \ln \frac{I}{I_0} = -\mu_l\, d\,. \tag{4.1}$$

wobei I die nach dem Absorber gemessene Intensität, I_0 die von der Röhre emittierte Ausgangsintensität, d die durchstrahlte Dicke des Absorbers und μ_l den *linearen Massenschwächungskoeffizienten* beschreibt.

Der *Massenschwächungskoeffizient* μ selbst berechnet sich aus dem Quotient des *linearen Massenschwächungskoeffizienten* μ_l und der Dichte ρ des Absorbers

$$\mu = \frac{\mu_l}{\rho}\,. \tag{4.2}$$

Bei dieser Betrachtung geht man davon aus, dass die Röntgenstrahlung nach Emission aus der Röntgenröhre bei ihrem Weg zum Objekt und nach diesem bis zum Detektor nur durch (vernachlässigbare) Absorption in der das Objekt umgebenden Luft betroffen ist. Man nimmt also vereinfacht an, dass die Absorption nur innerhalb des Objektes stattfindet. Dies ist, physikalisch betrachtet, sicherlich nicht korrekt, kann jedoch bei der normalen Projektionsradiographie deswegen vernachlässigt werden, da man keine absoluten Absorptionswerte betrachtet, sondern lediglich relative Werte. Relative Absorptionswerte deswegen, weil auf dem Detektor lediglich die Absorption entlang eines "Röntgenpfades" im Verhältnis zu den anderen gemessenen Röntgenpfaden aufgezeichnet wird. Exakter ausgedrückt, wird die Absorption nur indirekt dadurch gemessen, dass man

©R. Schulze, 2019

die auftreffende Photonenenergie (s. auch Kapitel 5, S. 87 ff.) detektiert. Diese wiederum verhält sich nach Gleichung 4.1 und 2.5 wiederum umgekehrt proportional zur Absorption.

Ein Röntgenbild stellt die Energieverteilung der durch das aufgenommene Objekt hindurchgetretenen und auf dem Detektor auftreffenden Röntgenstrahlung dar. Da diese Energie durch die im Objekt stattfindende Absorption und Streuung determiniert wird, bildet das Röntgenbild indirekt die Dichte im Objekt in Relation zu der jeweiligen Umgebung ab.

4.1 Wichtige Effekte bei der Bildentstehung

Im Folgenden werden einige wesentliche, bei der Entstehung von Röntgenbildern auftretende Effekte erklärt. Diese wirken sich meist nachteilig auf die Bildqualität aus und haben somit eine Relevanz beispielsweise bei der Befundung der Röntgenbilder.

4.1.1 Streuungseffekte

Die in Kapitel 2.4 (S. 32) erläuterten physikalischen Wechselwirkungen mit Materie führen im geröntgten Objekt selbst sowie bereits in der vor dem Objekt befindlichen Luft zu Streuungseffekten, die sich auch auf dem Röntgenbild bemerkbar machen. Strahlung wird in ihrer Richtung abgelenkt und trifft aus dieser abgelenkten Richtung auf den Detektor. Streustrahlung repräsentiert daher nicht, wie die geradlinig verlaufende, nicht gestreute Strahlung, die Absorption entlang der gemessenen (geraden) Röntgenpfade, sondern vielmehr eine nahezu zufällige Energie entlang der gestreuten, d.h. richtungsgeänderten Pfade. Dies führt dazu, dass am Auftreffort (Detektor) ein nicht korrekter, d.h. nicht die Absorption entlang der linearen Verbindungsgeraden zwischen Strahlenquelle (Fokus) und Bildempfänger repräsentierender Intensitätswert gemessen wird (s. Abb. 4.2, S. 70). Daher repräsentiert die gestreute Strahlung nicht die Dichte im Objekt, was zu störenden Effekten (Rauschen!) auf dem Röntgenbild führt. Diese Streuungseffekte machen sich vor allem bei großflächigen Detektoren sowie großen Objektdicken ausgeprägt bemerkbar. Insbesondere auch in der 3D-Rekonstruktion (z. B. digitale dentale Volumentomographie, Kapitel 9.2, S. 223 ff.) führen diese falsch gemessenen Intensitätswerte im Rekonstruktionsvorgang zu Zufallseffekten, d.h. mehr oder weniger dem Zufall unterworfenen, darauf basiert berechneten Grauwerten, die sich im rekonstruierten Bild als ein Teil des gesamten Rauschens bemerkbar machen.

4.1.2 Heel Effekt

Bedingt durch den Neigungswinkel der Anode (s. auch Abb. 2.4, S. 29) haben die Strahlen, die die Anode im stumpfen Winkel verlassen einen (geringfügig) längeren Weg als diejenigen Strahlen, die im spitzen Winkel von der Anodenoberfläche abgestrahlt werden. Dies führt zu einer inhomogenen Dosis-Leistungsverteilung und damit zu einem inhomogenen

©R. Schulze, 2019

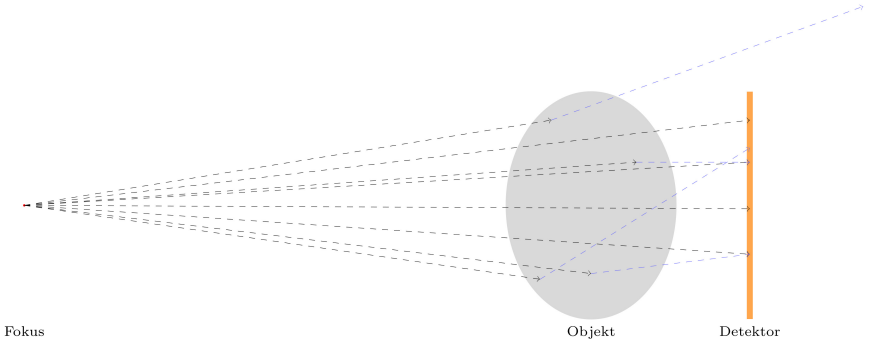


Abbildung 4.2: Zusätzlich zur für die Bildgebung idealen, geradlinig zwischen Fokus und Detektor verlaufenden Strahlung (schwarze gestrichelte Linien) treffen den Detektor auch in der Luft oder im Objekt selbst gestreute (blaue gestrichelte Linien) Strahlen. Diese repräsentieren natürlich nicht die zwischen dem Fokus und Detektor auf gerader Linie (sozusagen "in Sichtlinie") stattgefundene Schwächung (Absorption) der Röntgen-Intensität. Vielmehr repäsentieren sei Zufallseffekte, die nicht reproduzierbar sind. Sie erzeugen somit auch "zufällige" Intensitäten (Grauwerte) auf dem Detektor und verschlechtern damit die Bildqualität.

Strahlenprofil auf dem Detektor. Bemerkbar macht sich der Heel-Effekt bei größerflächigen Aufnahmen, in der Zahnheilkunde beispielsweise bei den Schädelübersichtsaufnahmen (Kapitel 8.0.4, S. 197). Je weiter man sich vom Auftreffort des Zentralstrahls auf dem Detektor entfernt, desto geringer wird die auftreffende Intensität. Anders ausgedrückt, nimmt die mittlere "Bildschwärzung" in Abhängigkeit von der Entfernung von diesem Auftreffort ab. Der Heel-Effekt hängt vom Anoden-Neigungswinkel ab.

4.2 Technische Hilfsmittel zur Röntgenbilderzeugung

In Röntgengeräten werden zwei wesentliche technische Hilfsmittel eingebaut, um a) die Qualität des verwendeten Strahlenbündels hinsichtlich der in ihm vorhandenen Wellenlängen zu verändern (Filter, s. Abschnitt 4.2.1, S. 70 und b) das austretende Strahlenbündel auf eine bestimmte Geometrie einzuschränken (Blenden, s. Abschnitt 4.2.2, S. 71).

4.2.1 Filter

Wie in Kapitel 2.2.1 (S. 26) dargestellt, emittieren Röntgenröhren ein Bremsspektrum mit verschiedensten Wellenlängen. Für die Röntgenaufnahme selbst wäre theoretisch jedoch, in Abhängigkeit von der Projektionsgeometrie und des zu untersuchenden Objektes, eine darauf exakt abgestimmte, optimal passende Wellenlänge hinsichtlich Bildqualität und Strahlenexposition ideal. Man könnte beispielsweise die Wellenlänge exakt auf das zu untersuchende Gewebe abstimmen, also so, dass möglichst exakt soviel absorbiert wird, dass ein gutes Bild bei gleichzeitig so niedrig wie möglicher Strahlenbelastung entsteht.

©R. Schulze, 2019

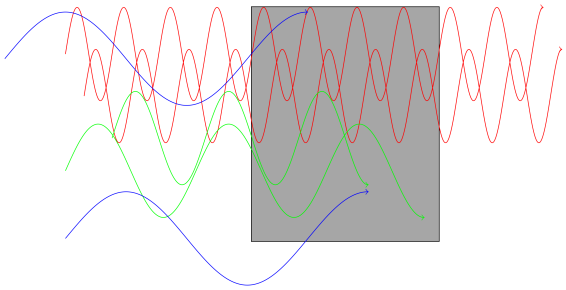


Abbildung 4.3: Wirkung eines Filters aus einem homogenen Material. Langwellige Strahlung (blau und grün dargestellt) wird aus dem Strahlengang herausgefiltert und bleibt im Filtermaterial hängen. Die kurzwelligere, höherenergetische Strahlung (hier rot dargestellt) hingegen passiert das Filtermaterial. Deswegen besteht das Spektrum nach Filterung insgesamt aus kurzwelligeren Strahlen als vor der Filterung.

Die Erzeugung von Röntgenstrahlung nur einer Wellenlänge ist allerdings bei elektronenröhrenbasierten Röntgenröhren (s. Abschnitt 2.2.2, S. 26) nicht möglich. Daher versucht man, das emittierte Röntgen-Bremsspektrum (s. Kapitel 2.2.1, S. 26) durch die Verwendung von *Filtern* auf eine möglichst geringe, auf die Fragestellung adaptierte Menge an Wellenlängen einzugrenzen.
Durch Einbringung eines Filters aus unterschiedlichen Materialien wird in erster Linie die "weichere", langwelligere Röntgenstrahlung aus dem Spektrum herausgefiltert (Abb. 4.3, S. 71). Meist werden als Filter Metalle verwendet, z. B. Aluminium, Kupfer oder auch Blei.

Da die Absorption, wie in Kapitel 4 (S. 67 ff.) erläutert, von der Ordnungszahl und der Dichte eines Materials abhängt, absorbieren Schwermetalle (Blei, Kupfer) wesentlich stärker als Leichtmetalle wie Aluminium. In Abbildung 4.4 ist der lineare Massenschwächungskoeffizient (aus: http://physics.nist.gov/PhysRefData/FFast/html/form.html) gegen die verschiedenen Energiebereiche (Röhrenspannung) geplottet, um diesen Effekt für ein Schwermetall (Kupfer) sowie ein Leichtmetall (Aluminium) zu illustrieren.

4.2.2 Blenden

Blenden begrenzen das Strahlenbündel auf eine bestimmte Größe und Form indem sie die Strahlen, die außerhalb des bestimmten Feldes auftreffen würden, durch geeignete Form der Blende absorbieren (Abb. 4.5, S. 72). Diese Größe wird meist durch das Format des Röntgenbildes vorgegeben. Blenden müssen Röntgenstrahlung absorbieren und bestehen daher aus röntgendichtem Material hoher Ordnungszahl und Dichte, wie z. B. Blei. Bei den intraoralen Tubusaufnahmen fungiert beispielsweise der Tubus selbst als Blende, mit einer für die BRD vorgeschriebenen maximalen Durchmesser auf der Hautoberfläche von 6 cm [Bundesregierung BRD, 2009]. Moderne Röntgengeräte haben zumeist mikromotorbewegte Blenden, die von allen Seiten den Bereich, der von der Röntgenstrahlung getroffen

©R. Schulze, 2019

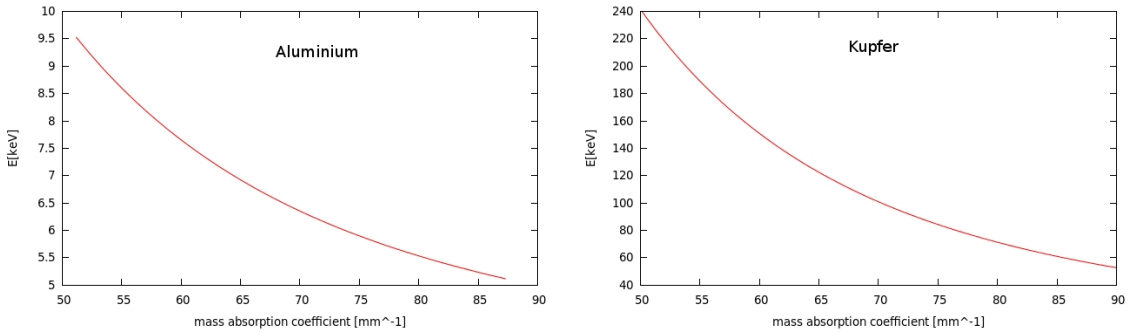


Abbildung 4.4: Der lineare Massenschwächungskoeffizient μ_l [mm^{-1}] (aus: http://physics.nist.gov/PhysRefData/FFast/html/form.html) geplottet für die verschiedenen Filtermaterialien (links) Aluminium und (rechts) Kupfer) sowie typische, im zahnärztlichen Röntgen häufig verwendete Energiebereiche. Deutlich erkennt man, dass der gleiche Massenschwächungskoeffizienten (x-Achse) für das Schwermetall Kupfer bei viel höherer Photonenenergie erreicht wird, als beim Leichtmetall Aluminium.

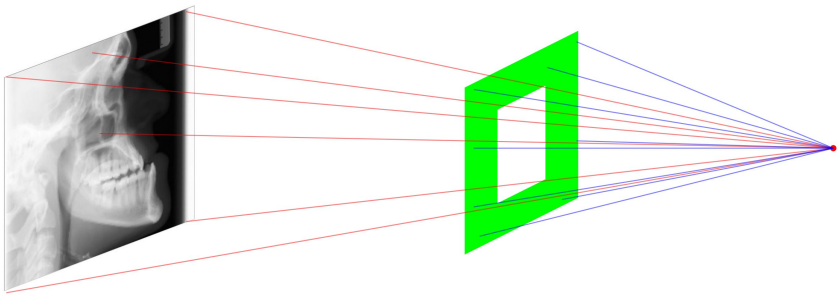


Abbildung 4.5: Eine Blende (hier grünes Rechteck) absorbiert Strahlung, die andernfalls zwar den Patienten oder dessen Umgebung, jedoch nicht den Detektor treffen würde. Sie blendet also das Strahlenfeld auf die absolut notwendige Größe ein.

wird, durch gezielte Verschiebung einblenden lassen. Dies gilt z. B. für viele moderne DVT-Geräte, um unterschiedliche Feldgrößen zu ermöglichen (s. Kapitel 9.2, S. 223). Die *Bucky Blende*m stellt einen Spezialfall einer Blende dar. Es handelt sich hierbei um ein Streustrahlenraster aus röntgenabsorbierendem Metall (meist Blei), bei welchem das Raster schnell gegenüber der Bildebene (Detektor) hin und her bewegt wird, um keine streifige Abbildung auf dem Röntgenbild zu hinterlassen (s. Abb. 4.6, S. 73). Röntgenstrahlung, die aus einer anderen, gestreuten Richtung in Richtung Detektor kommt, wird durch dieses Raster abgefangen. Nur Strahlung die in einem Winkel, der durch die Tiefe des Rasters vorgegeben wird, hindurchgelassen wird, trifft letztlich auf dem Detektor auf. Dies reduziert die störende Streustrahlung erheblich.

In der Panoramaschichttechnik (s. Abschnitt 8.0.2, S. 159) sind zwei Blenden eingebaut: die Primärblende, die unmittelbar nach dem Fokus das Primärstrahlenbündel auf einen

©R. Schulze, 2019

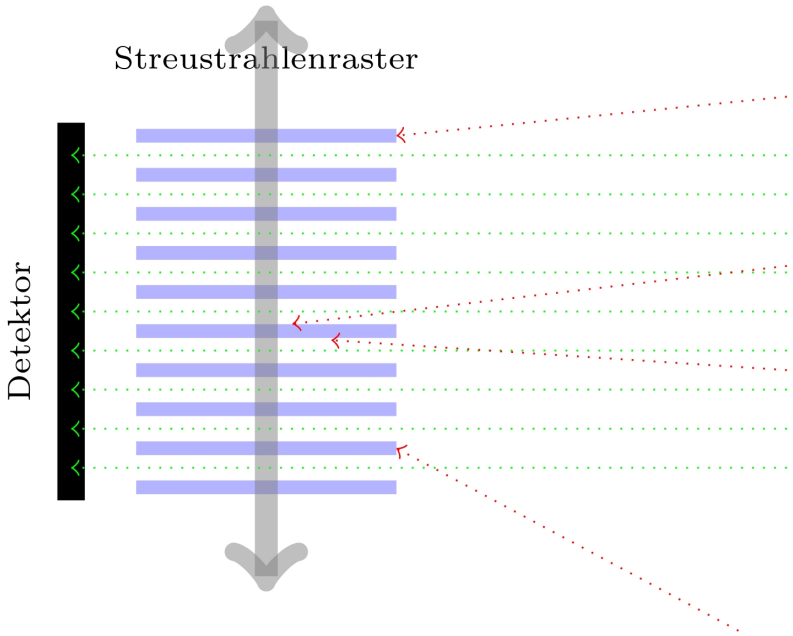


Abbildung 4.6: Die bewegte Streustrahlenraster-Blende nach Bucky besteht aus röntgenabsorbierendem Material, was als Raster/Gitter kurz vor der Detektorebene schnell auf- und ab bewegt wird (in Richtung des grauen, semitransparenten Richtungspfeils. Gestreute, d.h. aus nicht mehr direkt Richtung Fokus kommende Strahlung (hier rot dargestellt) trifft dabei in einem Winkel auf das Raster, so dass es dort vom Rastermetall absorbiert wird und nicht mehr auf dem Detektor zur Bildgebung beitragen kann. Die aus der Hauptstrahlenrichtung auf direktem Wege vom Fokus kommende Strahlung (hier zur Vereinfachung als parallele Strahlen in grün abgebildet) gelangt hingegen ohne Interaktion mit dem bewegten Raster auf den Detektor.

vertikalen Fächer einblendet. Aus diesen Grunde ist die Primärblende hier von ihrer Geometrie her eine vertikale Schlitzblende (s. Abb 4.7). Die Sekundärblende vor dem Detektor ist wiederum eine vertikale Schlitzblende, auf Grund der projektiven Vergrößerung jetzt jedoch erheblich größer als die Primärblende. Sie hat die Aufgabe, nur den tatsächlichen Strahlenfächer auf dem Detektor auftreffen zu lassen und Streustrahlung abzuhalten. Bei digitalen Panoramaschichtgeräten mit Festkörpersensor fungiert die vertikal rechteckige Form des Sensors selbst als Sekundärblende, so dass hier keine explizite Sekundärblende benötigt wird.

©R. Schulze, 2019

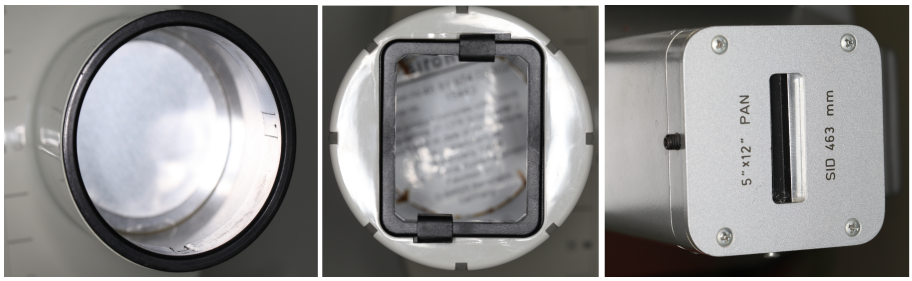


Abbildung 4.7: Verschiedene Blenden im zahnärztlichen Röntgen: Rundtubus (links), mit eingesteckter Rechteckblende (mitte) sowie vertikale Schlitzblende als Primärblende bei einem alten Panoramaschichtgerät (rechts)

©R. Schulze, 2019

4.3 Röntgenprojektion

Um ein besseres Verständnis der zweidimensionalen Röntgenabbildung (= Röntgenprojektion) zu erhalten, muss man sich mit den Grundlagen dieser Art der projektiven Abbildung beschäftigen. Betrachten wir hierzu zuerst einmal eine photographische Abbildung. Auch hier misst das Messgerät, heute in der Regel ein digitaler Bildrezeptor, die pro Fläche eintreffende Photonenenergie. Im Unterschied zur Röntgenabbildung werden hierbei jedoch die von der Objekt*oberfläche* reflektierten Photonen detektiert, während beim Röntgen die durch das Objekt hindurchgetretenen Photonen gemessen werden. Die Fotografie bezeichnet man daher als eine *Reflexionsmessung*, die Röntgenabbildung entspricht hingegen einer *Transmissionsmessung*. Auf den ersten Blick mag dieser Unterschied nur von theoretischer Bedeutung sein, jedoch wird intuitiv sofort klar, dass nur durch die Möglichkeit der Transmissionsmessung Röntgenstrahlung überhaupt einen Einblick in das Körperinnere ermöglichen kann. Der technisch-physikalische Unterschied führt jedoch auch rein mathematisch zu einem dimensionellen Unterschied von technisch großer Bedeutung. Nimmt man an, man hätte technisch die Möglichkeit, digitale Bildrezeptoren aus unendlich kleine Messinstrumente (Pixeln) anzufertigen zu können, würde in diesem rein theoretischen Fall jeder Punkt des fotografierten Objektes auf genau einem eigenen Bildpunkt (Pixel) abgebildet werden. Dies wäre eine sog. “one-to-one”-Abbildung. Das Analogon beim Röntgen wäre auch ein digitaler Bildrezeptor, der aus unendlich kleinen Pixeln aufgebaut ist, so dass unter dieser theoretischen Annahme jeder einzelne Röntgenstrahl, der durch das Objekt hindurchtritt, auf jeweils einem Detektorelement (Pixel) detektiert würde. Aufgrund der Transmissionsmessung im Röntgen folgt jedoch, dass in alle Punkte, die auf dem Weg des Röntgenstrahls zwischen Strahlenquelle und Pixel liegen, in der Summe in einem Detektorelement abgebildet werden. Anders ausgedrückt, werden unendlich viele, entlang jedes einzelnen Röntgenpfades liegende Objektpunkte, auf nur einem Detektorelement dargestellt. Man nennt einen derartigen Abbildungsprozess auch “many-to-one-” Abbildung. Diese rein theoretische Betrachtung macht offensichtlich, dass zwischen der Fotografie auf der einen Seite und der Röntgenabbildung auf der anderen Seite, die Dimension “Unendlich” liegt. Diese Tatsache erschwert einige für Oberflächenabbildungen bereits sehr etablierte Bildverarbeitungs-Algorithmen erheblich, wenn diese für Röntgenbildgebung eingesetzt werden. Auch die bereits in Abb.1.6 dargestellte Tatsache, dass unendlich viele Objektformen dieselbe Röntgenabbildung ergeben, ist auf diesen Umstand zurückzuführen. Dies gilt nicht nur für unterschiedliche Formen, sondern auch für unterschiedliche Größen derselben Form (s. Abb. 4.8, S. 76).

Sehr deutlich wird die Limitation der Röntgenabbildung, wenn man sich vor Augen führt, dass ein dreidimensionales Objekt auf einem flachen (zweidimensionalen) Bildrezeptor abgebildet wird. Dies führt unweigerlich zum *Verlust der Dimension entlang der Strahlengangsrichtung* (s. Abb. 4.9). Obwohl man, mit Hilfe bestimmter logischer Schlussfolgerungen und Nutzung unterschiedlicher Projektionsrichtungen, Rückschlüsse auf diese “verlorene” Dimension ziehen kann (s. z. B. parallaktische Verschiebung, S. 84), bildet die Reduktion auf 2D eine inhärente Limitation von Projektionsröntgenaufnahmen.

©R. Schulze, 2019

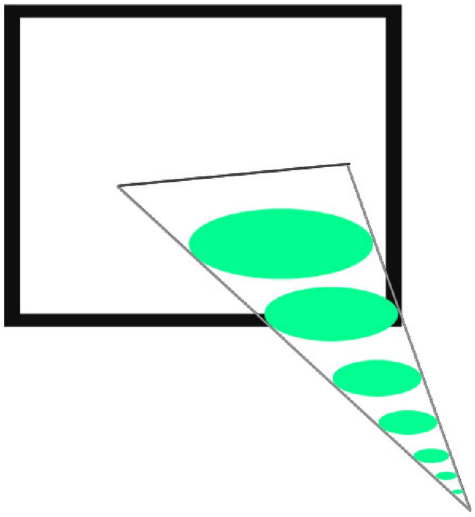


Abbildung 4.8: Nicht nur unterschiedlichste Formen an Objekten (s. Abb.1.6, S. 21), sondern auch unendlich viele Größen ein und derselben Objektform ergeben dieselbe 2D-Röntgenabbildung

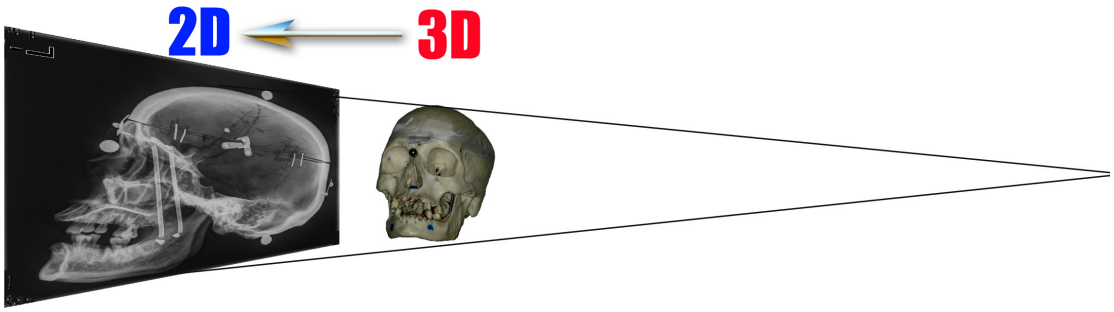


Abbildung 4.9: Bei der Röntgenprojektion wird ein dreidimensionales Objekt auf einem flachen, d.h. zweidimensionalen Bildrezeptor als Summe entlang jedes Röntgenpfades abgebildet.

©R. Schulze, 2019

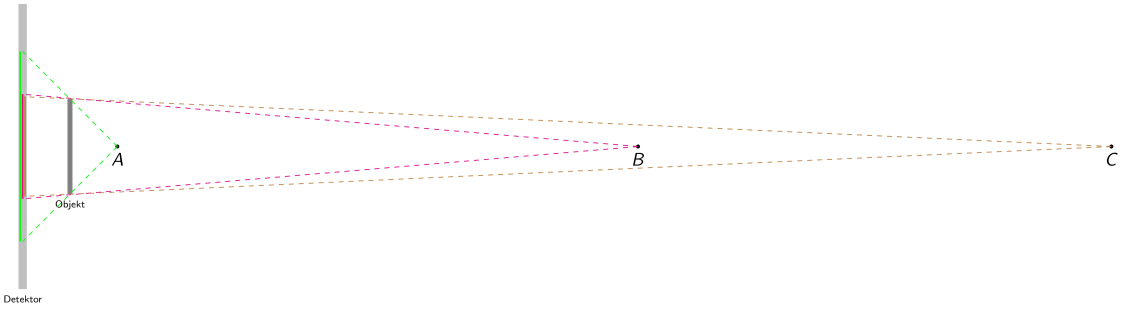


Abbildung 4.10: Projektive Geometrie: Unterschiedliche Abstände der Röntgenquelle (hier als die Positionen A, B und C angegeben) führen zu unterschiedlichen Vergrößerungen der Abbildung auf dem Detektor. Klar wird, dass je größer der Fokus-Objekt-Abstand, desto geringer ist die Vergrößerung der resultierenden Abbildung

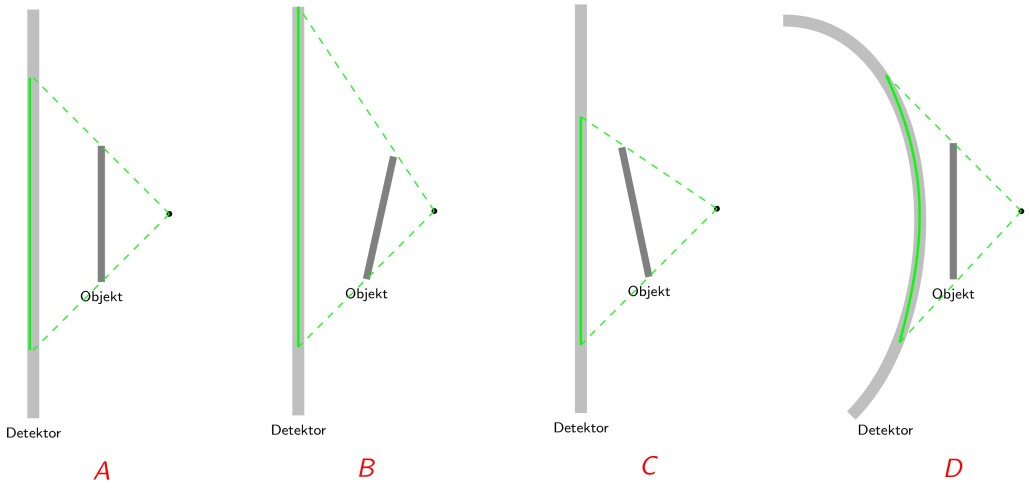


Abbildung 4.11: Projektive Geometrie: Auswirkungen von Objektlage auf die projektive Abbildung. Klar erkennbar, führt eine parallele Lage der Objekthauptachse zum Detektor nur zu einer Vergrößerung, während Kippungen unterschiedlichen Vergrößerungsfaktoren (= Verzerrung) innerhalb der Abbildung bewirken.

©R. Schulze, 2019

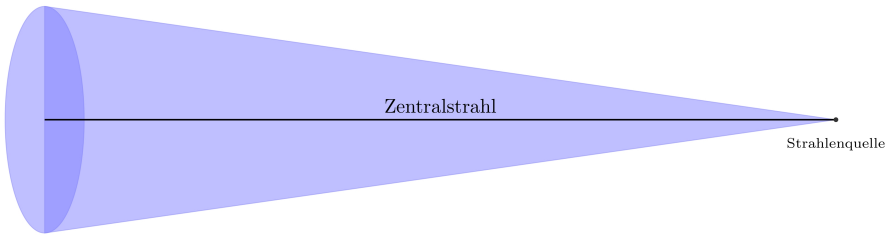


Abbildung 4.12: Kegelförmig eingeblendetes Strahlenbündel, in welchem der Zentralstrahl als die Konuslängsachse definiert ist.

4.3.1 Wichtige Begriffe der Projektion

Einige wenige Begriffe sind für die Beschreibung der Projektion und der Projektionsgeometrie wichtig. Diese werden im folgenden Abschnitt erläutert.

- ☞ *Zentralstrahl*: Gedachter Röntgenstrahl in der Mitte des Strahlenkegels in Verlaufsrichtung des Tubus (s. Abb. 4.12, S. 78). Geometrisch entspricht dies der Kegellängsachse. Der Zentralstrahl beschreibt die Hauptrichtung der Strahlung im Strahlenkegel.
- ☞ *isometrische Abbildung*: Gleichgroße Abbildung. Hierbei ist zu bemerken, dass aus theoretischer Sicht nur bei einem unendlich großen Fokus-Detektorabstand parallele Strahlung vorliegen würde, d. h. bei diesem unendlich großen Abstand wirklich eine *isometrische Abbildung* erreicht würde. In der Realität wird, eine parallele Lage von Objekthauptachse und Detektor vorausgesetzt, immer eine vergrößerte Abbildung resultieren.
- ☞ *orthoradiale Projektion*: Zentralstrahl trifft senkrecht auf die Tangente an den Zahnbogen in der interessierenden Region (s. Abb. 4.13, S. 79).

4.3.2 Grundlagen der Projektion – Projektionsgeometrie

Bei einer Röntgenabbildung handelt es sich um eine Abbildung in projektiver Geometrie. Die Größe einer Abbildung und auch die Position der Abbildung kann daher mittels Strahlensatz ermittelt werden, sofern die *Projektionsgeometrie* bekannt ist. Unter der *Projektions-* oder auch *Aufnahmegeometrie* versteht man die räumliche Anordnung von Röntgenquelle, Objekt und Detektorebene zueinander. Die Röntgenabbildung ist eine unmittelbare Folge der Aufnahmegeometrie, oder, anders ausgedrückt, ergeben unterschiedliche Aufnahmegeometrien eben auch unterschiedliche Röntgenaufnahmen. Will man also eine Standardisierung z. B. um eine direkte Vermessung von Röntgenaufnahmen möglich zu machen, dann benötigt man auch eine sehr standardisierte Aufnahmegeometrie. Dies wird z. B. bei der Fernröntgen(seiten)aufnahme (s. auch 8.0.3, S. 189) durch entsprechende technische Anordnungen und Hilfsmittel gewährleistet, da diese Aufnahme auch als einzige zweidimensionale Aufnahme in der Zahnheilkunde zur Vermessung Messstrecken

©R. Schulze, 2019

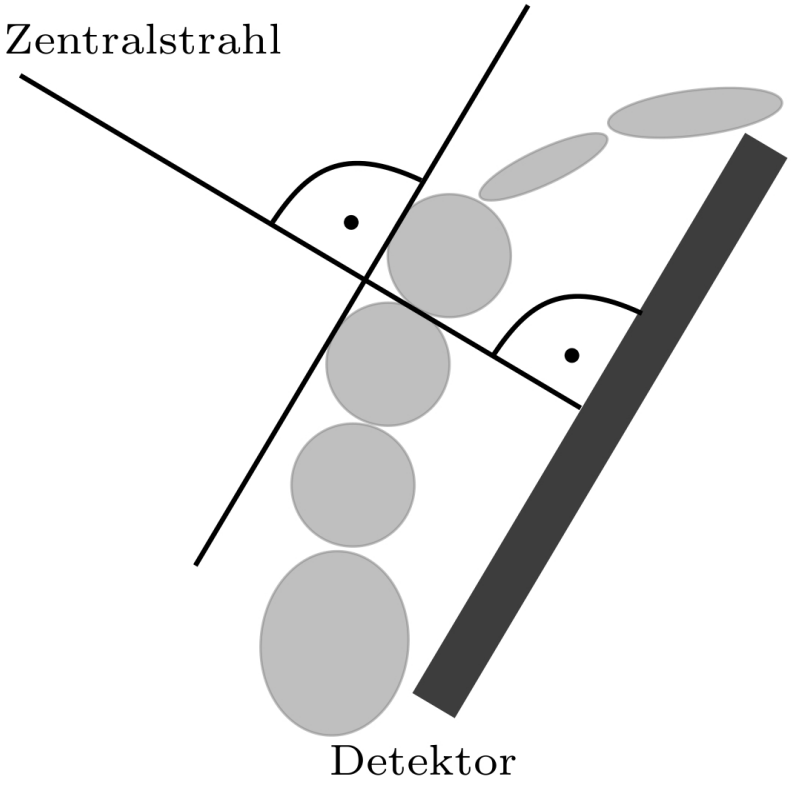


Abbildung 4.13: Orthoradiale Projektion bei einer Intraoralaufnahme: der Zentralstrahl ist in der Ebene des Zahnbogens (beim sitzenden Patienten ➢ Horizontalebene) rechtwinklig auf die Tangente an den Zahnbogen in der interessierenden Region ausgerichtet.

und Winkeln verwendet werden soll.

Aus den genannten geometrischen Gründen lassen sich die folgenden Schlussfolgerungen ziehen:

- Die Abbildung ist unmittelbar durch die Aufnahmegeometrie determiniert
- sofern die Aufnahmegeometrie nicht *exakt bekannt ist, kann man keine Angaben über die Vergrößerungsverhältnisse machen!*

Als *Projektionsgeometrie* (oder *Aufnahmegeometrie*) bezeichnet man die dreidimensionale Position und Lage der Komponenten Strahlenquelle, Objekt und Projektionsebene (Detektor) relativ zueinander während der Aufnahme. Sie bestimmt, wie die Röntgenaufnahme hinsichtlich Abbildungsorten und -Größe aussieht.

Da offensichtlich die Röntgenstrahlen von der als punktförmig angenommenen Röntgenquelle divergieren, d. h. nicht parallel zueinander verlaufen (dies ist übrigens

©R. Schulze, 2019

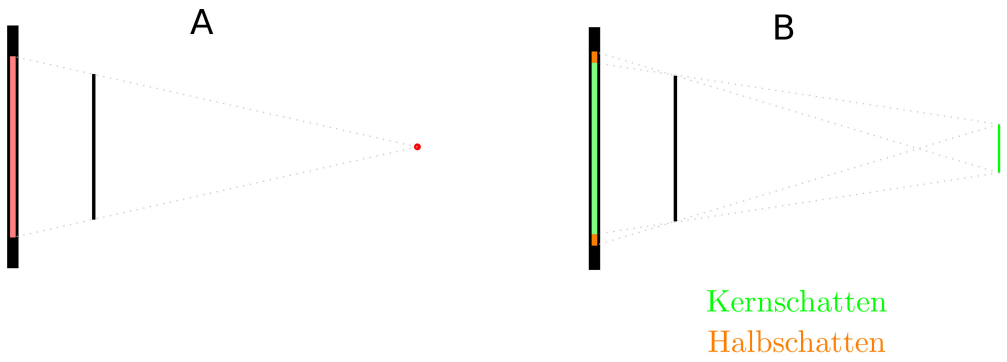


Abbildung 4.14: Einfluss der Fokusgröße auf die Abbildung: Bei einem (hier zur Vereinfachung nur zweidimensional dargestellten) vergrößerten Fokus (Abbildung B rechts) treten außer dem (grün abgebildeten) **Kernschatten** noch zusätzliche (orange abgebildete) **Halbschatten** auf. Diese verursachen eine zusätzliche Unschärfe der Abbildung. Ein punktförmiger Fokus (Abbildung A links) wäre daher ideal, ist allerdings technisch nicht wirklich umsetzbar.

bei von einer normalen Lichtquelle ausgesandtem Licht exakt genauso), ergeben sich bestimmte, der projektiven Geometrie folgenden Abbildungsphänomene. Abbildung 4.10 stellt die wesentlichen geometrischen Zusammenhänge dar.

Aus geometrischen Gründen gelten für eine "ideale" Röntgenabbildung daher die folgenden Anforderungen an die *ideale Projektionsgeometrie*:

1. möglichst großer Abstand zwischen Röntgenquelle und abzubildendem Objekt
2. möglichst kleiner Abstand zwischen abzubildendem Objekt und Detektorebene
3. parallele Lage der interessierenden Objektachse(n) relativ zur Detektorebene
4. punktförmige Strahlenquelle
5. ebene Projektionsfläche

Definitionen:

- **Vergrößerung**: alle Teile des Objektes werden mit dem gleichen Vergrößerungsmaßstab abgebildet
- **Verzerrung**: der Vergrößerungsmaßstab ist für verschiedene Teile des Objektes unterschiedlich.

Wenn man einen ungefähren Vergrößerungsmaßstab auf einer Röntgenaufnahme ohne hochgradige Standardisierung der Projektionsgeometrie abschätzen will, kann man Referenzobjekte bekannter Größe D verwenden (s. auch Abb. 8.47, S. 180). Diese müssen

©R. Schulze, 2019

während der Aufnahme in der *Objektebene* angebracht sein. Durch einfache Verwendung des mathematischen Dreisatzes und Abmessung der projizierten Größe D' des Referenzobjektes auf der Aufnahme kann man einen *ungefähren, globalen* Vergrößerungsfaktor V_F ermitteln:

$$V_F = \frac{D'}{D}\,. \tag{4.3}$$

Logischerweise erhält man die ungefähre "tatsächliche" Objektlänge O mit Hilfe der Vergrößerungsfaktors V_F aus der abgebildeten Länge O' des Objektes aus:

$$O = \frac{O'}{V_F} \tag{4.4}$$

Wichtig:

Kippungen der Objektlage relativ zur Projektionsfläche (Detektor) sowie Krümmungen der Projektionsfläche (z. B. Film- oder Speicherfolienbiegung) führen aus projektiven Gründen (s. auch Abb.4.11, S. 77 sowie 8.17, S. 149) zwangsläufig *immer* zu *Verzerrungen* der Abbildung [Webber et al., 1984, Schulze, 2001]. Sie sind daher ungünstig für die Auswertung der Aufnahmen.

Die Abbildungsgröße bei einer Röntgenabbildung setzt sich daher immer aus zwei Faktoren zusammen [Roeder et al., 2011]:

1. Vergößerung
2. Verzerrung

Beide Faktoren sind eine direkte Folge der Projektionsgeometrie, die wiederum bei Intraoralaufnahmen leider nicht bekannt ist.

Im Oberkiefer entstehen aus anatomischen Gründen (Gaumen!) bei starren Detektoren Winkel zwischen Detektor und Zahnachse von ca. 20° bis 55° im Frontzahnbereich sowie zwischen 26° und 55° im Molarenbereich [Roeder et al., 2011]. Hierbei sind die Wurzelspitzen der Zähne in der Regel deutlich weiter vom Detektor entfernt, als die Zahnkronen, da der Detektor ja entlang der Gaumenwölbung eingelegt werden muss. Dies wiederum führt einer erheblich stärkeren Vergrößerung der Abbildung der Wurzelspitzenregion im Vergleich zu den Zahnkronen. Anders ausgedrückt, wird die Abbildung des Zahnes von der Krone bis zur Wurzelspitze in Richtung Wurzelspitze "immer länger". Daher rührt auch die Tatsache, dass man trotz Abschätzung des globalen Vergrößerungsfaktors mit Hilfe der bekannten Länge der eingebrachten Wurzelfeile (s. auch Gleichung 4.3 S. 81 und 4.4, S. 81), sich bei einer auf dem Röntgenbild "zu kurzen" Wurzelfüllung/Feilenlänge leicht verschätzt. Durch die ungleichmäßige Vergrößerung (= Verzerrung, s.o.), die am Apex am größten ist, ist eine dort auf dem Röntgenbild gemessene Messstrecke in Wirklichkeit viel kürzer, als es einem selbst die mittels Dreisatz Gleichung 4.4, S. 81 korrigierte Strecke vortäuscht. Das liegt ganz einfach daran, dass man mit dieser Methode eben nur einen mittleren (globalen) Vergrößerungsfaktor für die gesamte Röntgenaufnahme abschätzt, der aber die lokal tatsächlich wirksame außer Acht lässt. Dieser Effekt sollte bei metrischen

©R. Schulze, 2019

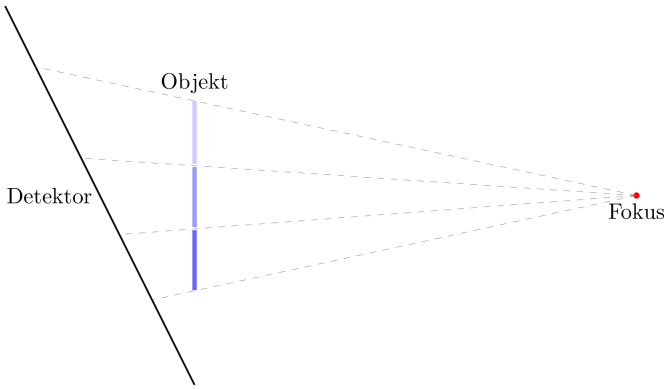


Abbildung 4.15: Abbildungsgeometrie im Oberkiefer, wo nahezu immer ein relevanter Winkel zwischen Zahnachse und Detektorachse besteht. Der hellblaue Objektteil stellt den Wurzelanteil, der dunkelblaue den Kronenanteil eines Zahnes dar. Deutlich wird, dass das in drei gleichgroße Anteile aufgeteilte Objekt in Abhängigkeit von seinem Abstand zur Detektorebene unterschiedlich vergrößert abgebildet wird. Je weiter in Richtung Apex gelegen, desto größer wird das Objektteil vergrößert, d.h. desto länger wird dessen Abbildung.

Ermittlungen immer bedacht werden (Abb. 4.15 und 4.16; s. auch Kapitel 8, S. 135). In einem einfachen Beispiel unten wird der Effekt nochmals veranschaulicht.

Beispiel:
Angenommen, der globale, mittels der bekannten Wurzelfeilenlänge errechnete Vergrößerungsfaktor V_{FG} der Aufnahme läge bei 1,5, der lokale, an der Wurzelspitze wirksame Vergrößerungsfaktor V_{FL} auf der Aufnahme jedoch bei 2,5. Auf dem Röntgen-Messaufnahme fehlt apikal eine Länge O' von 1 mm. Nimmt man den globalen Vergrößerungsfaktor V_{FG} , so berechnet sich die notwendige, weitere Vorschublänge O der Feile aus (s. Gleichung 4.4):

$$O = \frac{O'}{V_{FG}} = \frac{1\,\text{mm}}{1,5} = 0,67\,\text{mm}\,.$$

Nimmt man jedoch den korrekten, lokalen Vergrößerungsfaktor V_{FL}, so ergibt sich die tatsächlich fehlende Länge $O_t$aus:

$$O_t = \frac{O'}{V_{FL}} = \frac{1\,\text{mm}}{2,5} = 0,4\,\text{mm}\,.$$

Dies bedeutet, dass bei Verwendung des globalen Vergrößerungsfaktors V_{FG} die berechnete Vorschublänge um $0,67\,\text{mm} - 0,4\,\text{mm} = \mathbf{0,27mm}$ zu lang war und die Feile eben um diese Länge zu weit vorgeschoben würde.

©R. Schulze, 2019

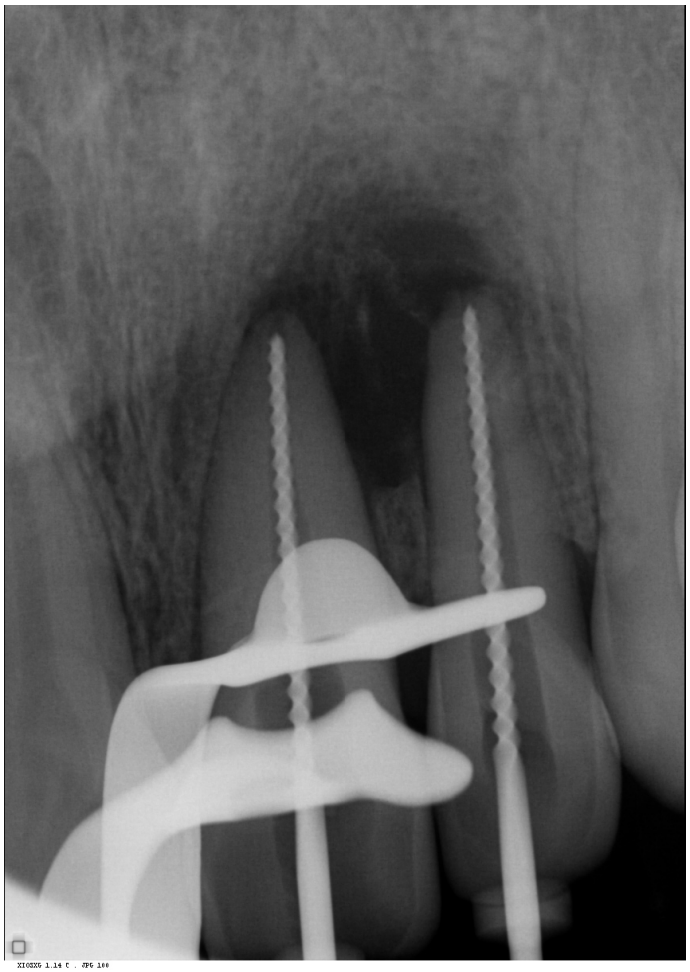


Abbildung 4.16: Oberkiefer-Frontzahnaufnahme mit eingebrachten Wurzelfeilen zur Abschätzung der Arbeitslängen. Die im Text beschriebene, ungleichmäßige Vergrößerung der Zahnabbildung durch den wegen des Gaumens schräg liegenden Detektor im Oberkiefer führt hier häufig zu einer Unterschätzung des Vergrößerungsfaktors an der Wurzelspitze. Daraus resultiert dann häufig, bei Verwendung eines globalen Vergrößerungsfaktors, ein zu weites Vorschieben eines Guttperchastiftes, d.h. eine zu lange Wurzelfüllung über den Apex hinaus (Röntgenaufnahme freundlicherweise zur Verfügung gestellt von Dr. med. dent. Benjamin Mahmoodi, Poliklinik für Zahnerhaltungskunde, Universitätsmedizin Mainz)

©R. Schulze, 2019

Lokalisationsaufnahmen mit Hilfe parallaktischer Verschiebung

Eine Aufnahmetechnik macht sich die Projektionsgrundlagen zu Nutze, um daraus die durch den Röntgen-Abbildungsvorgang (3D wird abgebildet auf 2D) verloren gegangene Tiefeninformation, d.h. Information über die Lage eines Objektes in Strahlengangsrichtung, indirekt zu ermitteln. Der Effekt, auf dem diese Technik beruht, ist bekannt unter dem Begriff *parallaktische Verschiebung*. Als Parallaxe bezeichnet man scheinbare Ortsänderungen eines Objektes hervorgerufen durch Veränderungen der Projektionsgeometrie. Abbildung 4.17 zeigt das zugrunde liegende Prinzip. Wie schon im Abschnitt 4.3, S. 75 beschrieben, hängt die Aufnahme gleicher Objekte fundamental von der Projektionsgeometrie ab. Bei bekannter Aufnahmegeometrie erlaubt der Strahlensatz einem sehr einfach, den Ort der Abbildung eines Objektes auf dem Röntgendetektor zu konstruieren.

Genutzt wird die parallaktische Verschiebung vor allem zur Lokalisation z. B. von verlagerten Zähne im Oberkiefer um herauszufinden, ob der verlagerte Zahn palatinal, also detektornah oder vestibulär, also detektorfern, liegt. Fertigt man also eine orthoradiale (Position A in Abb. 4.17) und eine distalexzentrische Aufnahme (Position B in Abb. 4.17) an, so wird ein palatinal liegender, verlagerter Zahn sich relativ zu den Wurzeln beispielsweise des ersten Prämolaren auf der distalexzentrischen Aufnahme in Richtung dorsal (distal) bewegen. Umgekehrt bildet sich bei der distalexzentrischen Aufnahme ein vestibulär gelegener, verlagerter Zahn anterior (mesial) dieser Wurzeln ab.

Merke:
Palatinal liegende Objekte (= detektornah) wandern *mit der Strahlenquelle*, vestibulär (= detektorfern) liegende Objekte *in die Gegenrichtung*

Es ist wichtig zu erkennen, dass diese Lokalisationsmethode auf Grund ihrer einfachen physikalischen Grundlagen der Projektionslehre zu einhundert Prozent sicher ist. Bei korrekter Technik (und Beschriftung der Aufnahmen!) stellt sie damit eine einfache, effektive, sichere und dosisarme Möglichkeit dar, mit den in praktisch jeder deutschen Zahnarztpraxis vorhandenen Röntgenmöglichkeiten eine grobe Lokalisation eines im Kieferknochen befindlichen Objektes vorzunehmen. Selbstverständlich lassen sich dieselben parallaktischen Verschiebungseffekte auch in der vertikalen Ebene erfolgreich durchführen. Dies ist häufig sogar sinnvoller, weil dadurch die Abbildungen der Zahnformen nicht so stark beeinflusst wird, wie bei Verschiebungen in horizontaler Richtung. Deswegen kann man bei vertikalen Verschiebungen möglicherweise sogar ohne vorhandene Beschriftung der Exzentrizität alleine durch Betrachtung der Aufnahmen auf die Richtung der exzentrischen Verschiebung schließen und ist somit unabhängiger von der korrekten Beschriftung der Aufnahmen.

©R. Schulze, 2019

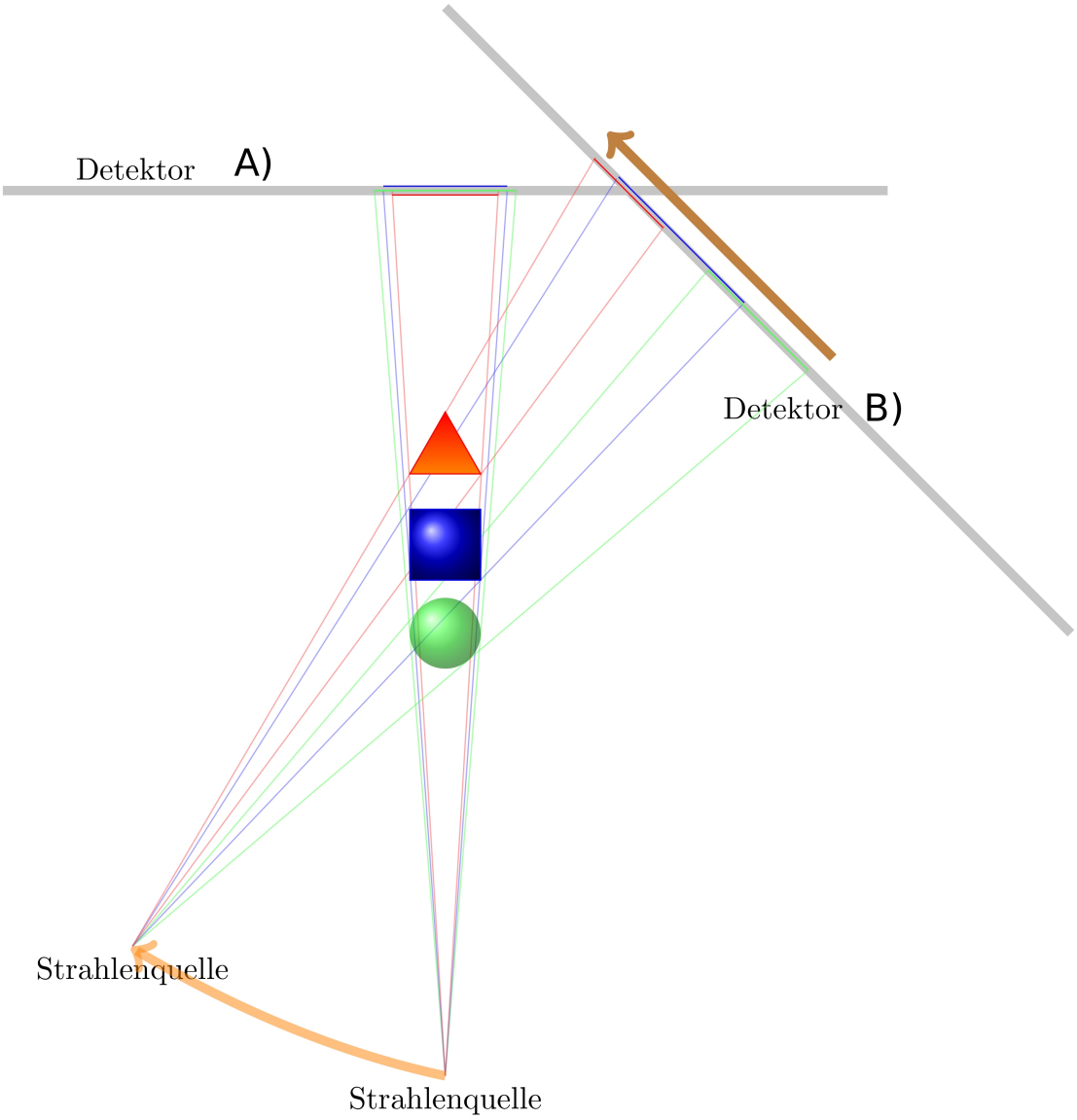


Abbildung 4.17: Parallaktische Verschiebung: Bei Detektorposition A) (und entsprechender Position der Strahlenquelle) liegen die drei Objekte alle hintereinander im Strahlengang, sie werden also komplett überlappend in Superposition auf dem Detektor abgebildet. Schwenkt man jetzt Detekor und Strahlenquelle auf Position B), dann bilden sich die Objekte auf Grund der geänderten Aufnahmegeometrie fast überlappungsfrei nebeneinander auf dem Detektor ab. Beachten Sie, dass das detektornaheste Objekt, das Dreieck, auf dem Detektor in Relation zu den beiden anderen Objekten sich in die selbe Richtung bewegt hat, in die auch die Strahlenquelle bewegt wurde. Anders ausgedrückt, bewegt sich das Objekt, dass am nächsten zum Detektor liegt, bei der exzentrischen Aufnahme relativ zu den Abbildungen der anderen Objekte in dieselbe Richtung, in welche die Röntgenröhre bewegt wurde.

©R. Schulze, 2019

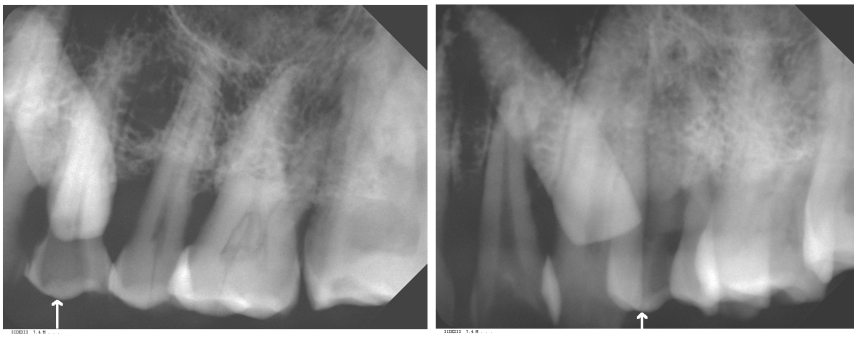


Abbildung 4.18: Beispiel für eine Lokalisation mit Hilfe der *parallaktischen Verschiebung*. Die überzählige Zahnanlage projiziert sich auf der mesialexzentrischen Aufnahme (rechts) deutlich weiter nach anterior (in Richtung Mesialseite des mit einem Pfeil gekennzeichneten Zahnes 14) als auf der orthoradialen Aufnahme links. Da die Zahnanlage sich also in dieselbe Richtung wie die Röhre bewegt hat, bedeutet dies, dass er palatinal des Zahnes 14 (Pfeil) liegen muss.

©R. Schulze, 2019

5 Digitales Röntgen

Nachdem jetzt die allgemeinen Grundlagen zur Röntgenbildgebung soweit abgehandelt wurden, kommen wir im folgenden Kapitel zur digitalen Röntgentechnik. Diese stellt bereits heute den Stand der Technik dar und wird mit Sicherheit zukünftig die analoge, filmbasierte Technik komplett ersetzen. Das dies noch nicht flächendeckend erfolgt ist, liegt weniger an der Technik selbst als an zwei externen jedoch gleichfalls wichtigen Gründen: den Anschaffungskosten digitaler Röntgengeräte sowie den mit dem Umstieg auf die neue Technik verbundenen Anfangsschwierigkeiten. Letztere stehen wohl häufig im Vordergrund, denn wenn man die tatsächlichen Folgekosten des analogen Röntgens betrachten (Entwicklungskosten, Geräte, Zeitverlust, Reinigungsnotwendigkeit, Entsorgungskosten), dann erkennt man recht schnell, dass der Umstieg auf die digitale Röntgentechnik mittelfristig nicht wirklich mit erhöhten Kosten verbunden ist. Die laufenden Kosten sind mit Sicherheit niedriger, was bleibt, sind die Anschaffungskosten. Trotz dieser (temporären) Widrigkeiten ist mit Sicherheit anzunehmen, dass in spätestens zehn Jahren das analoge Röntgen praktisch vom Markt verschwunden ist.
Zum Verständnis der digitalen Röntgentechnik soll der folgenden Abschnitt dienen. Unter digitalem Röntgen versteht man die Akquisition der Röntgenaufnahme auf einem photonensensitiven (halbleiterbasierten) Bildempfänger (= Detektor), sowie die computergestützte Bilddarstellung und Weiterverarbeitung. Digitales Röntgen wurde in der klinischen Zahnheilkunde im Jahr 1989 als sogenannte "RadioVisioGraphie" von Mouyen und Kollegen eingeführt [Mouyen et al., 1989]. Seitdem wurde es kontinuierlich weiterentwickelt. In der wissenschaftlichen Literatur findet man ein einheitliches Meinungsbild bezüglich der diagnostischen zumindest Gleichwertigkeit von digitalen Röntgenaufnahmen im Vergleich zu filmbasierten Aufnahmen (s. beispielsweise [Versteeg et al., 1997, Mol, 2004]). Viele technische Vorteile digitaler Röntgentechniken sowie der Wegfall des fehlerbehafteten, teuren und wenig umweltfreundlichen Entwicklungsvorganges werden mittelfristig zu einem kompletten Ersatz der filmbasierten Röntgentechnik durch digitale Systeme führen.
Digitale Röntgensysteme diskretisieren die kontinuierliche Verteilung der Röntgenphotonen auf Detektorebene zu irgendeinem Zeitpunkt sowohl in räumlicher Hinsicht als auch bezogen auf die gemessene Intensität. Die räumliche Verteilung wird durch eine Mittlung der Intensität über "**Pic**ture **El**ements (**Pixel**)", auf diskreten, kleinsten Elementen, eben den Pixeln, abgebildet (s. auch Abschnitt 5.1.3, S. 88). Die Photonenintensität (s. Gleichung 2.5, S. 32), also die Signalstärke, wird in eine endliche Anzahl von bits übersetzt (s. Abschnitt 5.1.2, S. 88). Digitale Systeme haben den Vorteil, dass das digitale Signal zumindest theoretisch keinem Informationsverlust unterliegt und Überlagerungen zum Beispiel durch Rauschen robust herausgefiltert werden können. Außerdem liegen digitale Signale, wie im Folgenden dargestellt, als einfache, numerische

Daten vor, die mit Hilfe mathematischer Verfahren unproblematisch weiter verarbeitet werden können.

5.1 Grundlagen des digitalen Röntgens

5.1.1 Der Begriff "digital"

Der Begriff "digital" leitet sich vom griechischen "Digitus" (Finger) ab. Historisch gesehen etablierte sich der Begriff wohl aus der Tatsache, dass Zahlen oft an den Fingern abgezählt wurden. Moderne digitale Systeme arbeiten mit dem binären Zahlensystem, welches nur zwei Zustände kennt: "0" für "aus" bzw. "1" für "ein". "Aus" bzw. "ein" bezieht sich in der derzeitigen Umsetzung auf den Stromfluss in halbleiterbasierten digitalen Systemen. Diese zwei ($= 2^1$) Zustände repräsentieren 1bit an Information. Üblicherweise rechnen Menschen im Gegensatz zu Computern jedoch nicht im binären System, sondern im Dezimalsystem. Übersetzt man die Zahl 12 ($\mathbf{1} * 10^1 + \mathbf{2} * 10^0$) beispielsweise in das binäre Zahlensystem, so ergibt sich 1100 ($\mathbf{1} * 2^3 + \mathbf{1} * 2^2 + \mathbf{0} * 2^1 + \mathbf{0} * 2^0$).

5.1.2 Digitale Signale

Da sich ein kontinuierliches analoges Signal, beispielsweise eine Schwingung (s. Abb. 5.1, S. 89) nur dadurch in binärer Form (d.h. digital) repäsentieren lässt, dass man das Signal an bestimmten "diskreten" Stellen misst (abtastet), wird notwendigerweise Information verloren. Ohne hier weiter in die Tiefe gehen zu können, ist es eine bekannte Tatsache, dass die Abtastrate eine mindestens doppelt so hohe Frequenz haben muss, wie das abzutastende Signal selbst, um das kontinuierliche Signal wieder komplett rekonstruieren zu können. Dies besagt das viel zitierte "Nyquist-Theorem" [Nyquist, 1928]. Wird dieses verletzt, d. h. ist die Abtastrate (Frequenz) ist zu gering, entstehen Fehler, die sich z. B. durch bestimmte Aliasing-Artefakte (Moire-Muster) zeigen. Die Abtastrate in digitalen Bildern entspricht der Pixeldistanz, d.h. der Größe der kleinsten Bildeinheit. Es wird bereits hier deutlich, dass kleinere Strukturen als Pixelgröße nicht abgebildet werden können. Ausnahme sind sehr stark röntgenkontrast-gebende, Strukturen die kleiner als die Pixelgröße sind. Sie können, wenn ihr Kontrast ausreichend groß ist, auf einem Pixel (oder bei entsprechender Unschärfe auch mehrere Pixel) abgebildet werden. Dies bedeutet aber auch, dass sie niemals kleiner als eine Pixelgröße abgebildet werden können, da diese ja bekanntlich die kleinste Einheit des digitalen Bildes darstellt.

5.1.3 Das digitale Röntgenbild

Ein digitales Röntgenbild besteht, wie auch jedes andere digitale Bild, aus Farbwerten, die in einem diskreten, regulären Raster angeordnet sind. Diskret bedeutet in diesem Zusammenhang aus einzelnen, voneinander unabhängigen Elementen (den Pixeln) bestehend. Das Bild kann dabei als eine zweidimensionale Funktion $f(x, y)$ aufgefasst werden mit den Koordinaten (x, y) in der Bildebene. Obwohl sich der Sinn dieser mathematischen Repräsentation auf den ersten Blick nicht erschließen mag, wird sie für die Erklärungen

©R. Schulze, 2019

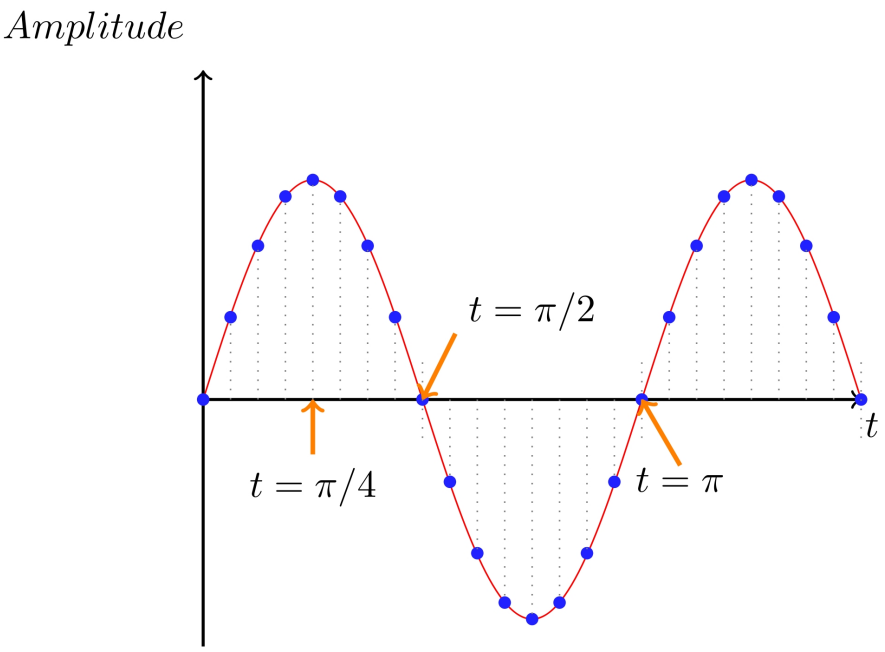


Abbildung 5.1: Digitalisierung eines analogen Signals: Abtastung (Messung des Amplitudenwertes) einer analogen sinusförmigen Schwingung in regelmäßigen Zeitabständen δt. Dies ergibt eine notwendigerweise "diskrete" Abtastung eines an sich kontinuierlichen Signals. Die Amplitudenwerte sowie dazugehörige Abstastzeiten t_i werden anschließend in das binäre Zahlensystem übersetzt.

im Abschnitt 5.4.1 (S. 104) noch wichtig. Anders als in der digitalen Fotografie sind die "Farb-"werte in Röntgenbildern eigentlich Grauwerte, die in einer bestimmten Speichertiefe vorliegen. Die Speichertiefe ist auf Grund der binären Codierung normalerweise eine Zweierpotenz (n^2), wobei die Speichertiefe n die Anzahl an bits definiert, mit der das Signal digitalisiert wurde. Wie in Abschnitt 6.0.1 (S. 117) erläutert, sind dies beispielsweise bei einer für Intraoral-Röntgenaufnahmen typischen Speichertiefe von 8bit $2^8 = 256$ mögliche Graustufen. Per definitionem repräsentiert dabei der numerische Farbwert "0" immer die Graustufe schwarz. Der höchste Wert, d. h. bei 8bit der Wert "255", entspricht dem Wert weiß. Die kleinste Bildeinheit ist das Pixel, ein zumeist quadratisch geformtes Element, das bereits auf Sensorebene als Pixel bezeichnet werden (Abschnitt 5.1.4, S. 94). Das Bild liegt also für den Computer in Form einer geordneten Matrix mit numerischen Eintragungen vor (s. Abbildung 5.2). Die Übersetzung der Strahlenenergie in numerische Werte (und damit in Grauwerte) basiert auf dem Lambert-Beer-Gesetz (Gleichung 4.1, S. 68). Wie aus der umgeformten Gleichung 4.1 (S. 68) zu erkennen ist, muss die Intensität logarithmiert werden, um letztlich die Absorption im Objekt, d. h. den (mit der unbekannten Objektdicke multiplizierten) Massenschwächungskoeffizienten μ zu erhalten. Die Dicke d des Objektes wird bei den Projektionsröntgenaufnahmen vernachlässigt, da sie wegen der physikalischen Grundlagen der Projektionsröntgenbild-Entstehung (s. auch Kapitel 4,

©R. Schulze, 2019

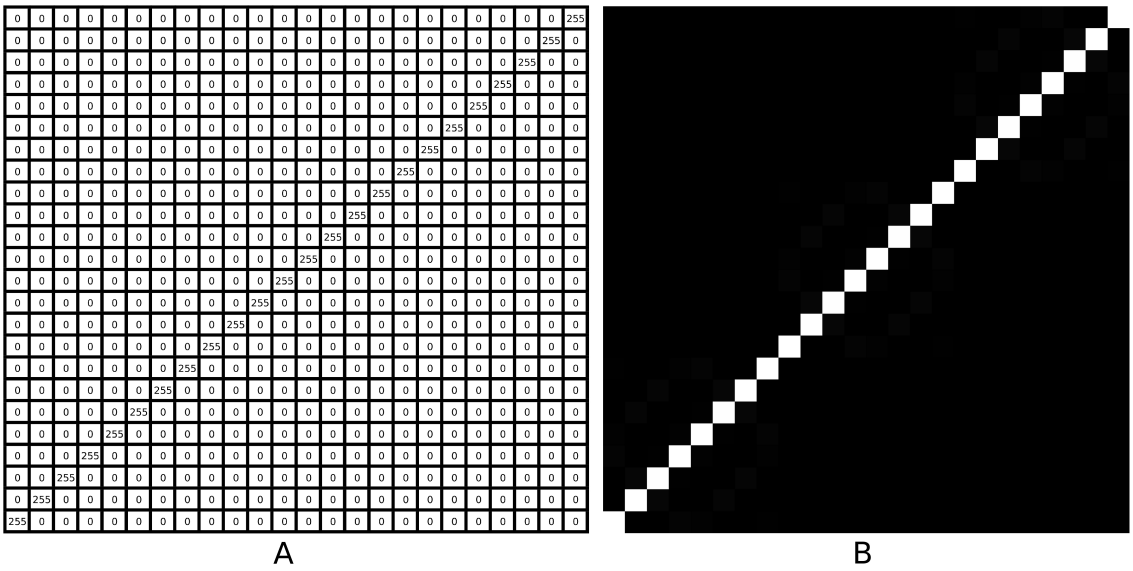


Abbildung 5.2: Einfaches Beispiel eines "Röntgenbildes" mit einer diagonalen weißen Linie vor sonst schwarzen Pixeln. Die Pixelwerte (hier 8bit, also $2^8 = 256$ Graustufen) liegen bei einem digitalen (Röntgen)bild in Form einer Matrix vor (linke Abbildung, A), die als Grauwerte auf dem Monitor dargestellt werden (rechts, B)

S. 67) nicht aus der Projektionsaufnahme ermittelt werden kann. Dies führt jedoch auch unmittelbar dazu, dass keine absoluten Dichtewerte (Massenschwächungskoeffizienten μ) angegeben werden können, sondern relative Dichtewerte, die lediglich einen Vergleich innerhalb des Bildes erlauben. Die einfallende Photonenenergie, die mit der Intensität über die Gleichung 2.5 (S. 32) linear verknüpft ist, wird vom Detektor proportional in Ladungen umgewandelt, die wiederum durch entsprechende Messapparaturen gemessen werden können (s. Abschnitt 5.1.4, S. 94). Das Messsignal wird logarithmiert, vorgefiltert (d. h. durch entsprechende Bildbearbeitungsoperationen "verbessert") und dann Pixel für Pixel in der vordefinierten Matrix an den Monitor übergeben und dargestellt (Abb. 5.2).

5.1.4 Detektortechnologien

Zwei grundsätzlich von ihrem Konzept her unterschiedliche Detektortechnologien finden derzeit in der digitalen Röntgentechnik Anwendung: Speicherfoliensysteme (englisch "storage Phosphors") und Festkörperdetektoren/-Sensoren. Im englischsprachigen Raum wird Ersteres als "computed radiography" bezeichnet, während Letzteres als "digital radiography" definiert wird. Beide Systeme haben ihre Vor- und Nachteile, was dazu geführt hat, dass sich bis heute zumindest im zahnärztlichen Röntgen keine klare Tendenz in Richtung einer der beiden technischen Methoden abgezeichnet hat. Vielmehr scheinen beide ihre jeweiligen Befürworter und Gegner zu haben, die (bisher) bei der von ihnen jeweils präferierten Technik verbleiben. Auf lange Sicht weisen die Festkörperdetektoren jedoch einige fundamentale Vorteile auf, so dass zu erwarten ist, dass diese Technik sich langfristig zwangsläufig durchsetzen wird. Die meisten Röntgendetektoren verwenden eine fluoreszie-

©R. Schulze, 2019

rende Substanz in einem initialen Schritt, in welchem die Energie der Röntgenphotonen in Lichtblitze umgewandelt wird, welches dann in einem photonensensitiven Detektor gemessen wird. Die hierfür verwendeten fluoreszierenden Substanzen weisen Elemente relativ hoher Ordnungszahlen auf, die über den Photoeffekt zur Photolumineszenz (Abb. 2.12, Kap. 2.4, S. 34) angeregt werden. Wegen der hohen Energiedifferenz zwischen Röntgen- und Lichtquant führt ein Röntgenquant innerhalb des phosphoreszierenden Materials zur Anregung vieler Elektronen, die wiederum in der Folge viele Lichtquanten auslösen. Diese Tatsache der "Quantenverstärkung" wird auch als "Conversion Gain (Umwandlungs-Gewinn)" bezeichnet. Die Energie eines Röntgenquant von 60 keV entspricht theoretisch 25000 Lichtquanten im grünwelligen Bereich ($E_g = 2,4\text{keV}$)[Yaffe and Rowlands, 1997]. Auf Grund vieler energieverbrauchender zusätzlicher Effekte wird jedoch nur ein Bruchteil davon (ca. 15%) wirklich an Lichtquantenausbeute erreicht. Für typische, im (zahn)medizinischen Röntgen verwendeten Quantenenergien entspricht daher der Umwandlungs-Gewinn ungefähr 4500 Lichtquanten pro Röntgenquant [Yaffe and Rowlands, 1997].
Unabhängig von der Detektorart ist es erstrebenswert, dass die emittierten Lichtquanten möglichst ortsnah detektiert werden, um eine weitere Unschärfequelle zu vermeiden. Während ihres Weges durch das fluoreszierende Material divergieren die Lichtquanten, und zwar proportional zur Länge der zurückgelegten Wegstrecke (Abb. 5.3, S. 92). Deswegen muss dieser Pfad so kurz wie möglich gehalten werden, was bedeutet, dass der photonensensitive Detektor so nah wie möglich an der fluoreszierenden Schicht positioniert sein muss.

Quanteneffizienz

Ein wichtiger Begriff im digitalen Röntgen ist die sogenannte *Quanteneffizienz* η. Sie ist definiert als Wahrscheinlichkeit, mit der ein Röntgenquant mit der Energie $E_R = h \cdot \nu_R$ mit dem Absorbermaterial (Detektormaterial bzw. Lumineszenzmaterial) interagiert [Yaffe and Rowlands, 1997]:

$$\eta = 1 - \exp^{-\mu(E_R) \cdot d_A} \ . \tag{5.1}$$

Hierbei ist μ der energieabhängige Massenschwächungskoeffizient des Absorbermaterials und d_A dessen Dicke. Es ist unschwer zu erkennen, dass Gleichung 5.1, (S. 91) einfach aus dem Lambert-Beer Gesetz (Gleichung 4.1, S. 68) herzuleiten ist.

Speicherfoliensysteme

Speicherfolien bestehen chemisch gesehen aus spezielle Halbleitern, nämlich Salzen der seltenen Erden. Ein typisches Beispiel bildet mit Europium dotiertes Yttrium-Oxid, $Y_2O_3 : Eu$ oder auch mit Europium dotiertes Bariumfluorhalid $\left[BaFBr : Eu^{2+}\right]$. Mit Hilfe der *Photolumineszenz* (Abschnitt 2.4, S. 34 in Kapitel 2.4, S. 32) wird die Energie der einfallenden Röntgenquanten gespeichert (Abb. 2.12, S. 38). Physikalisch exakt ausgedrückt handelt es sicher hierbei um *Phosphoreszenz*, da der Energieübergang deutlich später als die Anregung erfolgt (siehe auch Abschnitt 2.4 in Kapitel 2.4 S. 34). Hierbei werden durch Energieabgabe der Quanten beim Auftreffen auf die Atomhülle der Speicherfolienatome Außenelektronen auf eine höhere Schale gehoben. Das Spezielle bei den

©R. Schulze, 2019

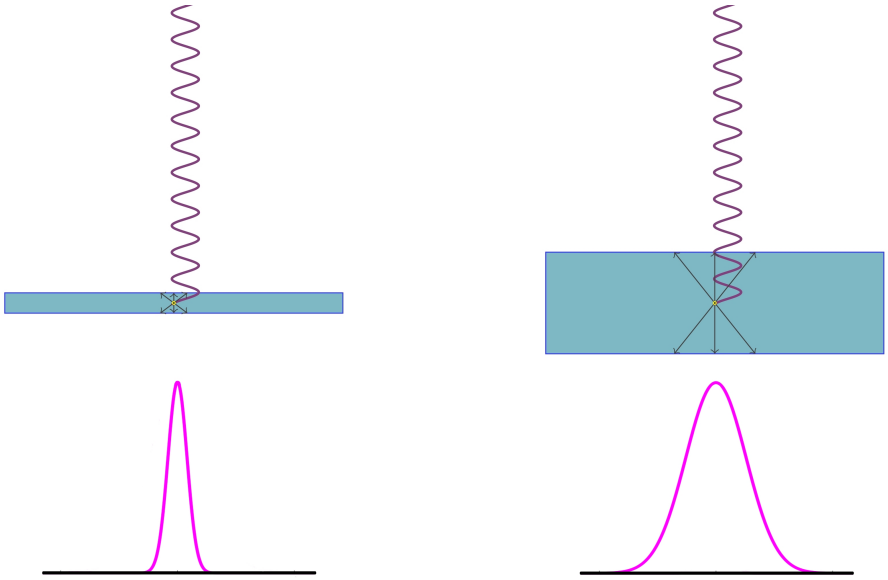


Abbildung 5.3: Auf Grund der von jedem lichtemittierenden Atom im Lumineszenzmaterial divergent emittierten Lichtquanten sollten die Lichtwege kurz gehalten werden, wie in der dünnen lumineszierenden Schicht in der linken Abbildung. Bei einer dicken lumineszierenden Schicht (rechte Abbildung) ergibt sich aufgrund der Divergenz des emittierten Lichtes eine verbreiterte Abbildung, was sich als Unschärfe darstellt.

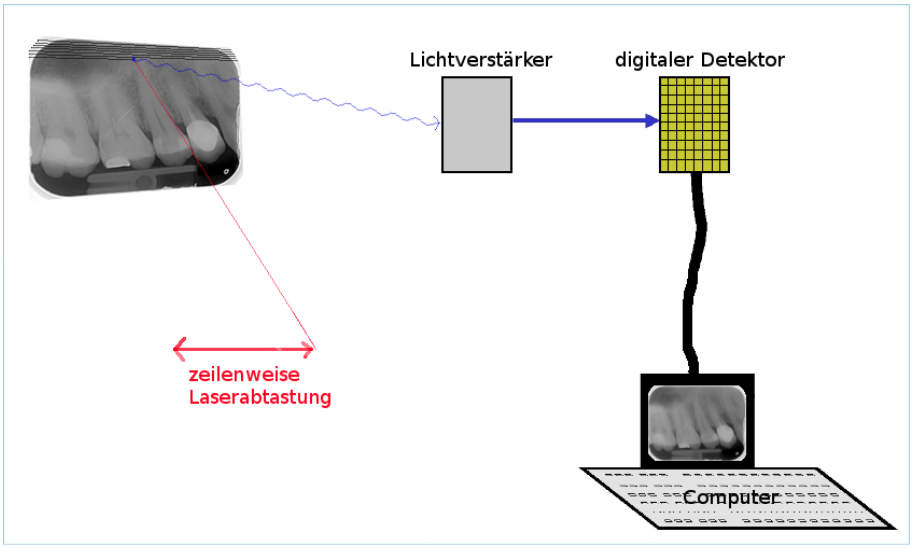


Abbildung 5.4: Speicherfolien werden mit Hilfe eines fein justierten, sehr dünn fokussierten Laserstrahls zeilenweise abgetastet. Die durch die Röntgenstrahlung über Phosphoreszenz angeregten Atome senden dabei Lichtquanten einer spezifischen Wellenlänge aus, die wiederum in einem lichtempfindlichen digitalen Detektor ortsbezogen aufgefangen werden und anschließend in einer Pixelmatrix als Röntgenbild dargestellt werden (modifiziert aus [Schulze, 2007]).

©R. Schulze, 2019

Halbleitern der Speicherfolien ist deren Eigenschaft, diesen metastabilen Zustand über einen weitaus längeren Zeitraum zu speichern, als dies bei den früher bekannten fluoreszierenden Elementen (Beispiel weißer Phosphor) der Fall ist. Die Bildinformation wird daher gespeichert, wobei dieser Vorgang noch rein analog ist und die Digitalisierung des Signals (s. Abschnitt 5.1.2, S. 88) erst später nach Auslesung der Speicherfolie erfolgt. Der Informationsverlust von Speicherfolien erfolgt jedoch ebenfalls exponentiell, so dass festgestellt werden konnte, dass eine Lagerung der Folien über mehrere Stunden vor Auslesen eine deutlichen Informationsverslust zur Folge hatte [Akdeniz et al., 2005, Akdeniz and Gröndahl, 2006]. Daher wird ein zügiges Auslesen der Folien nach Exposition angeraten [Akdeniz et al., 2005, Akdeniz and Gröndahl, 2006]. Speicherfolien weisen einen sehr großen dynamischen Belichtungsbereich auf, d.h. sie sind über einen weiten Bereich unempfindlich gegenüber Über- und Unterbelichtung. Überbelichtungen sind aus Strahlenschutzgründen selbstverständlich zu vermeiden. Auf der anderen Seite besteht die Möglichkeit der Reduktion der Belichtungszeit, ohne dass die Bildqualität wesentlich beeinträchtig wird. Leider wird diese Möglichkeit der Reduktion der Belichtungszeit aus Sicht des Autors derzeit bei den Speicherfoliensystemen in der Zahnheilkunde noch nicht wirklich ausgeschöpft.
Der Ausleseprozess der gespeicherten Bildinformation erfolgt dabei über einen Laserscanner (Prinzip s. Abb. 5.4). Dabei tastet ein feiner Laser das Bild zeilenweise mit einer bestimmten Ortsfrequenz ab, wodurch im Bereich der angeregten Atome die Lumineszenz, d.h. die Aussendung eines Lichtblitzes beim Zurückfallen der Elektronen in ihre ursprüngliche Schale, ausgelöst wird. Die Wellenlänge des ausgesandten Lichtes wird, der Quantenphysik folgend, durch die Energiedifferenz zwischen den beiden Elektronenschalen determiniert. Die Lichtblitze sind naturgemäß sehr schwach und müssen daher verstärkt werden, um anschließend beispielsweise über eine CCD-Kamera aufgenommen werden zu können. Diese Verstärkung führt auch zu einer Verstärkung des Rauschens. Nach Gebrauch werden Speicherfolien durch helles Licht "gelöscht", d h. die gespeicherte Bildinformation wird durch Zurückfallen der Atome in den energiearmen Grundzustand entfernt und die Folie somit für eine erneute Exposition bereit gestellt.
In der praktischen Anwendung bilden Speicherfolien für den Umsteiger vom Film eine einfache Variante, da die Platzierung der dünnen, flexiblen Speicherfolien in der Mundhöhle nahezu gleich der eines Röntgenfilmes ist. Auch gibt es Hinweise, dass die Akzeptanz beim Patienten für Intraoralaufnahmen auf Grund ihrer geringen Dicke und wegen ihrer Flexibilität größer ist, als die gegenüber Festkörperdetektoren [Wenzel et al., 1999]. Der unvermeidbare Verschleiß der Speicherfolien durch die dauernde mechanische Beanspruchung beim Einbringen in die Schutzfolie, beim Röntgen an sich sowie bei der mechanischen Führung in der Scanner-Ausleseeinheit führt dazu, dass die Anzahl der möglichen Wiederverwendungen einer Folie nicht wirklich hoch ist. Realistisch betrachtet, wenn man eine ausreichende Qualität voraussetzt, wird angenommen, dass sie wohl unter einhundert Expositionen liegt [Hildebolt et al., 2000, Bedard et al., 2004, Russo et al., 2006, Ergün et al., 2009].

©R. Schulze, 2019

Festkörpersensoren

Festkörpersensoren bestehen aus einer rechtwinkligen Matrix aus quadratischen kleinsten Messinstrumenten, die bereits auf Sensorebene als Pixel bezeichnet werden (Abb. 5.7, S. 98). Diese bestehen aus einem meist siliziumbasierten Halbleiter, der die einfallenden Photonenenergie proportional in Ladung umwandelt. Es gibt unterschiedliche technische Lösungen, die nachfolgend kurz vorgestellt werden. Hierbei sind nach wie vor die allermeisten Sensoren indirekt, d. h. sie verwenden einen sog. *Szintillator* (s. u.), der die Röntgenstrahlung per Lumineszenz in sichtbares Licht umwandelt. Die intraorale Anwendung von Festkörpersensoren ist mit gewissen Schwierigkeiten verbunden, da sie wesentlich dicker sind als Röntgenfilme und Speicherfolien. Außerdem benötigen sie in der Regel eine Kabelverbindung zur Computereinheit, was zusätzliche Schwierigkeiten bei ihrer Platzierung mit sich bringt. Mit starren Sensoren können jedoch selbstverständlich die berüchtigten durch Biegung entstehenden Verzerrungen, wie sie vom Film oder auch den biegsamen Speicherfolien bekannt, sind vermieden werden. Man muss deswegen jedoch, auf Grund ihrer Starrheit, im Oberkiefer mit Winkeln zur Zahnachse von bis zu 50 Grad rechnen [Roeder et al., 2011]. Im Folgenden sind die heute verfügbaren Festkörper-Detektorentechnologien erläutert.

Szintillatoren

Szintillatoren bestehen meist aus Thallium-dotiertem Caesiumiodid [$CsI : Tl$], Terbium dotiertes Gadolinium-Oxysulfid [$Gd_2O_2S : Tb$] oder Europium-dotiertem Lutetiumoxid $\left[Lu_2O_3 : Eu^{3+}\right]$ [Mupparapu, 2006]. Je größer die Pixelfläche, desto mehr Photonenenergie kann eingefangen werden. Umgekehrt dazu sinkt jedoch die Ortsauflösung (s. Abschnitt 6.0.3, S. 118), die wiederum mit kleinerer Pixelgröße ansteigt. Allerdings benötigen kleinere Pixel alleine schon aus Gründen der Photonenstatistik mehr Strahlung und sind daher unter dem Aspekt der Dosisreduktion ungünstig. Daher stellt es, bei der gewünscht hohen Ortsauflösung der intraoralen Tubusaufnahmen (vor allem der Zahnaufnahmen) ein wesentliche Anforderung dar, technisch einen vernünftigen Mittelweg zwischen geforderter Ortsauflösung und dafür benötigter Dosis zu finden. Wichtige Eigenschaften der Szintillatoren sind, außer der durch sie entstehenden Unschärfe (reduzierte Ortsauflösung) ihre Effizienz, mit der sie Röntgenstrahlung in Licht umwandeln. Zudem muss die von ihnen emittierte Lichtstrahlung hinsichtlich der Wellenlänge auf das nachfolgende Detektionssystem bestmöglich abgestimmt sein. Für Letzteres ist der photonendetektierende Halbleiter wesentlich empfindlicher als für die hochenergetische Röntgenstrahlung. Das emittierte Licht wird dann gerichtet zu den Pixeln weitergeleitet, wo es über die dort erzeugten Ladungen ein entsprechendes Messsignal ergibt.

CCD-Sensoren

Die meisten Festkörpersensoren der ersten Generation gehörten zur Gruppe der Charge-Coupled-Device (CCD-) Sensoren. Übersetzt heißt dieser Begriff im Deutschen etwa "ladungsgekoppeltes Bauteil". Dieser Sensortyp ist zur Bilderzeugung entwickelt worden und wird auch heute noch häufig in der digitalen Fotografie und Videotechnik eingesetzt. CCD-

©R. Schulze, 2019

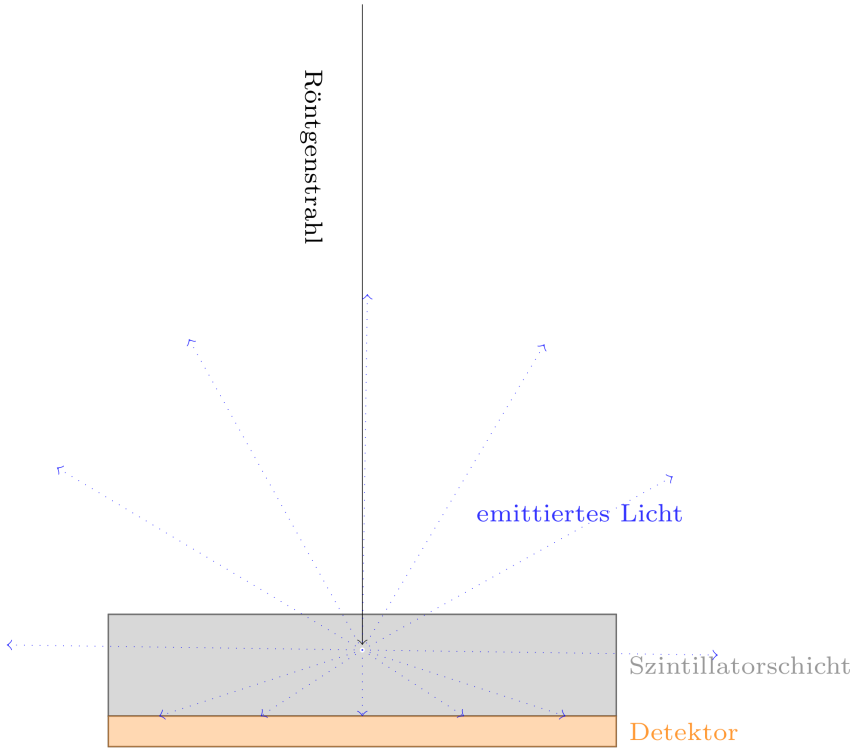


Abbildung 5.5: In einer, dem eigentlichen Detektor direkt aufliegenden, vorgeschalteten Schicht aus lumineszierendem Material wird die einfallende Röntgenstrahlung in sichtbare Licht einer spezifischen Wellenlänge umgewandelt. Dies wird dann auf dem Detektor als Signal gemessen. Dieser Vorgang führt unweigerlich zu einem gewissen Verlust an Schärfe, da jedes lumineszierende Atom Licht in alle Richtungen aussendet und somit aus einer punktförmigen Abbildung eine Fläche entsteht.

Sensoren bestehen aus einer regulär angeordneten Matrix aus lichtempfindlichen Photodioden, deren Form rechteckig oder quadratisch ist. Die Photodioden sind aus dotierten Halbleitern (meist auf Silizium-Basis). Röntgenstrahlung wird im Szintillator über Lumineszenz in Licht umgewandelt und vom CCD aufgefangen. Im Prinzip sammelt jede CCD-Zelle Licht auf und verwandelt es in Ladungen, die die CCD-Zelle in einem Potentialtief wie ein Kondensator speichert. Springen Ladungen durch Überbelichtungen zwischen den Potentialtöpfen über, bezeichnet man dies als “Blooming”. Blooming tritt bei Überbelichtung auf uns sollte vermieden werden. Die gesammelten Ladungen werden zur Auslesung mit Hilfe einer speziell getakteten Steuerspannung jeweils zur nächsten Zelle verschoben. Diese Art der konsekutiven, gekoppelten Ladungsweiterreichung (Namensgebung!), von einer Zelle zur nächsten, bezeichnet man auch als “Eimer-Ketten-Prinzip”. Sie erfolgt über komplette Zeilen und Spalten des CCD-Detektors hinweg bis die gesammelten Ladungen einen Ladungsverstärker erreichen. Dieser gibt ein zu den Ladungen proportionales, elektrisches

©R. Schulze, 2019

Signal aus, was dann über ein Kabel an einen Analog-Digital-Wandler weitergeleitet wird, wo schließlich die Digitalisierung (s. Abschnitt 5.1.2, S. 88) des analogen Strom-Signals erfolgt. Typische Pixelgrößen bei heutigen zahnmedizinischen CCD-Röntgensensoren liegen bei ca. 20 μm. CCD-Sensoren sind technisch recht einfach aufgebaut und daher relativ kostengünstig in der Herstellung. Sie können jedoch aufgrund ihrer Bauweise nicht zur direkten Detektion von Röntgenstrahlung (s. u.) verwendet werden und benötigen einen *Szintillator*. CCD-Sensoren weisen einen höheren Signal-Rauschabstand auf als CMOS-basierte Sensoren, die im der nächsten Abschnitt beschrieben werden.

CMOS-Sensoren

Complimentary Metal-Oxide-Semiconductor (CMOS-) Sensoren wurden ebenfalls für die optische Bildgebung entwickelt. Zu ihnen gehören auch die modernen Active Pixel-Sensoren (CMOS-APS), welche Signalverarbeitung bereits auf Sensorebene ermöglichen, da bereits Funktionen in den Detektor-Chip integriert sind. Jedes Pixel eines CMOS-Detektors hat einen eigenen Verstärker sowie Ladungs-Spannungs-Wandler und kann daher direkt ausgelesen werden. Das eigentliche optische System (Sensor) besteht also aus einer Photodiode und einem Phototransistor im jeweiligen Pixel. Häufig sind auch bereits auf Detektorebene Analog-Digitalwandler sowie Logikschaltkreise integriert [Schmitt and Lehmann, 2003]. Dies bietet einige Vorteile, z. B. eine schnellere Signalverarbeitung, aber auch weniger Verluste aufgrund der bereits ab dem Detektor als digitales Signal weitertransportierten Daten. Wegen der bei den Active Pixel-Sensoren in jedem Pixel verbauten Verstärker kann man auf eine zusammengefasste, nachgeschaltete Verstärkung des Signals (wie etwa bei den CCD-Sensoren notwendig) verzichten. Intelligente Datenvorverarbeitung könnte zukünftig bereits auf dieser Ebene erfolgen. Auch bei Sensoren auf CMOS-Basis ist die Detektions-Effizienz für Röntgenstrahlung selbst nur sehr niedrig. Daher müssen diese Sensoren ebenfalls mit einem *Szintillator* kombiniert werden. CMOS-Sensoren benötigen weniger Strom als CCD-Sensoren, außerdem sind sie in den Produktionskosten deutlich billiger.

Flat-Panel-Detektoren (FP-Detektoren)

Diese verwenden amorphes Silizium in Kombination mit Dünnfilm-Transistoren und ermöglichen so die Anfertigung großflächiger Sensoren, wie sie in der Zahnheilkunde beispielsweise in der DVT Verwendung finden (s. Kapitel 9.2, S. 223). Sie ähneln in ihrer Bauweise ansonsten jedoch den CMOS-Sensoren, weil sie Photodioden mit aktiver Matrix verbinden. Die Signalauslesung erfolgt zeilenweise geschaltet, so dass sich die Signale einzelner Zeilen nicht überlagern. Auch Flat-Panel-Detektoren werden in Kombination mit Szintillatoren gebaut.

Direkt-Konversions-Detektoren

Diese werden oft, den englischen Begriff verwendend, als “Direct-Conversion-Detektors” bezeichnet. Es handelt sich hierbei um eine Gruppe technischer Systeme, die Röntgenstrahlung direkt, d. h. ohne Umweg über Lichtemission durch einen vorge-

©R. Schulze, 2019

schalteten Szintillator in elektrische Signale umwandeln. Direkt konvertierende Sensoren weisen eine höhere Quanteneffizienz auf, als szintillator-basierte Systeme. Dies ergibt sich aus den für direkt-konvertierende Systeme nicht mehr notwendigen, verlustbehafteten Umwandlungsprozessen (Röntgenstrahlung ➢ Licht ➢ Signal). Als technische Bauweisen gibt es beispielsweise CCD-basierte Direktkonversions-Detektoren, bei denen die aktive Schicht deutlich verdickt wurde, so dass in dieser auch durch die wesentlich kurzwelligere Röntgenstrahlung eine ausreichende Menge an Ladungen direkt erzeugt werden können. Zusätzlich gibt es ebenfalls auf CCD-Technologie fußende technische Ansätze, andere Halbleiter (z. B. Cd(Zn)Te-CMOS) zu integrieren, um die Quanteneffizienz zu steigern. Direkt konvertierende Flat-Panel-Detektoren (meist auf Basis von amorphem Selen) werden ebenfalls zunehmend häufiger verbaut. Sie erlauben, wie szintillator-basierte FP-Detektoren eine großflächige Bauweise, haben jedoch gegenüber diesen den Vorteil, dass es zu keinem Nachleuchten des Szintillators kommt. Das macht sie qualitativ überlegen. Zunehmend werden auch im zahnärztlichen Röntgen (z. B. bei den Flatpanel DVTs) direkt-konversions-Detektoren ohne Szintillator eingesetzt.

Photonenzählende Röntgendetektoren

In jüngster Zeit machen sogenannte "photonenzählende Röntgendetektoren" von sich reden. Deren Funktionsprinzip besteht darin, dass die ionisierende (Röntgen)-Strahlung im Halbleiter freie Ladungen erzeugt, die sensorseitig durch ein Feld getrennt werden und zu den angeschlossenen Elektroden driften. Je nach gewähltem Schwellenwert werden die so entstehenden Pulse als "Treffer" gezählt bzw. von der Schaltung unterdrückt ("kein Treffer"). Dies passiert alles bereits auf Pixelebene, was erst in jüngster Vergangenheit durch die heute mögliche, hohe Integrationsdichte mikroelektronischer Bauteile möglich wurde [Nachtrab et al., 2009]. Die Schwellenwerte sind einstellbar, was die Differenzierung unterschiedlicher auftreffender Energien ermöglicht. Das bedeutet, dass jedes Pixel bei photonenzählenden Detektoren damit Informationen über Energie und Anzahl der einfallenden Röntgenquanten liefert, was eine völlig neue Dimension der Detektion von Röntgenstrahlung eröffnet. Eine prototypische Anwendung in der Zahnheilkunde wurde kürzlich für Panoramaschichtaufnahmen publiziert [Langlais et al., 2015]. Hierbei verwendeten die Autoren einen photonenzählenden Sensor aus Cadmiumtellurid (CdTe). Cadmiumtellurid ist ein kristalliner Halbleiter aus Cadmium (Ordnungszahl 48) und dem Halbmetall Tellur (Ordnungszahl 52), der auch in der Erzeugung von Solarenergie eingesetzt wird. Aufgrund der hohen effektiven Absorption bedingt durch die hohen Ordnungszahlen der Grundelemente absorbieren CdTe-Sensoren Röntgenstrahlung sehr gut. Allerdings sind Sensoren auf Cadmiumtellurid-Basis jedoch derzeit in der Herstellung noch aufwändig und kompliziert und daher teuer.

Vorteile/Nachteile der verschiedenen Detektorenkonzepte

Sowohl die Festkörpersensoren als auch die Speicherfolien weisen jeweils ihre spezifischen Vor- und Nachteile auf. Diese gelten vorwiegend für die Intraoralaufnahmen, da großformatige Speicherfolien, die nicht in der Mundhöhle platziert werden müssen, ihre Vorteile

©R. Schulze, 2019

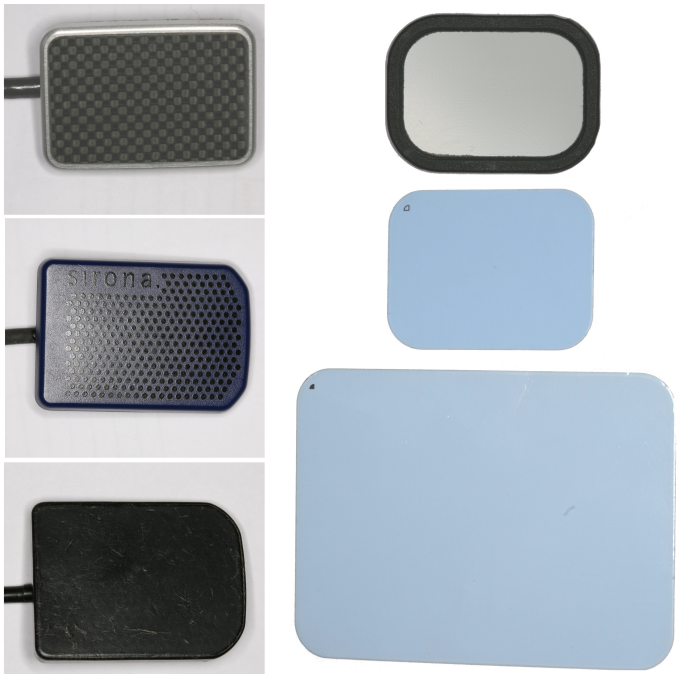


Abbildung 5.6: Verschiedene Festkörpersensoren (linke Spalte) sowie Speicherfoliensysteme (rechte Spalte).

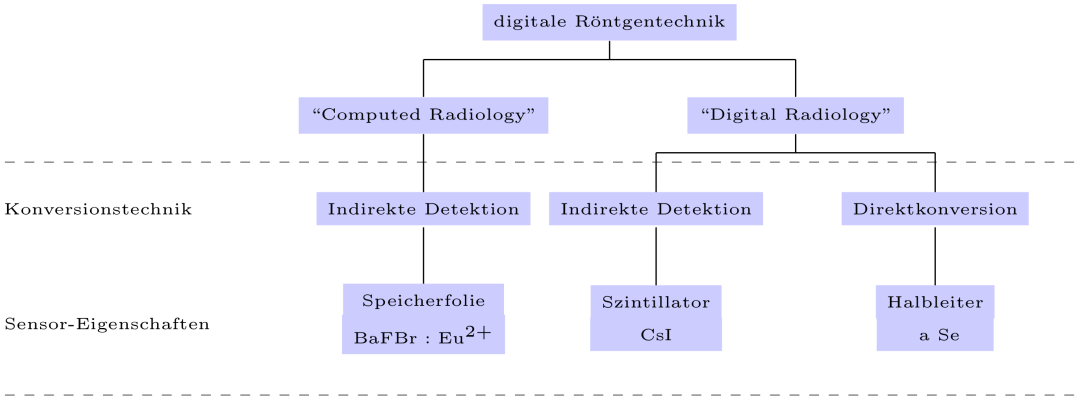


Abbildung 5.7: Systematik der unterschiedlichen, im digitalen Röntgen verwendeten Detektorentechnologien (modifiziert aus [Lanca and Silva, 2006]).

©R. Schulze, 2019

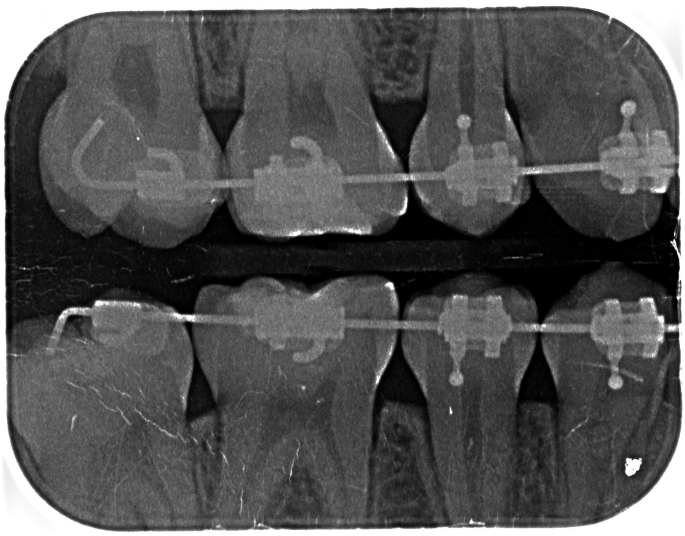


Abbildung 5.8: Speicherfolienaufnahme (Bissflügelprojektion) mit nicht mehr diagnostizierbarer Qualität. Diese Aufnahme wurde trotz ihrer inakzeptablen Qualität klinisch verwendet.

hinsichtlich geringer Dicke und hoher Flexibilität dann nicht mehr ausspielen können. Deswegen sind in modernen Panoramaschichtgeräten und auch Fernröntgengeräten Festkörperdetektoren verbaut, Speicherfolinesysteme findet man hier immer seltener. Grundsätzlich sind Speicherfolien jedoch im Anschaffungspreis erheblich kostengünstiger als große Festkörperdetektoren, weshalb z. B. für Aufbissaufnahmen oder auch für Schädelaufnahmen häufig auf Speicherfolien zurückgegriffen wird. Hauptnachteil von Speicherfolien dürfte wohl, insbesondere bei der Verwendung innerhalb der Mundhöhle, die, kaum vermeidbare, mechanische Beschädigung ihrer Oberfläche sein. Zahnabdrücke, Kratzer durch die manuelle Interaktion oder Kontakt mit Bauteilen des Scanners führen häufig zu derartigen Beschädigungen [Bedard et al., 2004, Chiu et al., 2008]. In einer experimentellen Studie, die die Arbeitsschritte einer klinischen Anwendungssituation imitierte, stellten die Autoren innerhalb eines zehnmonatigen Zeitraums bei 50maliger Nutzungen jeder Speicherfolie für die Anfertigung von intraoralen Tubusaufnahmen fest, dass 95% der Folien im Anschluss keine diagnostisch vertretbare Qualität mehr aufwiesen [Bedard et al., 2004]. Diese extrem hohe Anzahl an Beschädigungen kann sicherlich durch entsprechend geübte Anwender etwas verringert werden [Chiu et al., 2008], allerdings ist auch nach Auskunft zahnärztlicher Stellen in Deutschland die Beschädigung von Speicherfolien (s. Abb. 5.8, S. 99) eines der vordringlichsten Qualitätsprobleme im digitalen zahnärztlichen Röntgen (Private Kommunikation und Vortrag auf Tagung der Arbeitsgemeinschaft für Röntgenologie (ARö) in der DGZMK am 26.09.2015 in Bensheim; Suttorp K: “Erfahrungen der zahnärztlichen Stelle”).

Die Vorteile der Festkörpersensoren liegen in ihrer Robustheit, sowie in den vergleichsweise wenigen notwendigen Schritten zur Signalerzeugung. Außerdem sind die

©R. Schulze, 2019

	Vorteile	Nachteile
Speicherfolien	einfacher Umstieg vom filmbasierten Röntgen	hohe Empfindlichkeit gegen mechanische Einflüsse (Kratzer, Knick, etc.)
	sehr großer dynamischer Bereich	teurer Auslesescanner notwendig
	für größere Detektorgrößen viel preisgünstiger als Festkörpersensoren	viele Zwischenschritte notwendig
		komplexer mechanischer Ausleseprozess
		höherer Zeitaufwand
		höhere Unterhaltskosten
Festkörpersensoren	keine Biegeverzerrungen möglich	i. d. R. Kabelverbindung zu PC notwendig
	niedrigere Unterhaltskosten	Handling erschwert, spezielle Technik notwendig
	Bild sehr schnell verfügbar	großflächige Sensoren extrem teuer
	mechanisch stabil	Patientenkomfort reduziert

Tabelle 5.1: Vor- und Nachteile von Festkörperdetektoren und Speicherfolien

Festkörpersysteme extrem schnell, d. h. das Röntgenbild erscheint unmittelbar nach der Exposition bereits auf dem Bildschirm des Anwenders. Nachteilig macht sich die schwierigere Platzierung in der Mundhöhle bemerkbar, in Kombination mit der wegen ihrer Starrheit herabgesetzten Akzeptanz beim Patienten [Wenzel et al., 1999]. Nach unserer Erfahrung einer Universitätszahnklinik, mit mehreren Tausend Intraoralaufnahmen pro Jahr, können jedoch bei korrekter Handhabung alle Intraoralaufnahmen in sehr guter Qualität auch mit entsprechenden Festkörperdetektoren angefertigt werden. Hierbei ist sicherlich ein adäquates Training der Mitarbeiter im Vorfeld die wichtigste Voraussetzung, um mit den Systemen gute Ergebnisse zu erzielen.
Ein Hauptnachteil der Festkörper-Sensoren in der intraoralen Anwendung liegt in ihrer Kabelverbindung. Insbesondere bei den Aufnahmen der Frontzähne wird konstruktionsbedingt bei vielen Systemen des sensornahe Kabelende stark gebogen. Diese Biegebeanspruchung kann zu Kabelbrüchen und damit vollständig zerstörtem Signal führen (s. Abb. 5.9, S. 101). Daher sollte bei diesen Aufnahmen unbedingt eine Watterolle zusätzlich zwischen Aufbiss des Haltesystems und antagonistischer Zahnreihe eingebracht werden, um den für die Kabelbiegung verfügbaren Platz zu vergrößern und somit kleine Biegeradien zu vermeiden. In Tabelle 5.1 (S. 100) sind die Vor- und Nachteile der beiden konkurrierenden Detektortechnologien, für den Anwendungsbereich intraorale Tubusaufnahmen, aufgelistet.

5.2 Bildwiedergabesysteme digitaler Röntgenbilder

Den Goldstandard zur Evaluation und Befundung digital vorliegender Röntgenaufnahmen stellt ein Computermonitor dar. In der Zahnmedizin waren hierzu bisher völlig normale Standard-PC-Monitore (Farbmonitore) zulässig, von denen jedoch mindestens ein

©R. Schulze, 2019

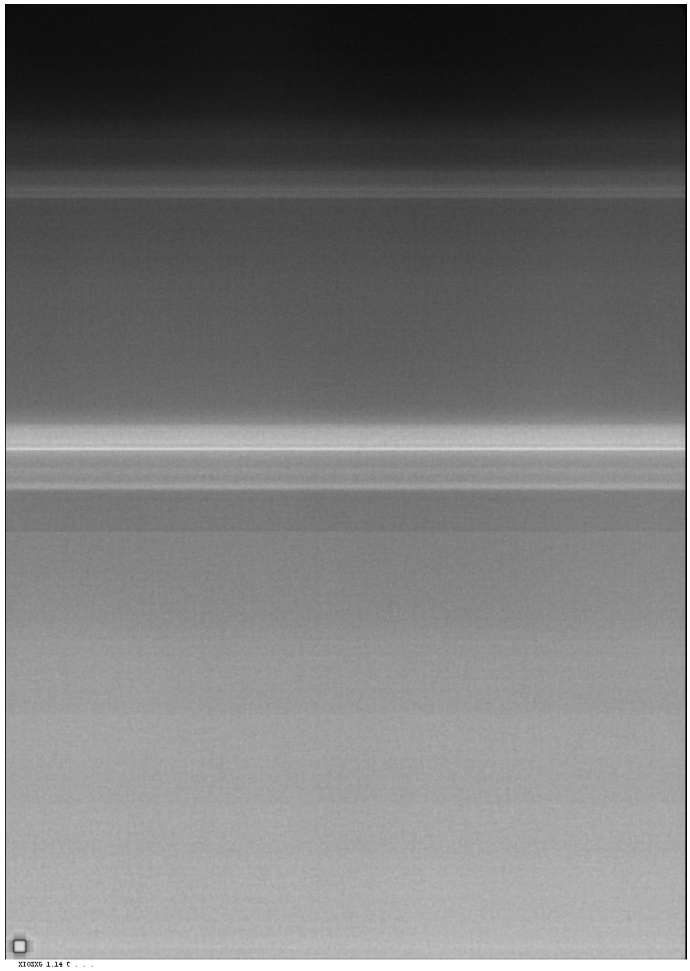


Abbildung 5.9: Intraorale Tubusaufnahme der Oberkieferfront mit einem defekten Festkörpersensor (CMOS), bei dem das Kabel durch vielfache starke Biegung defekt war.

vom *Strahlenschutzverantwortlichen* als Befundungsmonitor bezeichneter einer *Abnahmeprüfung* zu unterziehen war [Bundesregierung BRD, 2004]. Ab dem 1. Juli 2014 haben sich die Regelungen für "Bildwiedergabegeräte zur Befundung" sowie für "Bildwiedergabegeräte zur Betrachtung" substantiell geändert [Bundesregierung BRD, 2014] (siehe auch Kapitel 14, S. 283). Ausdrucke auf sog "nicht-transparenten Medien" wie z. B. Papier sind derzeit nur mit einer Ausnahmeregelung für die Zahnheilkunde gemäß der Norm DIN 6868-160 zulässig [Bundesregierung BRD, 2014]. Erklärbar ist diese Tatsache dadurch, dass ein nicht-transparentes Medium (wie Papier) einen in der Aufsicht wesentlich geringeren Kontrastumfang bietet, als ein transparentes Medium (Film, Monitor) in der Transmission [Weinstein et al., 1975]. In Deutschland hat es mit der DIN Norm 6868-160 Bestrebungen gegeben, für intraorale Röntgenaufnahmen über standardisierte Papierausdrucke durch Tintenstrahldrucker einen rechtlich möglichen Weg zum Ausdruck dieser Bilder zu erreichen [Deutsches Institut für Normung, 2011]. Dies wurde auf Grund der in der

©R. Schulze, 2019

Röntgenverordnung verankerten Anforderung notwendig, digitale Röntgenbilder anderen behandelnden Zahnärzten/Ärzten in einer "für diese geeigneten Form zugänglich" machen zu müssen. Da anfänglich nur wenige Zahnarztpraxen in der BRD digital ausgestattet waren, war damals eine alternative Möglichkeit der Weitergabe digitaler Röntgenbilder aus gesetzlichen Gründen zu fordern. Trotz des deswegen entwickelten, in der Norm beschriebenen, standardisierten Druckverfahrens auf Papier kann dieser Umweg für den normalen Anwender nicht empfohlen werden, da er arbeitsintensiv, teuer und zudem nur für kleinformatige Intraoralaufnahme überhaupt möglich ist. Der Computermonitor stellt nach wie vor auch in der Zahnmedizin den Standard dar. Dabei ist nicht unbedingt ein klarer Zusammenhang zwischen dem Einkaufspreis des Monitors und dessen diagnostischer Wertigkeit nachweisbar [Isidor et al., 2009]. Die rechtlichen Anforderungen und Spezifikationen sind im Kapitel 14 (S. 283) detailliert dargestellt. Hierbei ist nicht nur die Qualität des Monitors von Bedeutung, sondern auch die Umgebungsbedingungen, wie z. B. die Kontrast- und Helligkeitseinstellungen. Letztere bilden eine fundamentale Grundlage bei der Evaluation digitaler Röntgenbilder, da der Kontrastumfang eines digitalen Röntgenbildes in aller Regel nicht auf einmal auf einem Monitor dargestellt werden kann (s. Abschnitt 6.0.1, S. 117) [Krupinski et al., 2007]. Es konnte auch für die Zahnheilkunde gezeigt werden, dass eine reduzierte Umgebungsbeleuchtung auf unter 50 Lux bei der Befundung die diagnostische Genauigkeit signifikant erhöht [Hellén-Halme et al., 2008].

5.3 Digitales Bildformat: DICOM

Das DICOM-Format bildet heute den in der Medizin den international gültigen Standard und setzt sich auch in der Zahnheilkunde immer mehr durch. DICOM ist das Akronym für den *Digital Imaging and Communications in Medicine* Standard. In DICOM wird ein international ubiquitär gültiger Standard für die Bearbeitung, das Handling, Das Drucken und die Weitergabe von medizinischen Bilddaten festgelegt. DICOM ist ein sogenanntes Containerformat, dass neben der Bildinformation noch weitere *Metainformation* enthält. Notwendig wurde die Entwicklung eines derartigen Formates mit der Einführung der Computertomographie und anderer komplexer digitaler Techniken in der medizinischen Bildgebung. Initiiert und entwickelt wurde der DICOM-Standard vom American College of Radiology (ACR) zusammen mit der amerikanischen National Electrical Manufacturers Association (NEMA) [National Electrical Manufacturers Association (NEMA), 2011]. Der erste DICOM-Standard wurde 1993 publiziert. Seitdem wurde das Containerformat kontinuierlich weiterentwickelt und an neue Gegebenheiten adaptiert.

In DICOM werden u. A. die folgenden Kriterien/Parameter definiert:

- Datenbeschreibungsverzeichnis
- Datenstrukturen
- Dateiformate
- Client-/Server-Services

©R. Schulze, 2019

- Arbeitsabläufe
- Bildkompression
- ...

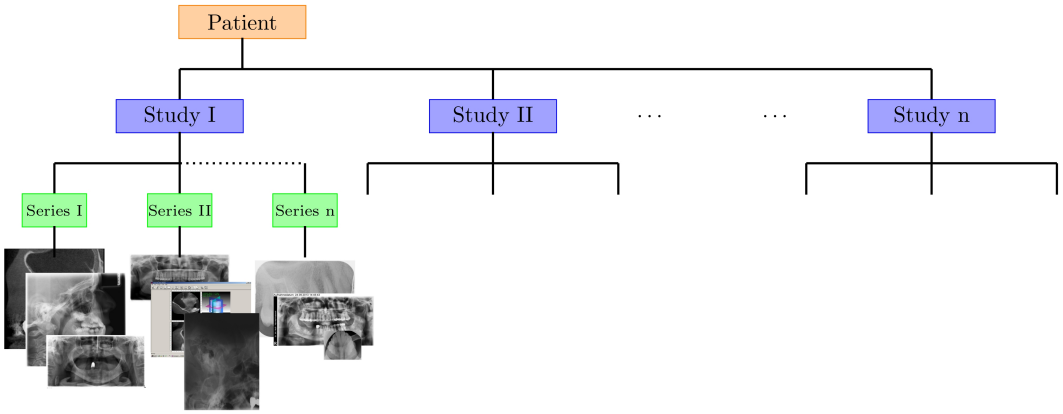


Abbildung 5.10: Modellhafte Darstellung der dem DICOM-Standard zugrunde liegenden Informationsstruktur. Pro Patient sind theoretisch n-Serien und n-Studien möglich.

DICOM beinhaltet eine Definition für das Datenformat sowie auch ein Netzwerk-Kommunikationsprotokoll. DICOM ermöglicht beispielsweise die Integration von verschiedenen bildgebenden medizinischen Geräten verschiedenster Hersteller in einem „Picture Archiving and Communication System (PACS)“. PACS-Systeme sind heute Standard in Krankenhäusern und verbreiten sich auch in kleineren medizinischen Zentren. Hersteller sind verpflichtet, ein sogenanntes DICOM-Conformance-Statement für ihre Geräte bereitzustellen, in dem eindeutig festgelegt ist, welche DICOM-Service-Klassen unterstützt werden. Service-Klassen verbinden die Objektklassen mit bestimmten Aktionen, die auf die Objektklassen angewendet werden. Objektklassen in DICOM sind abstrakte Definitionen realer Objekte aus dem Bereich der medizinischen Bildgebung oder damit verbundener Information, wie beispielsweise der strukturierte Befund, CT-Bildinformation, Strahlentherapie-Dosis etc. Bekannte Service-Klassen sind (entsprechend des internationalen Standards in englischer Sprache angegeben [National Electrical Manufacturers Association (NEMA), 2011]:

- Storage Service Class
- Query/Retrieve Service Class
- basic Worklist Management Service Class
- Print Management Service Class

©R. Schulze, 2019

Gerade in der Zahnheilkunde in Deutschland erscheint die großflächige Einführung dieses Standards derzeit besonders dringend erforderlich, da ursprünglich die Hersteller jeweils proprietäre Datenformate verwendeten, die jeweils nur von Geräten dieses speziellen Herstellers gelesen und dargestellt werden konnten. Dies führte zur Notwendigkeit, bei der digitalen Bildweitergabe entsprechend den Vorgaben der Röntgenverordnung [Bundesregierung BRD, 2003a] (s. auch Kapitel 14, S. 283) die Bilddaten in weit verbreitete digitale Bildformate wie JPG oder TIFF umwandeln zu müssen. Diese beinhalten jedoch keinerlei Zusatzinformationen, die für die Verarbeitung, das Handling, die Kommunikation sowie die Darstellung wichtig sind. Im DICOM-Standard sind alle diese Zusatzinformation potentiell enthalten. Hersteller beschreiben in den *Conformance Statements* die Spezifikationen und Funktionen, die die von ihnen hergestellten Systeme unterstützen.

5.4 Digitale Bildverarbeitung

Wie in Abschnitt 5.1.3 (S. 88) erläutert, ist ein digitales (Röntgen)bild eine reguläre Matrix mit Eintragungen von Zahlenwerten, die dann für uns visuell in Grauwerte übersetzt werden. Es erscheint nur logisch, dass mit diesen Zahlenwerten alle möglichen mathematischen Operationen durchgeführt werden können. Tatsächlich ist es genau das, was bei der digitalen Bildverarbeitung geschieht. Häufig wird für die digitale Bildverarbeitung auch der Begriff "Filter" synonym verwendet. Definieren kann man die Bildverarbeitung als Verarbeitung von Signalen, die (digitale) Bilder repräsentieren. Die Schwierigkeit für die Entwickler sinnvoller Bildverarbeitungsalgorithmen in der Medizin besteht darin, aus der Vielfalt möglicher (aber oft unsinniger) mathematischer Operationen eine Abfolge aus all denjenigen Operationen herauszufinden, die beispielsweise bestimmte Bildinhalte für den Arzt/Zahnarzt besser hervorheben kann. Dies ist nicht trivial, weil die Varianz der möglichen Ausprägungen bestimmter Auffälligkeiten beim Menschen naturgemäß riesig ist. Das ungeheuer weite Feld der digitalen Bildverarbeitung kann in diesem Buch sicherlich nicht umfassend behandelt werden. Hier wird der Interessierte auf entsprechende Fachliteratur (Beispiel: **?** [**?**]) verwiesen. Im Folgenden werden daher nur einige wesentliche und recht häufige, für das Verständnis bestimmter Abläufe oder auch Qualitätssicherungsprüfungen sinnvolle Grundlagen und Konzepte kurz dargestellt.

5.4.1 Das Konzept der Frequenz

Ein fundamental wichtiges Konzept in der Verarbeitung digitaler Bilder, und damit auch digitaler Röntgenbilder, ist die Auffassung eines digitalen Bildes als Frequenzen wechselnder Bildhelligkeiten/Farbwerte. Wie in Abschnitt 5.1.3, S.88 bereits kurz angedeutet, kann man ein digitales Bild als eine zweidimensionale Funktion $f(x, y)$ auffassen mit den Koordinaten (x, y) in der Bildebene. Die Funktion beschreibt dabei, wie die Grauwerte im Bildraum variieren. Wir betrachten dabei das Röntgenbild im sogenannten "Ortsraum", also in dem Raum, in dem die Grauwerte entsprechend ihrer Position in $x-$ und $y-$Koordinaten festgelegt sind. Teilt man ein solches digitales Röntgenbild,beispielsweise in Zeilen auf, so kann man es auch als eine Abfolge verschiedener Grauwerte/Helligkeitswerte entlang der betrachteten Pixel auffassen. Dies ist in

©R. Schulze, 2019

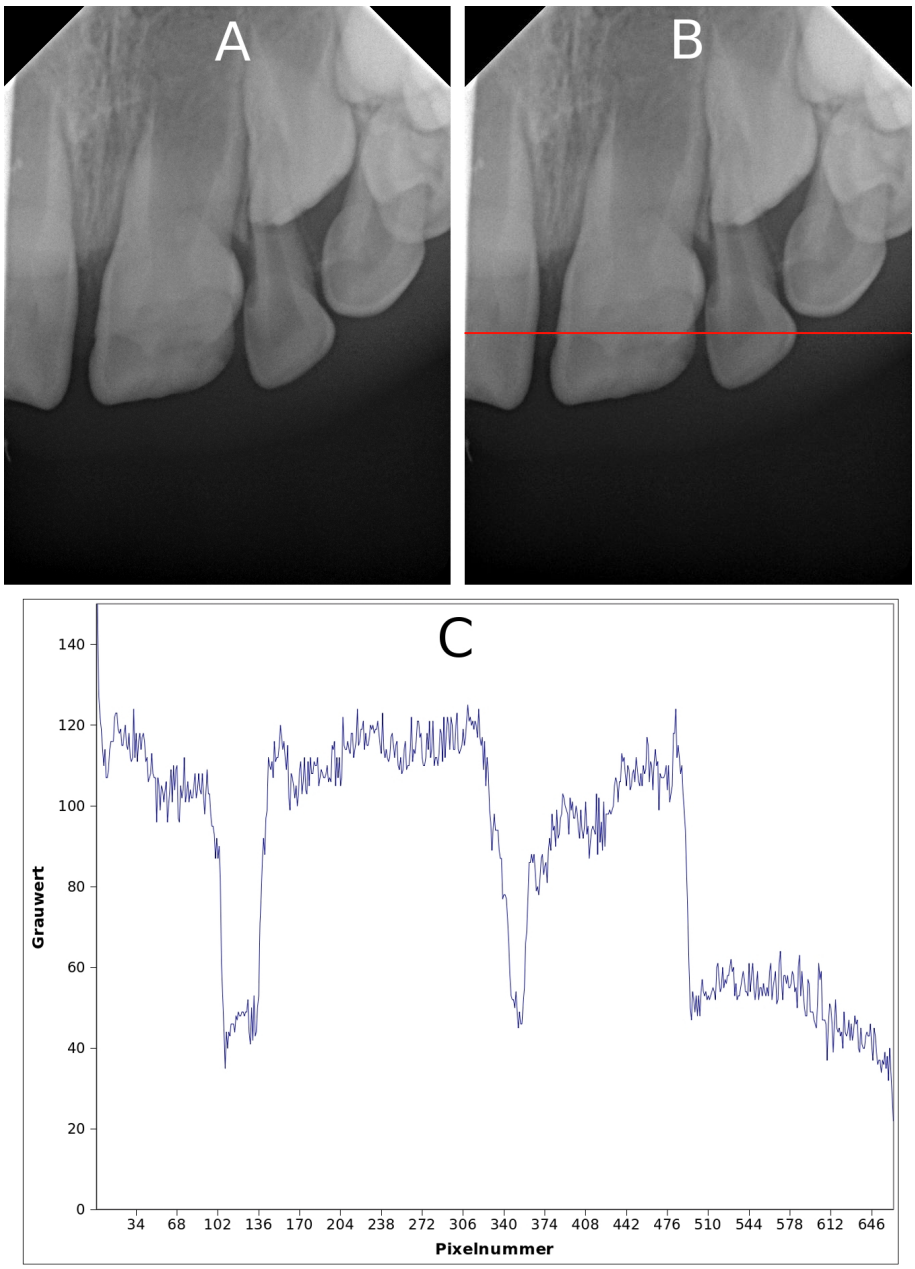


Abbildung 5.11: Ein Röntgenbild (A) wird entlang einer beliebigen Pixelzeile (hier die rot in (B) eingefärbte Zeile) betrachtet und hierbei die Grauwerte (y-Achse) entlang der Pixelzeile (x-Achse) geplottet (C). Es ergibt sich ein Plot, der die Variation/Schwankung an Grauwerten entlang einer konstanten Pixelzeile widerspiegelt.

Abbildung 5.11 sowie in Abbildung 5.12 illustriert.

Alternativ zur räumlichen Betrachtung im Ortsraum, kann, wie in Abb. 5.11 (C) (S. 105) verdeutlicht, das Bild als Grauwertvariationen/schwankungen entlang der Pixelreihen an-

©R. Schulze, 2019

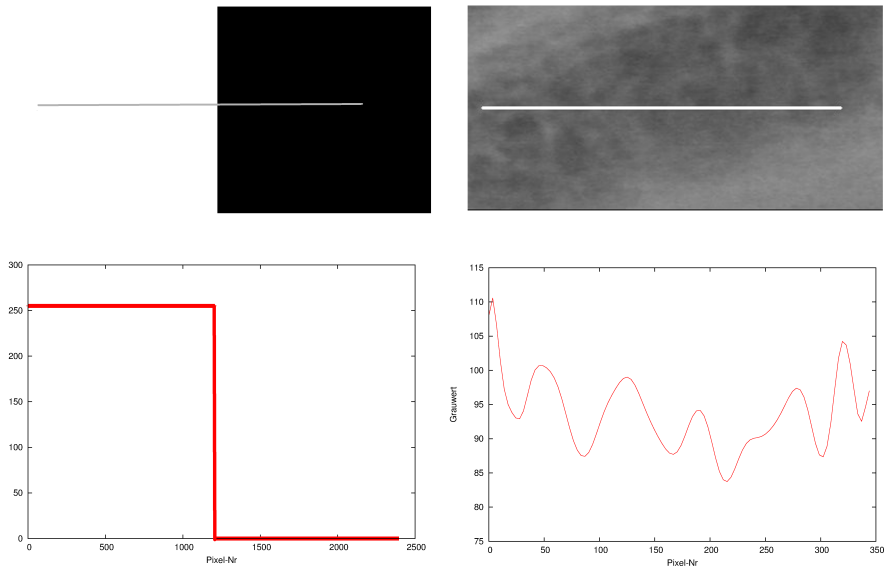


Abbildung 5.12: Das (synthetische) Bild einer scharfen Kante links oben ergibt in der Auftragung seiner Farbwerte eine Rechteckschwingung (unten links), da nur zwei Grauwerte vorhanden sind. Dieses Bild hat daher lediglich eine niedrige Frequenz. Das Ausschnittsbild einer menschlichen Unterkiefer-Spongiosa (rechts oben) weist hingegen sehr hochfrequente Grauwertschwankungen auf engem Raum auf (rechts unten), weswegen dieses Bild viele hochfrequente Inhalte hat.

gesehen werden. Je schneller die Änderungen der Grauwerte erfolgen, d.h. je weniger Pixel zwischen den unterschiedlichen Grauwerten liegen, desto höher ist die Ortsfrequenz. Ein Bild einer scharfen Metallkante würde beispielsweise theoretisch im Idealfall (ohne Rauschen) nur 2 Grauwerte aufweisen, nämlich den des Metalls sowie den des Hintergrundes. Ein derartiges Bild hätte also eine extrem niedrige Frequenz. Wenn hingegen spongiöser Knochen abgebildet wird, so ändern sich die Grauwerte in schneller Abfolge von Pixel zu Pixel, was wiederum hohe Ortsfrequenzen ergibt (Abb. 5.12, S. 106). Betrachtet man ein Bild hinsichtlich der sich auf diese Weise ergebenden Frequenzen (z. B. Zeile für Zeile), so ergibt sich ein Spektrum verschiedener Ortsfrequenz-Komponenten. Wichtig ist hierbei, dass diese Repräsentation in Frequenzen absolut äquivalent zur Repräsentation des Bildes im Ortsraum ist: Eine direkte Umrechnung der Ortsfunktion $f(x, y)$ in das 2D Spektrum $F(u, v)$ mit den Frequenzkoordinaten (u, v) in den Frequenzraum und auch zurück ist verlustfrei möglich. Das bedeutet, es geht hierbei keine Bildinformation verloren.
Eine gut verständliche Analogie zu verschiedenen Repräsentationen eines identischen Objektes findet sich in [Zubal and Wisniewski, 1997]: Musik und Noten. Hört man Musik, denkt man nicht unbedingt an die verschiedenen Frequenzen, die ihre Grundlage bilden. Die dem Dirigent vorliegenden Notenblätter beinhalten jedoch die komplette Repräsentation des Musikstückes als Noten und Frequenzen (Takt, Notenlänge, Geschwindigkeit). Die Notenblätter sehen für den Laien auch komplett unübersichtlich und nichtssagend aus, beinhalten für den Kundigen jedoch alle notwendigen Informationen, wie das

©R. Schulze, 2019

Musikstück aufgebaut und zu spielen ist. Jede Änderung in dieser Notation würde unmittelbar zu einer Änderung des Musikstückes führen [Zubal and Wisniewski, 1997]. Es stellt sich dennoch die Frage, warum man ein digitales Bild aus dem für alle verständlichen Ortsraum in den weniger gut verständlichen Frequenzraum übersetzen soll. Auf diese Frage gibt es aus der digitalen Bildverarbeitung tatsächlich sehr viele Antworten. Eine davon ist, dass man die Bildinformation als Repräsentation im Frequenzraum besser speichern (und auch komprimieren) kann. Die Umrechnung digitaler Bilder vom Orts- in den Frequenzraum bildet heute eine der fundamentalen Grundlagen, ohne die die digitale Bildverarbeitung in heutiger Form absolut unmöglich wäre. Beispielsweise können im Frequenzraum selektiv einzelne störende Bildfrequenzen herausgefiltert werden. Sehr viele digitale Filtermethoden, die ja nichts anderes als mathematische Algorithmen darstellen, basieren auf Operationen im Frequenzraum (Beispiel Hochpass, Tiefpassfilter, Ramp-Filter etc.). Auch wenn also die Frequenzrepräsentation ungewohnt erscheint, so stellt sich dennoch ein extrem nützliches mathematisches Werkzeug dar.
Hohe Frequenzen im Bild repräsentieren schnell wechselnde Pixelwerte (Grauwerte) im Bildverlauf, während niedrige Frequenzen mit hoher Amplitude großen Strukturen (mit gleichen Farb- und Helligkeitswerten) entsprechen. Um ein digitales Bild in den Frequenzraum zu übersetzen, bedient man sich der sog. "Fourier-Transformation". Entwickelt durch den französischen Mathematiker Jean Baptiste Joseph Fourier, der 1822 die Fourier-Analyse einführte, erlaubt diese in ihrer Grundform, kontinuierliche, periodische Funktionen in ein kontinuierliches Spektrum zu zerlegen. Die Grundidee hierbei war, dass sich jede periodische Funktion als Summe von Sinus- und Kosinustermen darstellen lässt.

So lässt sich eine gegebene Funktion mit Hilfe von *Fourierreihen* in Schwingungen zerlegen (s. Abb. 5.13, S. 108). Die *Fourieranalyse* wird genau hierfür verwendet: sie zerlegt eine beliebige periodische Funktion in ihre Sinusschwingungen, die in der Summe wieder die Ausgangsschwingung ergeben. Für Schwingungen, die in ihrem Intervall begrenzt (endlich) sind (also beispielsweise bei der Analyse von Röntgenbildern) werden hierzu *Fourier-Reihen* verwendet (s. Abb. 5.13, S. 108):

$$x(t) = \frac{a_0}{2} + \sum_{k=1}^{\infty} \left(a_k \cos(k\omega t) + b_k \cos(k\omega t) \right) \tag{5.2}$$

Hierbei bezeichnen a_k und b_k die *Fourier-Koeffizienten* und k die Nummer der Oberschwingung (Harmonische) dar.

Für Schwingungen, die bis Unendliche reichen, also nicht auf ein Intervall begrenzt sind, wird dazu die kontinuierliche Fourier-Transformation angewandt. Diese (kontinuierliche) Fouriertransformierte $\mathscr{F}$ einer eindimensionalen Funktion $f(x)$ erhält man aus:

$$\mathscr{F}\{f(t)\} = \int_{\infty}^{\infty} f(t) \cdot e^{-2\pi \cdot i \cdot x \cdot t} dt \tag{5.3}$$

mit $i = \sqrt{-1}$ und x und t kontinuierlichen Variablen, wie z. B. Zeit und Frequenz.

Wie in Kapitel 5, S. 87 beschrieben, besteht ein digitales (Röntgen)bild aus diskreten Pixeln, d. h. wir erhalten eine diskrete Funktion $f(m, n)$ (hier wegen der folgenden Gleichung in der Notation im Vergleich zur allgemeinen Form oben leicht abgewandelt) und

©R. Schulze, 2019

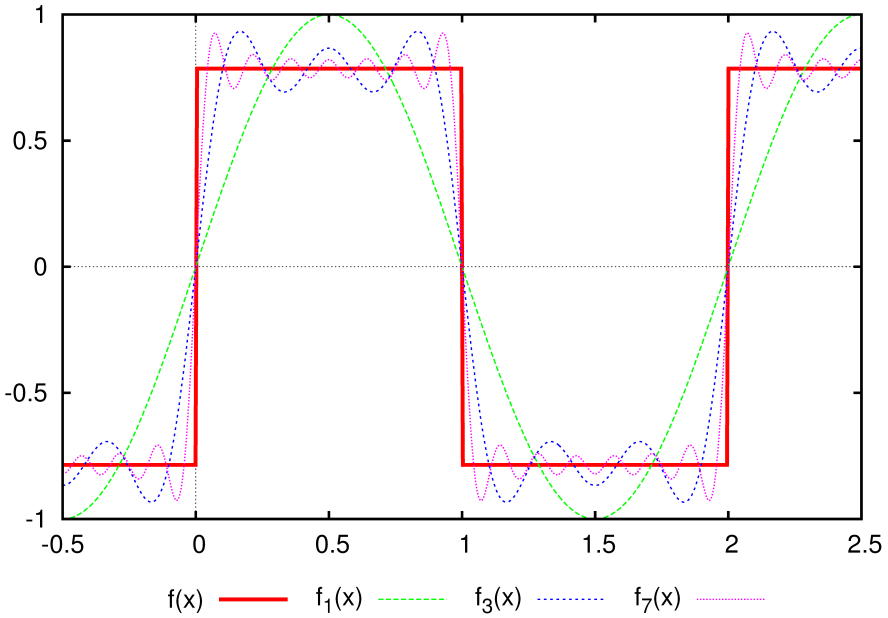


Abbildung 5.13: Eine Rechteckschwingung $f(x)$ mit Hilfe einer *Fourier-Reihe* in ihre erste $f_1(x)$, dritte $f_e(x)$und siebte $f_7(x)$ Oberschwingung zerlegt. In der Summe approximieren Letztere wiederum bereits recht gut die Rechteckschwingung.

suchen deren Fourier-Transformation. Hierzu benötigt man die diskrete Fouriertransformation $\mathscr{F}(u,v)$, die für ein Bild aus $M \times N$ Pixeln wie folgt berechnet wird:

$$\mathscr{F}(u,v) = \sum_{m=0}^{M-1} \sum_{n=0}^{N-1} f(m,n) \cdot e^{-i \cdot 2\pi \cdot \left(\frac{um}{M} + \frac{un}{N}\right)} . \tag{5.4}$$

Die Rückberechnung der Funktion $f(m,n)$ aus ihrer Fourier-Transformierten $\mathscr{F}(u,v)$ ergibt sich aus:

$$f(m,n) = \frac{1}{MN} \sum_{m=0}^{M-1} \sum_{n=0}^{N-1} \mathscr{F}(u,v) \cdot e^{i \cdot 2\pi \cdot \left(\frac{um}{M} + \frac{un}{N}\right)} . \tag{5.5}$$

Mit Hilfe dieses mathematischen Werkzeuges lässt sich die Fouriertransformation für digitale Bilder berechnen. Der effiziente Algorithmus zur computergestützten, schnellen Berechnung der diskreten Fouriertransformation wird als “Fast Fourier Transformation” (FFT) bezeichnet. Die Fouriertransformation ist auch Ausgangspunkt für die Berechnung der Modulationsübertragungsfunktion zur Charakterisierung der Ortsauflösung eines digitalen abbildenden Systems. Dies wird in Abschnitt 6.0.3 (S. 118) genauer erläutert. Für detailliertere Informationen zu diesen wichtigen Zusammenhängen wird auf weiterführende Literatur verwiesen (z. B. [Kak and Slaney, 1988]).

©R. Schulze, 2019

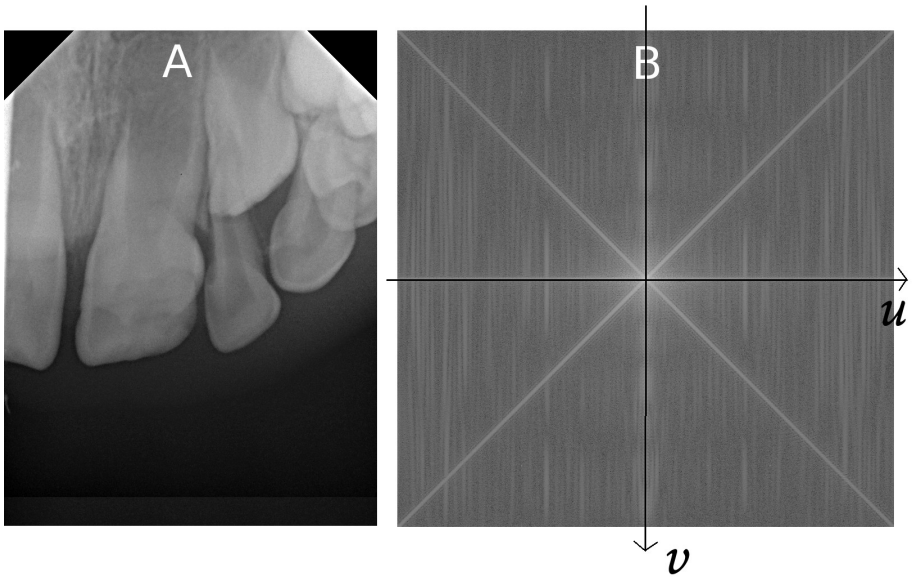


Abbildung 5.14: Berechnet man mit Hilfe der FFT die Fouriertransformierte $\mathscr{F}$ (Abb. B) des Röntgenbildes (Abb. A), so erhält man die Amplitudenverteilung der Frequenzen im Spektrum in den u, v-Koordinaten aufgetragen ("Power Spectrum").

5.4.2 Wichtige Bildverarbeitungsmethoden

Nachdem jetzt das wichtige Konzept der Frequenzanalyse digitaler Bilder erklärt wurde, sollen noch einige häufig verwendete, für die Verarbeitung von Röntgenaufnahmen wichtige Bildverarbeitungsmethoden (Filter) kurz beschrieben werden. Wie bereits im vorhergehenden Abschnitt erläutert, arbeiten diese sehr häufig im Frequenzraum, weil hier einige mathematische Operationen einfacher anwendbar sind.

Sehr häufig sucht man z. B. in einem Röntgenbild Kanten, d.h. scharfe Trennsprünge zwischen verschiedenen Dichte-(grau-)werten. Kanten dienen zur Abgrenzung von Strukturen, wie z. B. Organgrenzen oder auch Strukturgrenzen innerhalb von Organen bei medizinischen Bilddaten. Kanten verlaufen orthoghonal zu *Gradienten*. Dies ist illustriert in Abb. 5.15 (S. 110). Mathematisch ist der Gradient g definiert durch

$$\left|g(x,y)\right| = \sqrt{\left(\frac{\partial g}{\partial x}\right)^2 + \left(\frac{\partial g}{\partial y}\right)^2} \tag{5.6}$$

wobei der Winkel ψ der Kante (an der Stelle des Gradienten) beschrieben wird durch:

$$\arctan\psi = \frac{\frac{\partial g}{\partial y}}{\frac{\partial g}{\partial x}}\,. \tag{5.7}$$

Als zahnmedizinisches Beispiel zur Illustrierung der Methoden soll hier eine Zahnwurzel dienen, die regulär in ihrer Alveole im Alveolarknochen verankert ist. Die unterschied-

©R. Schulze, 2019

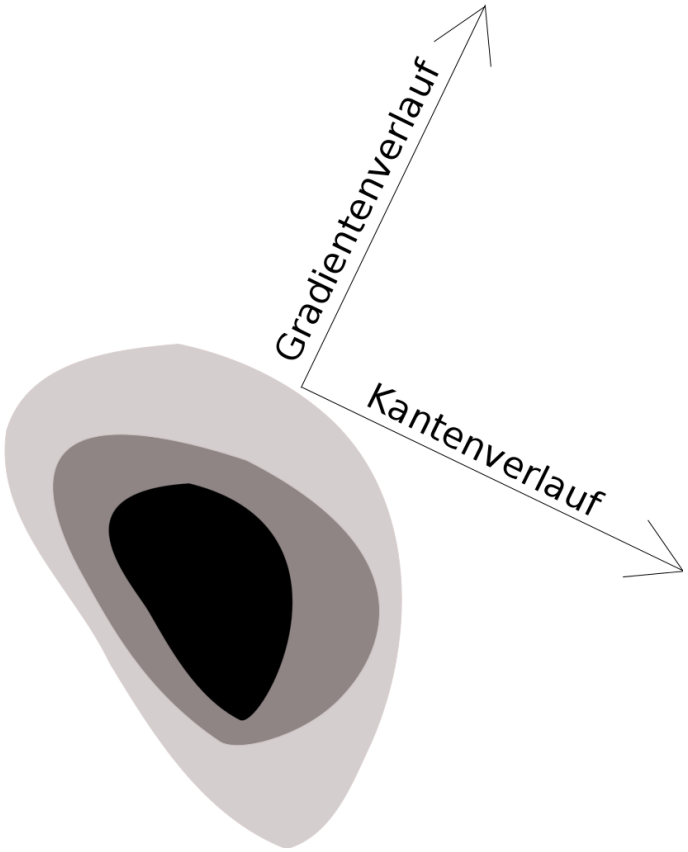


Abbildung 5.15: Grauwertgradienten, wie sie häufig Begrenzungen von Strukturen (Organen, Geweben) definieren, verlaufen orthogonal zu den Grenzen/Kanten.

lichen Absorptionseigenschaften von Dentin und Knochen führen zu einer recht deutlichen Abgrenzung der Wurzel. Diese kann dann mit Hilfe sog. Kantenfilter automatisch gefunden werden (s. Abb 5.16, , S. **??**). Kantendetektion bildet für viele Verarbeitungsschritte häufig einen Ausgangspunkt, z. B. für die sog. automatische Segmentierung von Strukturen. Segmentierung in Zusammenhang mit digitaler Bildverarbeitung bedeutet die computergestützte, automatische Selektion einer gesuchten Struktur (beispielsweise des Unterkiefers in einer Panoramaschichtaufnahme, oder einzelner Zähne innerhalb einer intraoralen Aufnahme). Ebenfalls häufig wird eine einfache Schwellenwertbildung als erste Maßnahme für eine Segmentierung verwendet (Abb. 5.17, S. 111). Hierbei setzt man einen empirisch bekannten Schwellenwert für den Grauwert, ab dem dieser mit relativ großer Sicherheit einer bestimmten Struktur zugeordnet werden kann. Beispielsweise der Struktur "Zahn", die ja normalerweise, von metallischen Füllungen oder ähnlich dichten, artifiziellen Strukturen abgesehen, die höchsten Grauwerte in einer zahnärztlichen Röntgenaufnahme darstellen wird. Dadurch kann man z. B. den Suchraum für dann komplexere Algorithmen deutlich einschränken, wenn man bereits im Vorfeld die sicherlich nicht zur zu suchenden Struktur gehörenden Bereiche aussortiert hat. Häufig resultieren aus Schwellenwertope-

©R. Schulze, 2019

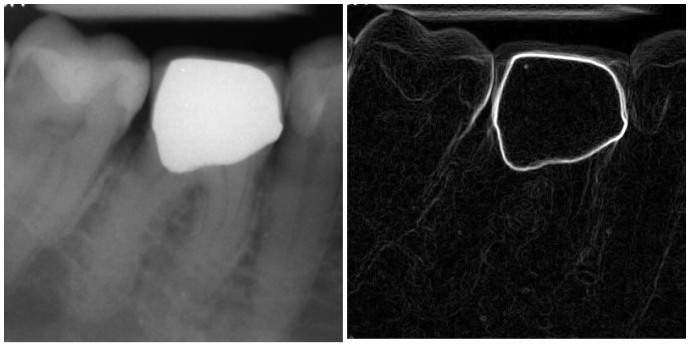


Abbildung 5.16: Kantenfilter auf eine intraorale Zahnaufnahme angewandt.

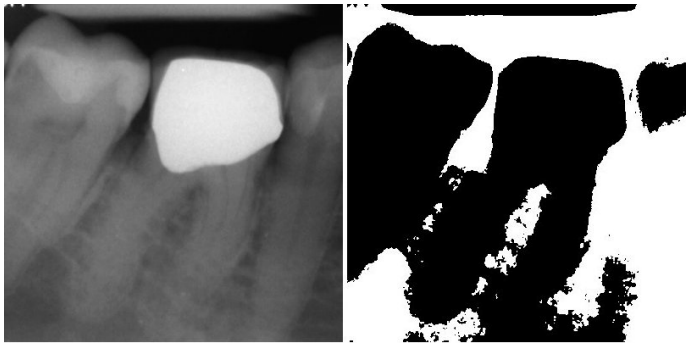


Abbildung 5.17: Binäres Bild mit nur zwei Farbwerten (schwarz/weiß) nach Schwellenwert-Operation auf Basis empirisch bekannter Werte.

rationen binäre Bilder, in denen nur noch zwei Grauwerte vorhanden sind: zum Einen diejenigen, die auch die zu segmentierende Struktur beinhalten sollen und zum Anderen den Rest.

Häufig werden in der Bildverarbeitung sogenannte "Faltungsfilter" angewandt. Eine Faltung zwischen zwei Funktionen ist definiert als eine Operation, die aus zwei Funktionen einen dritte liefert. Da es sich, wie bereits vielfach diskutiert, bei digitalen Bildern um ein aus diskreten Zahlenwerten bestehende Matrix handelt, wird eine ebenfalls diskrete Faltung angewandt. Eine Faltung wird durch den Operator $*$ gekennzeichnet (Achtung: nicht mit dem Multiplikationszeichen verwechseln!). Für diskrete, zweidimensionale Funktionen (wie digitale Röntgenbilder) wird die diskrete Faltung beschrieben durch:

$$g(x,y) = \sum_{i=0}^{n-1} \sum_{j=0}^{n-1} h\left(x+i-a+1, y+j-a+1\right) k\left(i,j\right) \ , \tag{5.8}$$

wobei $g(x,y)$ das durch die Faltung berechnete Pixel des Ergebnisbildes, $h(x,y)$ das Ausgangsbild und $k(i,j)$ die Faltungsmaske darstellt. Für eine typischerweise (s. u.) verwendete $3\,\mathrm{x}\,3$-Maske wäre $n = 3$ und $a = 2$.
Faltungsfilter gehören zu den Nachbarschafts-Operatoren, d.h. zu denjenigen Filtern, die auf Pixel Operationen aus der unmittelbaren Nachbarschaft dieser Pixel anwenden. Es

©R. Schulze, 2019

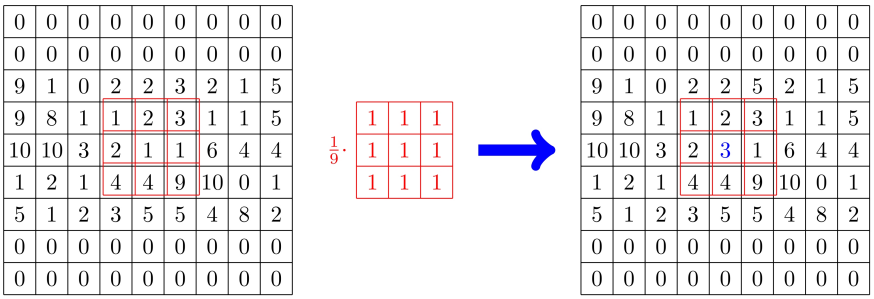


Abbildung 5.18: Ein Originalbild (links) wird mit einer 3x3-Maske (Mitte, rot markiert) "gefaltet". In diesem Beispiel wird ein Mittelwertfilter angewandt, d.h. die Eintragungen der Werte in der Maske betragen 1. Entsprechend der Vorschrift wird jeweils eine Multiplikation des darunter liegenden Pixelwertes mit der Zahn 1 vorgenommen, und die Summe der so berechneten Werte durch die Anzahl an Maskenzellen geteilt, was einer Mittelwertbildung entspricht. Dadurch dass die Maske Zeile für Zeile und Pixel für Pixel über das Originalbild wandert, werden nach und nach aus der jeweiligen 8-Pixel-Umgebung "gemittelte" Werte in das jeweils mittig unter der Maske befindliche Pixel eingetragen und somit das Gesamtbild gemittelt. Zur vereinfachten Darstellung ist hier die Berechnung jedoch nur für die aktuelle Maskenposition dargestellt (blau markiert), während alle anderen Pixelwerte im Vergleich zum Original unverändert dargestellt sind.

wird mittels einer Maske (Englisch "Kernel"), die Pixel für Pixel gegenüber dem Originalbild verschoben wird, jeweils eine Multiplikation der Pixelwerte des Originalbildes mit den Werten der Maske durchgeführt. Die so erhaltenen Werte werden aufaddiert und das Ergebnis durch einen auf die Fragestellung abgestimmten Divisor a teilt. Der so erhaltene (gerundete) Wert wird dann in das unter dem Zentrum der Maske gelegene Pixel des Originalbildes eingetragen. Die Eintragungen in der Maske können, je nach geforderter Aufgabe, sehr unterschiedlich sein. Häufig werden 3 x 3-Masken angewandt. Für einen einfachen Mittelwertfilter entsprächen die Eintragungen in die Maske jeweils dem Wert "1", d.h. jeder Wert des darunter liegenden Pixels wird jeweils mit 1 multipliziert, die Gesamtsumme der Pixel unter der Maske dann durch die Anzahl der Maskenzellen geteilt (s. auch Abb. 5.18, S. 112), d.h. als Divisor verwendet man hier logischerweise $a = 1$. Für einen Gaußfilter werden approximierte Werte in eine 3 x 3 oder 5 x 5-Maske eingetragen und durch (s. Abb 5.20, S. 113) und durch größere Divisoren a dividiert. Letztere errechnen sich aus approximierten Werten der Gaußkurve und repräsentieren die "Steilheit" der Gaußkurve (Abb. 5.19). Die entsprechend des Gaußkurvenverlaufes höhere Wichtung des zentralen Pixels (auf den die Gauß-Operation angewandt wird) sowie der direkten Nachbarn wird hier deutlich. Zum Finden von Kanten, die im Bild als plötzliche Grauwertänderungen über wenige Pixel imponieren, können auch Maskenfilter eingesetzt werden. Ein einfacher und sehr bekannter Filter ist der sog. "Sobel-Filter", der in der digitalen Bildverarbeitung sehr häufig eingesetzt wird. Der *Sobel-Filter* verwendet ebenfalls in der Regel eine 3 x 3-Maske, die in x- bzw. y-Richtung jeweils die Gradienten (Kanten) detektieren (Abb.

©R. Schulze, 2019

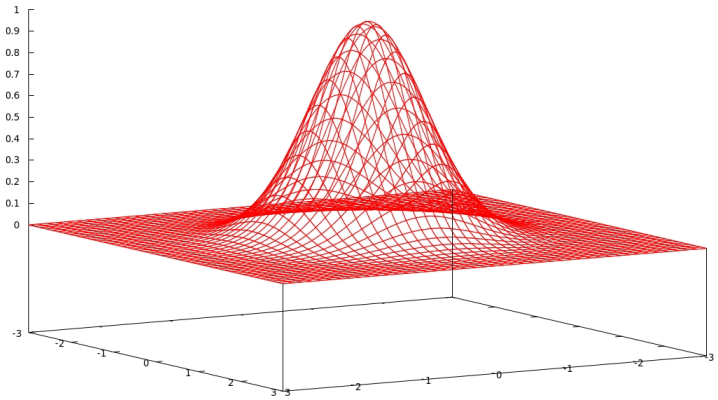


Abbildung 5.19: 3D Plot einer typischen Gaußverteilung

$$\frac{1}{16} \cdot \begin{array}{|c|c|c|} \hline 1 & 2 & 1 \\ \hline 2 & 4 & 2 \\ \hline 1 & 2 & 1 \\ \hline \end{array}$$

Abbildung 5.20: 3 x 3 Gauß-Kernel mit den auf die Gaußkurve approximierten Integer-Werten. Die zentrale Zelle wird daher am stärksten, die jeweiligen direkten Nachbarn halb so stark und die entfernteren Nachbarn nur einfach gewichtet. Der Divisor beträgt hier 16

5.21, S. 114). Der Sobel-Filter detektiert damit auf clevere Art und Weise Kanten durch Berechnung des ungefähren (gemittelten) Gradienten für jedes Pixel. Linienförmige Muster (und auch andere, geometrisch beschreibbare Formen) können sehr effektiv mit Hilfe einer sog. "Hough-Transformation" gefunden werden [Hough, 1962]. Diese war im Original von Hough für Linien entwickelt worden [Hough, 1962] und wurde später auf Grund ihrer Bedeutung für andere Formen generalisiert [Ballard, 1981]. Die Hough Transformation basiert auf einer anderen mathematischen Darstellung der Kanten (als Geraden repräsentiert), die für jedes Bildpixel eine Eintragung in den sog. "Hough-Raum" ergibt. Peaks im Hough-Raum deuten dann auf eine Kante hin, deren Lokalisation dann wiederum auf den Bildraum zurücktransformiert werden kann. Geraden werden hierbei, anstatt in der typischen Normalform-Darstellung im karthesischen Koordinatensystem mit Steigung a und Abstand vom Schnittpunkt mit der y-Achse b ($y = a \cdot x + b$) in der *Hesseschen Normalform* repräsentiert. Hier definiert $\mathbf{r}$ den Abstand der Gerade vom Ursprung des Koordinatensystems und θ den Winkel, den die x-Achse mit der vom Ursprung auf die

©R. Schulze, 2019

-1	0	+1
-2	0	+2
-1	0	+1

x-Richtung

+1	+2	+1
0	0	0
-1	-2	-1

y-Richtung

Abbildung 5.21: Sobel-Filter als 3 x 3-Maske

Gerade gefällten Normalen (dem Lot) einschließt:

$$x \cos\theta + y \sin\theta - \mathbf{r} = 0\,. \tag{5.9}$$

Dies hat den Vorteil, Geraden die parallel zur y-Achse verlaufen (d.h. in der Koordinatendarstellung wäre $a = \pm\infty$), auch darstellen zu können. Mit Hilfe von Gleichung 5.9 können die Werte vom Bild-Koordinatenraum (x, y) in den Hough-Raum $(\mathbf{r}, \theta)$ umgerechnet werden. Somit ist jeder Bildpunkt, der sich auf einer Geraden (Kante) befindet, durch das Wertepaar $(\mathbf{r}, \theta)$ charakterisiert. Ein Punkt im Hough-Raum $(\mathbf{r}, \theta)$ stellt somit eine Gerade im Koordinatenraum (x, y) dar, und umgekehrt (s. Abb. 5.22). Genau dieser Zusammenhang ist bei der Hough-Transformation wichtig. Das Primärbild wird mittels initialer Kantendetektion (beispielsweise Canny-Edge-Detector [Canny, 1986]) vorverarbeitet, so dass im entstehenden binären Bild die Kanten in weiß vor einem ansonsten schwarzen Hintergrund dargestellt werden.

Hiermit beenden wir den kurzen Abstecher in das sehr große und komplexe Gebiet der digitalen Bildverarbeitung. Eine umfangreichere Abhandlung dieses interessanten und auch in der modernen Röntgenbildgebung extrem wichtigen Themas würde den Rahmen dieses Lehrbuches sprengen und auch die Kompetenz des Autors überschreiten. Sollte dieses Kapitel Ihr Interesse an dem interessanten Thema digitale Bildverarbeitung geweckt haben, dann wäre das Studium weiterführender, spezialisierter Literatur zu dieser Thematik zu empfehlen. Als hervorragendes Standardwerk hierfür ist beispielsweise das bereits in der siebten Auflage erschienene Lehrbuch von Bernd Jähne ("Digitale Bildverarbeitung und Bildgewinnung") zu nennen [Jähne, 2012].

©R. Schulze, 2019

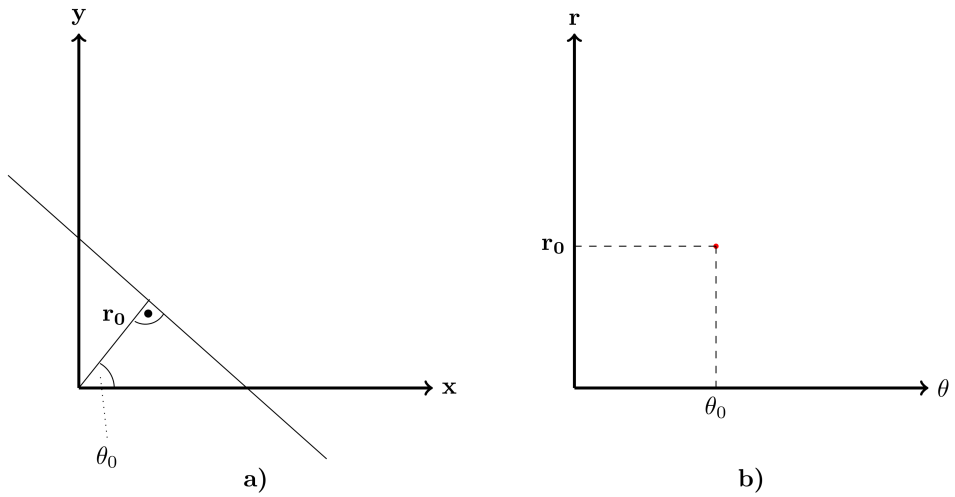


Abbildung 5.22: Eine Gerade kann im Koordinatenraum $(\mathbf{x}, \mathbf{y})$ durch ihren Normalenvektor $\mathbf{r_0}$ durch den Ursprung sowie durch den Winkel θ_0 charakterisiert werden, den der Normalenvektor $\mathbf{r_0}$ mit der $\mathbf{x}$-Achse einschließt (sog. "Hessesche Normalform"). Im korrespondierenden **Hough-Raum** $(\mathbf{r}, \theta)$ entspricht diese Gerade einem Punkt mit den Koordinaten $(\mathbf{r_0}, \theta_0)$.

©R. Schulze, 2019

6 Technische Güteparameter von Röntgenbildern

Analog zur Fotografie können für Röntgenbilder technische Güteparameter angegeben werden, die unabhängig vom eigentlichen Bildinhalt, die objektive Bildqualität beschreiben. So kann beispielsweise zwar eine Aufnahme zwar z. B. in korrekter Projekionsgeometrie aufgenommen sein, und das Objekt vollständig und wenig verzerrt abgebildet sein, und dennoch die technischen Parameter des Bildes als qualitativ schlecht eingestuft werden. Deswegen ist die Kenntnis der objektiven, messbaren Bildgüteparameter essentiell, um eine generelle Qualitätsaussage treffen zu können. Man kann vier grundlegende technische Güteparameter bei digitalen Röntgenbildern definieren:

1. Kontrast
2. Schärfe
3. Ortsauflösung
4. Rauschanteil

Die o. g. Definitionen sind teilweise stark vereinfacht und illustratorisch. Sie sind auch nicht alle voneinander unabhängig. Im Folgenden sollen die wichtigen Güteparameter von Röntgenaufnahmen kurz einzeln besprochen werden.

6.0.1 Kontrast

Als Kontrast bezeichnet man den Unterschied der in der Abbildung enthaltenen Farben oder Graustufen. Im Röntgen werden Letztere durch Graustufen repräsentiert (siehe Kapitel 5, S. 87). Die ersten digitalen intraoralen Röntgenaufnahmen wurden mit 8 bit Speichertiefe akquiriert, was, wie bereits im Kapitel 5 (S. 87) erklärt, maximal $2^8 = 256$ mögliche Graustufen bedeutet. Heutige digitale zahnärztliche Röntgensysteme arbeiten meist mindestens mit 10 bit (1024 Graustufen) oder 12 bit (4096 Graustufen). Systeme die dreidimensional aus zweidimensionalen Projektionsaufnahmen rekonstruieren (CT und DVT), verwenden zwischen 12 bit und 16 bit. Das menschliche Auge kann in einer Szene lediglich ungefähr 50 Graustufen erkennen [Kersten, 1987, Petrov, 2005]. Der Vorteil von wesentlich mehr verfügbaren Graustufen besteht darin, dass die jeweilig interessierenden Graustufen, d.h. diejenigen, die bestimmte anatomische Strukturen repräsentieren, selektiv in den Bereich verschoben werden können, den das menschliche visuelle Erkennungssystem besonders gut sehen kann. Dadurch werden Grauwerte selektiv betrachtet, was wiederum durch individuelle Regelung der Helligkeit und des Kontrastes durch den Untersucher erfolgt.

Aus dieser Tatsache wird schnell klar, dass die Benutzung dieser Einstellungsparameter eine wesentliche Voraussetzung für die Betrachtung digitaler Röntgenbilder darstellt. Typische Computermonitore können derzeit Graustufenbilder auch lediglich in 8 bit, d. h. 256 Graustufen abbilden.
Ein hoher Bildkontrast in einem Röntgenbild bedeutet, dass viele unterschiedliche Graustufen vorhanden sind. Wie wir unter dem Punkt "Rauschen" (Abschnitt 6.0.4) noch erläutern werden, bedeutet jedoch das Vorliegen von vielen Grauwerten in einem Bild für sich allen betrachtet noch nicht, dass das Bild auch von (technisch) guter Qualität sein muss.
Mathematisch betrachtet gibt es keine Universal-Definition des Kontrastes. Man kann beispielsweise den (relativen) Kontrast C definieren als $C = \frac{\triangle I}{I}$, wobei $\triangle I$ die durch ein Objektdetail verursachte Intensitätsänderung (auf Grund eines relativ zur Umgebung unterschiedlichen Massenschwächungskoeffizienten μ) und I die Hintergrundintensität beschreiben [Fessler, 2009]. Der Objektkontrast C_O wird verursacht durch unterschiedliche Absorption innerhalb des geröntgten Objektes und ergibt daher per se das auf dem Röntgenbild erkennbare Strahlenrelief. Er kann mathematisch definiert werden als $C_O = \frac{\triangle \mu}{\mu_{\text{Hintergrund}}}$ [Fessler, 2009].

6.0.2 Abbildungsschärfe

Unter der Schärfe versteht man die Eigenschaft eines abbildenden Systems, einen Punkt auf einen Punkt (bzw. eine Linie auf eine Linie) abzubilden. Das bedeutet, eine ideale scharfe Abbildung würde zu keinerlei Verwischung der abgebildeten Struktur führen. Selbstverständlich ist dies technisch nicht möglich. Daher wird die Abbildung eines Objektes in jedem abbildenden System immer eine gewisse Unschärfe aufweisen. Diese entsteht beispielsweise durch [Yaffe and Rowlands, 1997]:

- die effektive Fokusgröße
- Vergrößerung der Aufnahme durch die projektive Abbildung
- eventuelle Bewegung zwischen Objekt und Detektor
- effektive Pixelgröße
- Abstand der Detektorelemente
- laterale Signalverteilungseffekte auf Detektorebene

Die Abbildungsschärfe wird unmittelbar durch die *Ortsauflösung* des Systems determiniert, die im nächsten Abschnitt näher erläutert wird.

6.0.3 Ortsauflösung

Die Abbildungsschärfe ist eine direkte Funktion der *Ortsauflösung*. Es wird dem Leser auch einleuchten, dass kein abbildendes System einen Punkt wirklich als einen Punkt abbilden kann (dasselbe gilt selbstverständlich auch für eine Linie oder andere Strukturen),

©R. Schulze, 2019

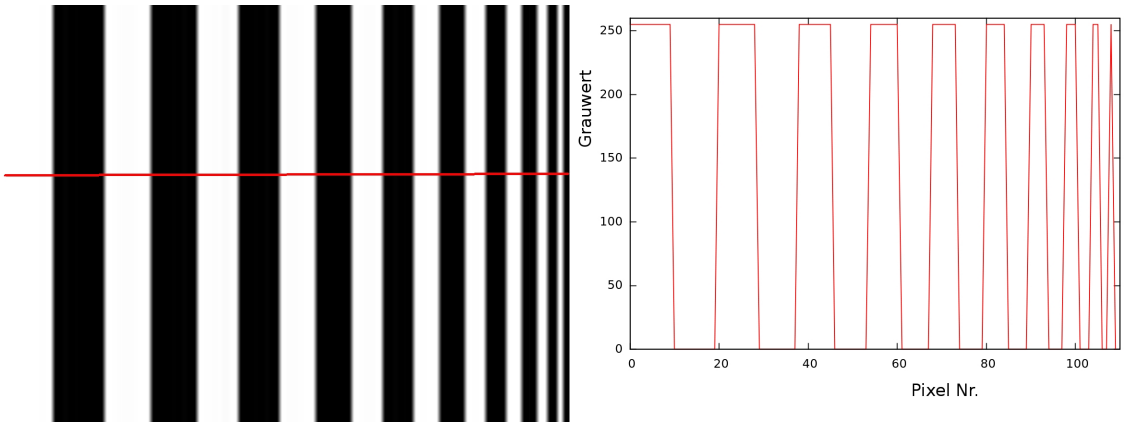


Abbildung 6.1: Ein regelmäßiges Linienmuster aus schwarzen und weißen Linien, die von links nach rechts immer dünner werden (linkes Bild), eignet sich zur Ermittlung der Ortsauflösung. Ein ideales abbildendes System würde die Pixel entlang der roten Linie in der linken Abbildung auf die entsprechenden Grauwerte (8bit Speichertiefe) schwarz "0" bzw weiß "255" abbilden (Plot rechtes Bild), das heißt, der Kontrast wäre auch bei hochfrequenten Änderungen (dünnen Linien) noch gleich hoch wie bei den dicken Linien.

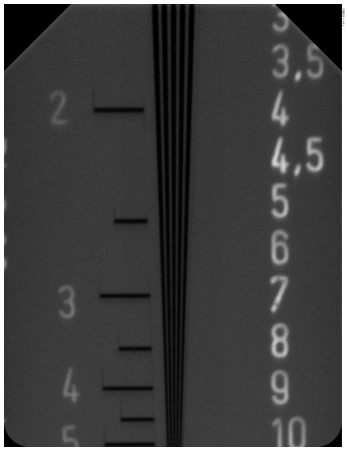


Abbildung 6.2: Linienprüfkörper in der Röntgenabbildung. Die nach unten zusammenlaufenden, abwechselnd hellen und dunklen Linien zeigen dem Betrachter, bis zu welchem Punkt das System diese Linien noch einzeln aufzulösen vermag.

©R. Schulze, 2019

vielmehr wird der Punkt als eine mehr oder minder große Fläche abgebildet. Die Ortsauflösung ist ein Merkmal, welches die Möglichkeit des Systems beschreibt, kleine Details darstellen zu können. Es erscheint logisch, dass die kleinste abbildende Einheit, das Pixel, der limitierende Faktor für die Ortsauflösung ist. Tatsächlich kann kein System Strukturen kleiner als die jeweilige Pixelgröße abbilden. Bei hohem Kontrast können zwar Strukturen, die kleiner sind, auf einem Detektorpixel, abgebildet werden. Sie werden jedoch mindestens in der Größe eines Detektorpixels darstellt. Die Pixelgröße auf Detektorebene definiert die maximal mögliche Ortsauflösung des Detektors, technisch ausgedrückt dessen sogenannte "Ortsfrequenz". Traditionell wird die Ortsauflösung in Linienpaaren pro Millimeter [Lp/mm] gemessen, was sich auf einen Prüfkörper mit divergierenden, dünnen Bleilinien bezieht (s. Abb 6.2, S. 119). Dabei wird in der Röntgenabbildung des Prüfkörpers ermittelt, wieviele Linienpaare (definiert jeweils als Abbildung einer Bleilinie und eines gleichgroßen Zwischenraumes) pro Millimeter gerade noch dargestellt werden. Die Grenze befindet sich definitionsgemäß dort, wo die Linien zu einer Abbildung verschwimmen. Technisch ausgedrückt, wird der Kontrast zwischen Bleilinie und Zwischenraum immer geringer, je näher man die Bleilinien konvergieren lässt, d.h. je mehr Linienpaare pro Millimeter zu erkennen wären. Die Stelle, wo kein Kontrast mehr vorliegt, d. h. die Linien nicht mehr voneinander differenziert werden können, bildet die Auflösungsgrenze des Systems. In Zeiten des digitalen Röntgens setzt sich immer mehr ein umfassenderes Konzept zur Ermittlung der Ortsauflösung durch, welches auf der Ermittlung dieses Kontrastes fußt: das Konzept der sog. "Modulations-Übertragungsfunktion". Der englischsprachige Begriff "Modulation-Transfer-Function [MTF]" ist wesentlich gebräuchlicher, so dass im Folgenden die Abkürzung MTF verwendet wird. Das Prinzip der MTF ist relativ einfach zu verstehen. Nimmt man an, dass man einen Bleidraht bei Verwendung eines (nicht existierenden) idealen, abbildenden Systems auf den Detektor legt, so würde man auf der Abbildung folgerichtig eine Linie exakt mit der Breite des Drahtes erwarten. Legt man jetzt eine Linie senkrecht zur Drahtabbildung und stellt die Grauwerte der Bildzeile in einem Koordinatensystem mit dem Grauwert auf der y-Achse und der Ortskoordinate auf der x-Achse dar, so ergäbe sich die in Abb. 6.3 (S. 121) links gezeigte Rechteckfunktion Tatsächlich wird der Draht jedoch als eine Art auseinander gezogene Kurve (s. Abb. 6.3, S. 121) im Sinne einer (verzerrten) Sinuskurve abgebildet. Die Funktion der Abbildung wird entsprechend "Linespread-Function" genannt. Jetzt greifen wir wieder zurück auf die Repräsentation der Grauwerte der Bildzeilen als periodische Schwingung und auf die daraus entstehende Möglichkeit der Betrachtung von Frequenzen. Wie in Abschnitt 5.4.1, S. 104 näher erläutert, eröffnet die Übersetzung des Bildes aus dem Ortsraum in den Frequenzraum verschiedenste Verarbeitungsmöglichkeiten. So wird auch für die Berechnung der MTF eine Fouriertransformation der 1. Ableitung der "Linespread-Function" verwendet. Die so erhaltenen Fourierkoeffizienten (Amplituden der Schwingung = Kontrast) werden auf 1 normiert und für die verschiedenen Frequenzen geplottet. Anschaulich betrachtet stellt die MTF den jeweilige Kontrast als Funktion der Frequenz dar, d. h. welcher Kontrast bei welcher Anzahl von "Zyklen pro Distanzeinheit" dargestellt vorliegt. In der Regel werden bei Röntgengeräten die Distanzen in Millimeter angegeben, so dass der Messwert der MTF die Einheit "Zyklen pro Millimeter erhält. Diese Art der Betrachtung der Ortsauflösung integriert alle Systemkomponenten des abbildenden Systems. Unschärfe bedingt

©R. Schulze, 2019

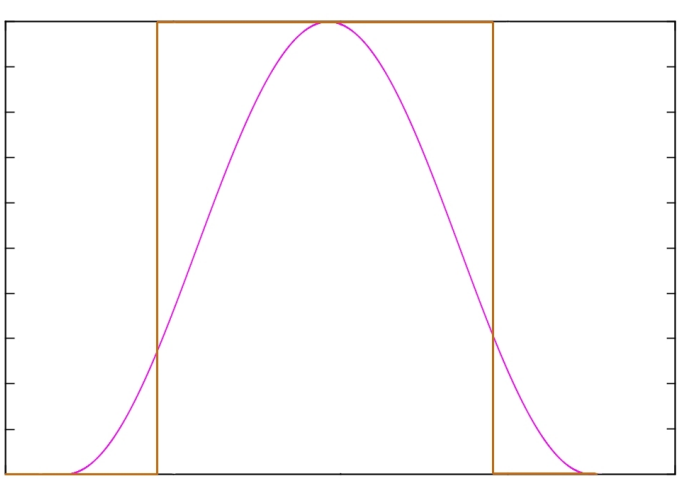


Abbildung 6.3: Angenommen, die Abbildung eines Drahtes wäre exakt ein Pixel breit, dann ergäbe sich bei einem idealen Abbildungssystem die braune Kurve, d.h. die Grauwerte würden von der Umgebung (hier Nullwerte) sprunghaft im Sinne eines Rechteckpulses für dieses Pixel auf den Höchstwert steigen und beim nächsten Pixel wieder auf Null zurückfallen. In Wirklichkeit wird die Abbildung jedoch unscharf, d.h. der Grauwertanstieg und -Abfall ist nicht sprunghaft und hat einen sinusähnlichen Verlauf (pinke Kurve). Diese Abbildung eines idealen Rechteckpulses auf die verwaschene, verbreiterte Darstellung wird "Linienbildfunktion" genannt. Besser bekannt ist der englischsprachigen Begriff "Linespread-Function" (LSF).

durch die Fokusgröße, durch den Detektor, die Aufnahmegeometrie etc. werden in der einen Funktion, nämlich der MTF erfasst (Abb. 6.4, S. 122). Häufig wird der Wert der Ortsauflösung (in Zyklen pro Millimeter) bei 10% Modulation (Kontrast) als Grenzwert angesetzt, da 10% Kontrast als Untergrenze der visuellen Wahrnehmbarkeit angenommen wird. Da man ein Linienmuster ebenfalls als zyklische Struktur betrachten kann, lassen sich die Zyklen pro Millimeter aus der MTF, obwohl physikalisch nicht ganz korrekt, auch in Linienpaare pro Millimeter übersetzen. Hierdurch wird dann eine Vergleichbarkeit der beiden Messwerte ermöglicht.

6.0.4 Rauschen

Rauschen im Zusammenhang mit digitalen Bildern ist definiert als "zufälliges", nicht durch das Objekt repräsentiertes Schwanken/Fluktuieren von Farb- oder Helligkeitsinformation in digitalen Bildern. Generell basiert Rauschen auf verschiedenen Zufalls-Phänomenen. Rauschen kann sehr umfassend definiert werden (s. o.) und es finden sich u. A. viele technisch bzw. physikalisch motivierte Definitionen. Jedes Sensorsystem weist dabei ein gewisses Grundrauschen auf, d.h. es liefert ein Signal auch wenn gar keine Exposition mit Röntgenstrahlung stattfindet. Rauschen entsteht auch durch gestreute Röntgenstrahlung, durch die ungleichmäßige Verteilung der Photonen auf dem Detektor ("Photonenstatistik"), durch fehlerhafte Pixel und vieles andere mehr. Grundsätzlich kann man sagen, dass

©R. Schulze, 2019

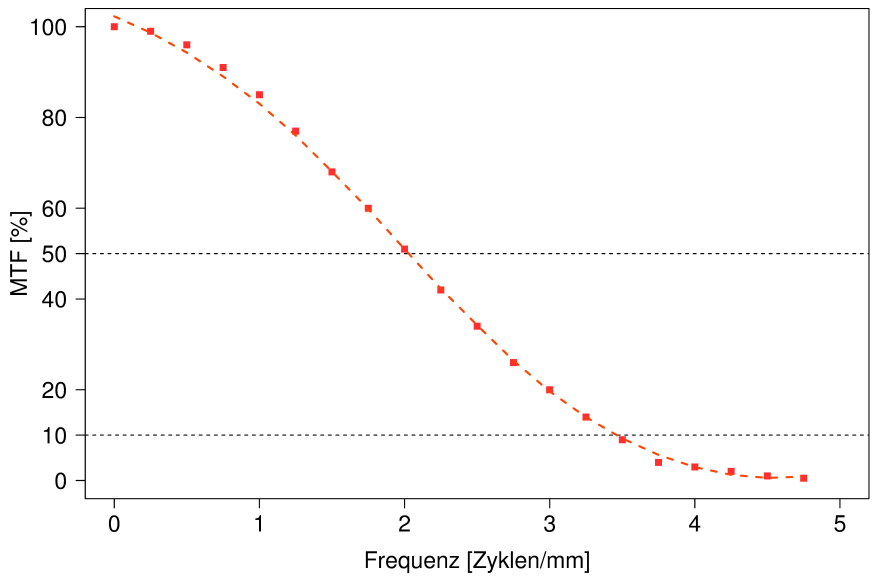


Abbildung 6.4: Beispiel für einen typische grafische MTF-Darstellung: Die Modulation ist auf der y-Achse abgebildet und stellt den Kontrast dar, der bei entsprechender Ortsauflösung (x-Achse) noch erreicht wird. Typischerweise wird die Ortsauflösung bei 50% und 10% Modulation als Messwert für die Ortsauflösung verwendet. In diesem realen Beispiel eines auf dem Markt befindlichen DVT-Gerätes liegt die Ortsfrequenz bei 10% Modulation bei ca. 3,5 Zyklen/mm, was für ein DVT Gerät außerordentlich hoch ist (nähere Informationen zu diesem Thema s. Kapitel 9.2, S. 223 ff).

der Rauschanteil dosisabhängig ist. Je höher die Dosis, desto geringer ist im Verhältnis zum Nutzsignal das Rauschen (s. u.). Man spricht daher vom *Signal-Rauschabstand*.
Die Verteilung der Röntgenphotonen auf einem Detektor folgt der Poisson Verteilung, so dass selbst bei Fehlen eines Absorbers im Strahlengang keine gleichmäßige Verteilung der Photonen auf die Messelemente des Detektors erfolgen würde. Dies führt bereits zu einem bestimmten, zufallsabhängigen Rauschanteil, der als "Quantum Noise" benannt wird. Dieser Rauschanteil macht meist den dominierenden Rauschanteil aus. Gestreute Photonen (durch den Absorber) können ebenfalls stark zum Gesamtrauschen beitragen.
Häufig wird das Signal-Rausch-Verhältnis (Signal-to-Noise-Ratio: SNR) als Maß verwendet, welches den Intensitätsunterschied verursacht durch das Signal $(\triangle I) = I$ ins Verhältnis zum umgebenden Rauschlevel setzt: SNR $= \frac{\triangle I}{\sigma_I}$. Ein hohes SNR bedeutet viel Signal relativ zum Rauschanteil, d.h. ein rauscharmes Bild. Die Standardabweichung σ_I der Hintergrund-Intensität wird hierbei durch die beschriebenen Zufallsprozesse verursacht [Fessler, 2009]. Mann kann das Signal-Rausch-Verhältnis auch als eine Funktion des Kontrastes C ausdrücken SNR $= C\sqrt{N}$, wobei N hier die mittlere Anzahl von Photonen pro Fläche pro Impuls beschreibt [Prince and Links, 2006]. Aus dieser Gleichung erkennt man unschwer den bereits weiter oben in diesem Abschnitt angesprochenen Zusammenhang zwischen mehr Photonen (Dosis!) und niedrigerem Rauschanteil. Das SNR nimmt mit der Quadratwurzel der Photonenanzahl zu. Einfach ausgedrückt, bringt eine hohe Dosis, be-

©R. Schulze, 2019

zogen auf den dann niedrigen Rauschanteil ein gutes Bild.

Die beschriebenen, objektiven Qualitätsparameter werden z. B. in den Qualitätssicherungsprüfungen (s. Kapitel 14, S. 283 ff) von Röntgenbildern mit geeigneten Prüfmitteln regelmäßig überprüft, um eine gute (und gleichbleibende) Bildqualität zu gewährleisten.

©R. Schulze, 2019

7 Grundlagen der Röntgenbefundung

Die Befundung einer Röntgenaufnahme stellt die Grundlage für ihre medizinische Auswertung dar. Der medizinische Nutzen für den geröntgten Patienten hängt also unmittelbar von einer (ausreichend) guten Befundung ab. Nach den Leitlinien der Bundesärztekammer ist die Befundung definiert als "die Erkennung, Beschreibung und Beurteilung der diagnoserelevanten Bildinhalte mit den organtypischen Bildmerkmalen, Details und kritischen Strukturen zur Beantwortung der diagnostischen Fragestellungen und als Grundlage für ärztliche Entscheidungen" [Bundesaerztekammer, 2007]. In diesem Zusammenhang ist es wichtig zu betonen, dass die Röntgendiagnostik immer nur ein zusätzliches diagnostisches Hilfsmittel ist und nie alleine, d.h. ohne weitere klinische, Labor- sowie, sofern indiziert, weitere bildgebende Diagnostik eingesetzt werden sollte. Die Erfahrung spielt bei der Befundung von Röntgenaufnahmen eine entscheidende Rolle, was auch für die zahnärztliche Röntgendiagnostik gezeigt werden konnte [Hellén-Halme and Petersson, 2010, Alothmani et al., 2013]. Die Erfahrung führt dazu, dass der erfahrene Untersucher mit Hilfe der ihm von seinem Gehirn zur Verfügung gestellten Hintergrund (Meta-) Information die limitierte Bildinformation nutzen kann, um zu einer mehr oder weniger korrekten Einschätzung des Befundes zu kommen.
Im Folgenden soll ein kurzer Überblick über die Grundlagen der Befundung von Röntgenbildern gegeben werden. Aus den eingangs genannten Gründen ist die diagnostische Auswertung von Röntgenbildern jedoch nicht Gegenstand dieses Buches. Dieses Kapitel dient daher nicht dem Erlernen von spezifischen röntgenologischen Befunden auf zahnärztlichen oder oro-maxillofazialen Röntgenaufnahmen im Sinne der Erkennung pathologischer Situationen. Vielmehr soll in diesem Kapitel die generelle Herangehensweise an die Röntgenbild-Befundung erläutert und die wesentlichen, bei einer Röntgenbildbefundung abzuhandelnden Punkte vermittelt werden.

7.1 Systematik der Befundung

Die Befundung eines Röntgenbildes verwendet wenige Fachausdrücke, die in eine beschreibende Darstellung des abgebildeten Inhaltes eingebunden werden. Wichtig ist insbesondere immer die Beantwortung der *Fragestellung*, soweit dies auf Basis der Röntgenaufnahme möglich ist. Nach einem einführenden Satz über die Art der Aufnahme, das Aufnahmedatum sollte kurz auf die generelle Qualität der Aufnahme eingegangen werden. Auffälligkeiten hinsichtlich der technischen Bildqualität (Kontrast, Patientenpositionierung, Tubusschatten, sonstige Auffälligkeiten) sollten kurz erwähnt werden. Falls sich die Fragestellung nicht direkt darauf bezieht, sollten nicht-pathologische Zustände nicht explizit beschrieben werden. Allerdings kann es bei Aufnahmen notwendig sein, die sich hinsichtlich der in ihnen abgebildeten anatomischen Region unterscheiden (beispielsweise bei

Kriterium	verbale Beschreibung	Bemerkung
Lokalisation	Lage auf dem Röntgenbild (! Cave: Projektion!)	Anatomische Lage kann bei Projektionsaufnahmen nur interpretiert werden
Form	rundlich, oval, rechteckig, bohnenförmig,...	Beispielhaft beschreiben
Größe	(Projektions-)Größe	Cave: Projektionsgeometrie!
Dichte	transluzent/opak	relativ zur gesunden Struktur oder Nachbarstrukturen
Homogenität	homogen inhomogen	Dichteunterschiede in der Struktur
Begrenzung	scharf/unscharf (infiltrierend)	Morphologie!

Tabelle 7.1: Kriterien, die auf einer Röntgenaufnahme im Rahmen der Röntgenbefundung beschrieben werden.

kleinvolumigen DVTs), diese abgebildete Region in einem zusammenfassenden Satz kurz zu beschreiben. Diejenigen Sachverhalte, die nicht absolut sicher aus einem Röntgenbild erkannt werden können, sollten mit Hilfe von Begriffen abgestufter Wahrscheinlichkeiten beschrieben werden. Alles war zu einhundert Prozent sicher erkennbar ist und es keine anderen Strukturen dafür gibt, die dieselbe Röntgenabbildung ergeben würden, sollten auch explizit als solche genannt werden. Dies gilt in unserem Bereich beispielsweise für die in Normalposition stehenden Zähne, wohingegen verlagerte Zähne manchmal auch einem Odontom ähneln können und somit nicht immer mit hundertprozentiger Sicherheit alleine aus dem Röntgenbild differenziert werden können. Die Schwierigkeit in der Röntgenbefundung liegt darin, eine Sprache zu wählen, die zum Einen präzise genug den Sachverhalt vermittelt, den man tatsächlich aus der Aufnahme ableiten kann, zum Anderen jedoch Spekulationen und Interpretationen klar als solche erkennen lässt. Dies erfordert profunde Kenntnisse davon, was die jeweilige Aufnahmeart tatsächlich auch technisch leisten, d.h. überhaupt darstellen kann. So ist beispielsweise eine Panoramaschichtaufnahme (s. Kapitel 8.0.2) anders zu befunden (Details hierzu in Abschnitt 8.0.2), als eine reine Projektionsaufnahme. Eine präzise Formulierung ist jedoch bei allen Röntgenbildbefundungen, ähnlich wie auch bei anderen medizinischen Gutachten, von großem Vorteil. In Tabelle 7.1 sind wichtige Fachausdrücke für die Röntgenbefundung erklärt.

Vorteilhaft ist es (und es entspricht auch den Vorgaben!), den Röntgenbefund nach den Vorgaben der Norm DIN 25300-1 [Deutsches Institut für Normung, 2018] zu strukturieren, um eine Befundübermittlung und Archivierung nach “DICOM Structured Reporting” (s. auch Abschnitt 5.3, S. 102) zu ermöglichen. Danach sollten die folgenden Angaben vorhanden sein:

1. Angaben zum Patienten

©R. Schulze, 2019

2. Angaben zu den BILDGEBENDEN ODER BILDGESTÜTZEN VERFAHREN
3. Angaben zur Untersuchung
4. Medizinischer Inhalt (der eigentliche “Befund”)
5. Angaben zu Autor und Unterzeichnern

Die Angaben zum Befundbericht (Punkt Nr. 5) sind in Tabelle 7.1, S. 127 zusammengefasst.

Inhalt	**Verwendung**	**Beschreibung**
BEFUNDUNGSFRAGESTELLUNG	verpflichtend	Fragestellung, die in diesem Befundungsprozess beantwortet werden soll
Beschreibung	optional	Beschreibung des Inhaltes der Dokumente der Studie
Beurteilung	verpflichtend	Medizinische Bewertung der Studie
Empfehlung	optional	Empfehlungen zum weiteren diagnostischen/therapeutischen Vorgehen

Tabelle 7.2: Vorgaben zu den Angaben zum Befundbericht nach DIN 25300-1 [Deutsches Institut für Normung, 2018]

Entscheidend, und auch in der aktuellen Norm DIN 25300-1 [Deutsches Institut für Normung, 2018] vorgeschrieben, ist die **vwerpflichtende** Beantwortung der **Befundfragestellung**, d.h. derjenigen Fragestellung, die mit der angefertigten Aufnahme beantwortet werden sollte. In Abb. 7.1 (S. 128) ist anhand einer Fernröntgenseitenaufnahme aufgezeigt, wie ein Röntgenbefund nach der Norm DIN 6827-5 (und ähnlich auch nach der neuen Norm DIN 25300-1 [Deutsches Institut für Normung, 2018]) aussehen kann. Wichtig ist, dass die Norm nur formale Vorgaben zu den notwendigen und auch optionalen Inhalten macht, während der eigentliche Befund selbst selbstverständlich nicht vorgegeben ist. Letzterer erfolgt sinnvollerweise nach der im nächsten Abschnitt Nr. 7.2 besprochenen Nomenklatur und Beschreibung.

7.2 Befundungs-Nomenklatur

Die Sprache, mit der ein Röntgenbild befundet wird, benützt bestimmte, beschreibende Begriffe. So wird z. B. eine Zone mit erhöhter Strahlendurchlässigkeit als eine transluzente Zone beschrieben, eine mit erhöhter Dichte als (röntgen)opak. Analog hierzu kann auch der Begriff “hypodens” für Ersteres sowie “hyperdens” für Zweiteres verwendet werden. Gleichartige Dichteverhältnisse werden folgerichtig als “isodens” bezeichnet. Beispiele sind in Tabelle 7.2, S. 127 dargestellt.

©R. Schulze, 2019

Dr. med. dent. W. Wieauchimmer
Röntgenstrasse 22
12345 Wohnort

Überweiser: Dr. med. dent. Zahn
Steile Strasse 99
55129 Mainz

Patient Harry Röntgen, (männlich)
geb. 12.02.1935
Identifikationsnummer XXXXXXXXXXXXXX

Sehr geehrter Herr Kollege Zahn

herzlichen Dank für die freundliche Überweisung des o. g. Patienten, den Sie uns zur Anfertigung einer Fernröntgenseitenaufnahme (FRS) überwiesen haben.

Rechtfertigende Indikation:
Ausgeprägte Mesialbisslage mit umgekehrtem Frontzahnüberbiss und Planung einer kombinierten kieferorthopädischen und -chirurgischen Therapie.

Angaben zur Röntgenuntersuchung:
Fernröntgenseitenaufnahme digital (Slottechnik), 73kV, 13mA

Röntgenologischer Befund [Medizinischer Inhalt]:
Ausgeprägte Mesialbisslage des Unterkiefers mit umgekehrtem Frontzahnüberbiss von ca. 10 mm bei röntgenologisch frontal offenem Biss. Der Winkel zwischen aufsteigendem Unterkieferast und horizontalem Unterkieferast erscheint abnorm vergrößert. Labialkippung der Oberkieferfront inzisal. Das Weichteilprofil folgt dieser skelettalen Ausprägung.
[Nebenbefundlich erscheinen die Kieferhöhlen sowie der Sinus frontalis unauffällig.]
Wertung: V. a. mandibuläre Prognathie vermutlich kombiniert mit einer maxillären Retrognathie. Konsekutiv frontal offener Biss mit umgekehrter sagittaler Stufe von ca 1cm.
Empfehlung: Auf Grund der ausgeprägten bimaxillären skelettalen Fehlentwicklung empfehlen wir eine kieferorthopädische Therapie in Kombination mit einer vermutlich bimaxillären chirurgischen Umstellungsostomie.

Mit freundlichen kollegialen Grüßen

Mainz, 30.10.2012

Dr. W. Wieauchimmer



Abbildung 7.1: Beispielbefund entsprechend den Angaben in der DIN 25300-1 für ein Fernröntgenseitenbild.

hyperdens (= opak)	**hypodens (= transluzent)**	**isodens**
röntgendichter als normal (bzw. als die Umgebung)	weniger röntgendicht als normal (bzw. als die Umgebung)	gleich dicht, wie...

Tabelle 7.3: Typische Bezeichnungen zur Beschreibung der (relativen) Dichte von abgebildeten Objekten in Röntgenaufnahmen.

©R. Schulze, 2019

Mit Hilfe dieser Begriffe wird dann die auffällige Struktur noch hinsichtlich ihrer:

- anatomischen Lagebeziehung
- Form
- Größe (Cave: in 2D nur projizierte Größe nennen, da meist keine Angaben zur absoluten Größe möglich, s. auch Kap.4.3.2)
- internen Homogenität/Inhomogenität
- Abgrenzung zur Umgebung
- ggf. anderer zusätzlicher Auffälligkeiten

beschrieben (siehe hierzu auch die Parameter in Tab. 7.1, S. 126). Wegen der Besonderheit der Abbildung bei der Panoramaschichtaufnahme (s. Kapitel 8.0.2) ist für diese Aufnahmetechnik noch ein weiterer Parameter von besonderer Wichtigkeit: *die* ***Abbildungsschärfe*** *der abgebildeten Struktur*. Denn diese gibt uns (nur bei dieser Aufnahmeart!) einen Hinweis, ob die Struktur innerhalb der Schicht scharfer Darstellung lag oder nicht. Anders ausgedrückt sagt dieses Zusatzkriterium etwas über die tatsächliche Lage des abgebildeten Objektes während der Exposition aus: alles was (einigermaßen scharf abgebildet ist, lag innerhalb der Schicht scharfer Darstellung (und damit etwa an dem Ort, wo sie auf der Abbildung zu erkennen sind). Hingegen befinden sich diejenigen Objekte, die unscharf abgebildet sind, nicht innerhalb der Schicht scharfer Darstellung und damit nicht an dem Ort, an dem sie abgebildet sind!
In Tabelle 7.1, S. 126 sind die Punkte und Kriterien aufgeführt, die in einer Röntgenbefundung abzuarbeiten sind.

Einige Beispiele für typische Formulierungen von Röntgenbefunden:

"hypodense periradikuläre Zone"

"hyperdense/hypodense Figur"

"isodens zu"

"apikaler transluzenter Saum"

"kleine opake Partikel"

"hypodense, vertikal längliche, inhomogene Struktur"

"rundliche, metalldichte Figur"

"dezenter hyperdenser Randsaum"

©R. Schulze, 2019

7.2.1 Beispiel einer Röntgenbefundung

Im Folgenden ist ein Beispiel einer Panoramaschichtaufnahme abgebildet (Abb. 7.2, S. 131) zusammen mit einem beispielartigen Befund, der die oben beschriebene Befundungsnomenklatur verwendet. Dies entspräche dem "Medizinischen Inhalt" nach der DIN 25300-1 [Deutsches Institut für Normung, 2018]. Hierbei ist zu beachten, dass der Befund keineswegs zwingend exakt so wie in diesem Beispiel erfolgen muss. Es liegt völlig in der Freiheit des befundenden Arztes oder Zahnarztes, wie genau er/sie den Befund formuliert. Das Beispiel soll also nur einer groben Orientierung dienen, wie man einen Befund formulieren könnte.

©R. Schulze, 2019



Abbildung 7.2: Beispiel einer Panoramaschichtaufnahme für einen Röntgenbefund:

Die Panoramaschichtaufnahmen vom (Datum) zeigt ein Lückengebiss mit multiplen endodontischen und anderen Restaurationen. In der fraglichen Region im Oberkiefer frontal links zeigt sich eine hypodense, zystisch imponierende Figur mit zirkulärem, hyperdensen Randsaum. Die dorsale Ausdehnung erstreckt sich bis zum Zahn 25. Kranial reicht die Figur bis zum Nasenboden, median bis ca. zur Mittellinie. In diese zystische Figur, ca. mittig hineinragend, projiziert sich der Zahn 22 mit einer relativ dezent erkennbaren Wurzelfüllung.
Des Weiteren zeigt sich ein Wurzelrest in Regio 15 mit einer Wurzelfüllung. Sowohl dieser Wurzelrest als auch der ebenfalls wurzelgefüllte Zahn 16 weisen eine apikale Transluzenzone auf. Nebenbefundlich projizieren sich beidseitig submandibulär, unmittelbar median der Abbildungen der Halswirbelkörper C4/C5 relativ unscharf, vertikal orientierte, kalkdichte, hyperdense Figuren. Hierbei könnte es sich differentialdiagnostisch um kalzifizierte Plaque im Bereich der Gabelungen der A. carotis bds. handeln. Außerdem zeigt die Aufnahme eine Deviation des knöchernen Nasenseptums kaudal nach links.

Kritische Wertung: Bei der zystisch imponierenden Figur im Oberkiefer frontal links handelt es sich wahrscheinlich um eine radikuläre Zyste ausgehend vom (unvollständig) wurzelgefüllten Zahn 22. 16 und 15 weisen röntgenologisch beide vermutlich chronische apikale Parodontitiden (DD: kleine radikuläre Zysten) auf. Die nebenbefundlichen Kalzifikationen im lateralen Halsbereich bds. können auf kalzifizierte Plaque in den Carotiden hinweisen. Hier wäre ggf. eine diesbezügliche Anamneseerhebung sowie eine weitere, ultrasonographische Abklärung sinnvoll.

©R. Schulze, 2019

7.3 Diagnostische Güte/Wertigkeit eines diagnostischen Verfahrens

Zur Wertung der Aussagekraft eines Röntgenbildes in Hinsicht auf sein Potential eine bestimmte diagnostische Fragestellung klären zu können benötigt man häufig zusätzlich auch bei einer Befundung grundsätzliche Aussagen zur diagnostischen Wertigkeit eines (bildgebenden) diagnostischen Verfahrens wie z. B. eines Röntgenverfahrens. Dies kann beispielsweise bei der Begutachtung von Röntgenbildern notwendig werden, wenn die generelle diagnostische Wertigkeit einer bestimmten Aufnahmeart bewertet werden soll. Untersucht man bildgebende Verfahren auf ihre Performanz, d.h. auf ihre diagnostische Wertigkeit, so kann man diese am besten mit den beiden in Zusammenhang stehenden statistischen Größen *Sensitivität* und *Spezifität* beschreiben. Um diese beiden wichtigen statistischen Größen zu berechnen, benötigt man für ein diagnostisches System die folgenden vier Fraktionen: richtig positive Befunde (RP), richtig negative Befunde (RN), falsch positive Befunde (FP) sowie falsch negative Befunde (FN) (s. Tab.7.4)

Aus diesen vier Fraktionen kann man dann die beiden statistischen Größen *Sensitivität* und *Spezifität* einfach berechnen. Für die *Sensitivität* (ST) gilt:

$$ST = \frac{RP}{(RP + FN)} \quad , \tag{7.1}$$

während die *Spezifität* (SP) berechnet wird aus:

$$SP = \frac{RN}{(RN + FP)} \quad . \tag{7.2}$$

Beide Größen bezeichnet man in der Wahrscheinlichkeitstheorie als bedingte Wahrscheinlichkeiten. In der Praxis möchte man noch gerne wissen, wie hoch bei einer gegebenen *Sensitivität* und *Spezifität* die Wahrscheinlichkeit ist, dass ein im diagnostischen Verfahren als positiv aufgefallener Befund tatsächlich vorhanden ist. Dies wird durch den sog. *positiven prädiktiven Wert* (PPV) angegeben, der einfach den Anteil der tatsächlich positiven an allen positiv diagnostizierten Befunden darstellt:

$$PPV = \frac{RP}{RP + FP} \quad . \tag{7.3}$$

Der damit zusammenhängende negative Wert, der sog. *negative prädiktive Wert* (NPV) definiert hingegen den Anteil der korrekt negativen an allen negativ diagnostizierten Befunden:

$$PPV = \frac{RN}{RN + FN} \quad . \tag{7.4}$$

Aus der Wahrscheinlichkeitstheorie ist bekannt, dass die beiden prädiktiven Werte (PPV, NPV) außer von der Sensitivität und der Spezifität auch von der Prävalenz (hier durch die Fraktion RP beschrieben) der Erkrankung abhängen.

©R. Schulze, 2019

	positiver Befund in der Bildgebung	**negativer Befund in der Bildgebung**
tatsächlich vorhandener positiver Befund	**RP**	**FN**
tatsächlich vorhandener negativer Befund	**FP**	**RN**

Tabelle 7.4: Mögliche Fraktionen bei einem diagnostischen Verfahren. FP: falsch positiv, RP: richtig positiv, FN: falsch negativ, RN: richtig negativ.

©R. Schulze, 2019

8 Zweidimensionale zahnärztliche Röntgenaufnahmen

Zahnärztliche Röntgenaufnahmen umfassen ein anatomisches Gebiet, das man im weitesten Sinne als den Gesichtsschädel bezeichnen kann. Im engeren Sinne stellen die Zähne und die zahntragenden Anteile des Ober- und des Unterkiefers das anatomische Zielgebiet zahnärztlicher Röntgenaufnahmen dar. Da jedoch die daran angrenzenden anatomischen Anteile des Gesichtsschädels auch immer wieder im Fokus zahnärztlicher Diagnostik stehen, weitet sich dieses relativ enge zahnärztliche Gebiet entsprechend auf die angrenzenden Regionen aus. Im Detail umfasst die interessierende anatomische Region die gesamte Mandibula inklusive Kiefergelenk, die Maxilla inklusive der Sinus maxillares und des knöchernen Nasenskelettes sowie die Orbitae. Nach dorsal erstreckt sich das anatomische Zielgebiet bis dorsal der Kiefergelenke. Die dazugehörigen Gelenkpfannen als Teil der knöchernen Schädelbasis bis zum Mastoid wird meist zusätzlich inkludiert, da das Kiefergelenk klassischerweise in den Zuständigkeitsbereich der zahnärztlichen Profession fällt.

Im englischsprachigen Raum hat sich für das anatomische Zielgebiet zahnärztlicher



Abbildung 8.1: Anatomisches Zielgebiet zahnärztlicher Röntgenaufnahmen, dass im weitesten Sinne den Gesichtsschädel umfasst. Im englischen Sprachraum hat sich der Begriff *Dentomaxillofazialer Komplex* eingebürgert.

Röntgendiagnostik der sogenannte *Dentomaxillofaziale Komplex* eingebürgert (s. auch Abbildung 8.1).

Bei den in diesem Kapitel behandelten, zahnärztlichen Röntgenaufnahmen handelt es sich um diejenigen Aufnahmen, die vor der Einführung der dreidimensionalen Aufnahmen (s. Abschnitt 9) typischerweise im Rahmen der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde angefertigt wurden. Sie bilden jedoch auch heutzutage noch den Grundstock zahnärztlichen Röntgenaufnahmen. Intraorale Tubusaufnahmen, Panoramaschichtaufnahmen und Fernröntgenseitenaufnahmen sind immer noch das Fundament der zahnärztlichen Röntgendiagnostik, auf welches dann die 3D-Techniken (Kapitel 9, S. 209 ff) aufbauen.

8.0.1 Intraorale Tubusaufnahmen

Intraorale Tubusaufnahmen umfassen die intraoralen Zahnaufnahmen sowie spezielle intraorale Aufnahmen wie die Aufbissaufnahmen. Beide werden mit *Dentalaufnahmegeräten mit Tubus* [Bundesregierung BRD, 2009] angefertigt (Abb 8.2). In allen Fällen intraoraler Aufnahmen befindet sich der Detektor innerhalb der Mundhöhle während sich die Röntgenröhre außerhalb befindet.

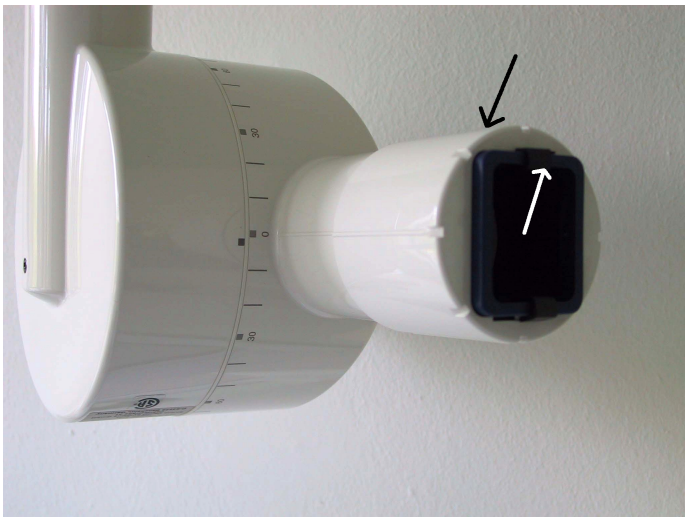


Abbildung 8.2: Typisches dentales Tubus-Röntgengerät mit in den fest angebrachten Rundtubus (schwarzer Pfeil) eingebrachtem Rechtecktubus (weißer Pfeil).

Definition:

Als *intraorale Röntgenaufnahmen* bezeichnet man diejenigen Röntgenaufnahmen, bei denen sich der Bildrezeptor innerhalb der Mundhöhle und die Röntgenquelle außerhalb der Mundhöhle befindet.

Der Tubus darf eine maximalen (runden) Durchmesser von 6 cm aufweisen. Zudem werden auf die Detektorgröße einblendende Rechtecktuben verwendet, die entweder primär angebaut oder in den Rundtubus einsteckbar gestaltet sind (Abb. 8.2, S.136). Dies ist eine Besonderheit im Röntgen, denn normalerweise muss das Strahlenfeld aus nachvollzieh-

©R. Schulze, 2019

baren Strahlenschutzgründen immer auf die Detektorgröße eingeblendet werden. Bei den intraoralen Aufnahmen, bedingt durch die in Paragraph 8.0.1 auf S. 140 besprochenen geometrischen Schwierigkeiten, wird von dieser generellen Regel abgewichen. Es konnte nämlich bereits mehrfach in der Literatur gezeigt werden, dass Einblendung auf Detektorgröße bei intraoralen Aufnahmen zu Zielfehlern führen kann [van Straaten and van Aken, 1982, Wenzel and Møystad, 2010], die dann wiederum Wiederholungsaufnahmen notwendig machen.

Intraorale Zahnaufnahmen

Sofern nicht aus speziellen Fragestellungen heraus eine andere Ausrichtung erforderlich ist, werden intraorale Zahnaufnahmen i. d. R. in *orthoradialer Projektion* angefertigt (Abb. 4.13, S. 79). Der Röntgendetektor befindet sich hierbei in der Mundhöhle des Patienten, der Tubus wird auf die Haut des Patienten bzw. auf den dort anliegenden Positionierungsring angesetzt. Intraorale Zahnaufnahmen unterliegen einer schwierigen Projektionsgeometrie, die kaum wirklich standardisierbar ist [Webber et al., 1984, Sewerin, 1990, Payne et al., 1999, Schulze and d'Hoedt, 2001]. Der Mindestabstand zwischen Tubusende und Brennfleck beträgt bei in Deutschland zugelassenen dentalen Tubusgeräten $\geq 200\,mm$ [Bundeszahnaerztekammer, 2007]. Van Aken forderte in seiner detaillierten Analyse über die optimalen Abbildungsbedingungen für intraorale Zahnaufnahmen einen Mindestabstand zwischen Fokus und Zahn $> 300\,\text{mm}$, was bei der typischen Länge derzeitiger Tuben von knapp über 200 mm nicht erreicht wird. Der damit erreichte Fokus-Objektabstand FO



Abbildung 8.3: Patienteneinstellung für eine Oberkiefer-Seitenzahnaufnahme in *Rechtwinkeltechnik* mit Hilfe eines Festkörpersensors und eines Rechtwinkel-Haltesystems.

©R. Schulze, 2019

Zahnlänge[mm]	Fokus-Objekt Abstand [mm]	Objekt-Detektor Abstand [mm]	δ [°]	Vergrößerung[%]
25	300	20	4,8	6,7
30	300	20	5,7	6,7
25	235	20	6,1	8,5
30	235	20	7,3	8,5
25	220	20	6,5	9,1
30	300	30	7,8	9,1
20	300	30	3,8	10,0
25	300	30	4,8	10,0
30	300	30	5,7	10,0
20	235	30	4,9	12,8
25	235	30	6,1	12,8
30	235	30	7,3	12,8
20	220	30	5,2	13,6
25	220	30	6,5	13,6
30	220	30	7,8	13,6

Tabelle 8.1: Vergrößerungen und Projektionswinkel δ resultierend aus verschiedenen Fokus-Detektor sowie Objekt-Detektorabständen wie sie typischerweise bei intraoralen Zahnaufnahmen vorkommen.

dürfte typischerweise zwischen 220 mm und 235 mm liegen, bei einem ungefähren Fokus-Detektorabstand FD von 240 mm [Roeder et al., 2011]. Nimmt man eine Höhe des Digitalen Bildrezeptors D von ungefähr 36 mm an und errechnet den Projektionswinkel δ der den Detektor treffenden Strahlung aus:

$$\delta = 2 \cdot \arctan \frac{D/2}{FO}\,, \tag{8.1}$$

ergibt sich ein Projektionswinkel $\delta \approx 4,5°$ bei $FO = 230\,\text{mm}$. Man erkennt unschwer, dass bei intraoralen Zahnaufnahmen Projektionswinkel δ vorliegen, die weit von der manchmal fälschlicherweise idealisiert angenommenen, (nahezu) parallelen Strahlung entfernt sind. In Tabelle 8.1 finden sich die aus Gleichung 8.1 für verschiedene, realistische Szenarios *unter der meist ebenfalls nichtzutreffenden Annahme einer parallelen Ausrichtung zwischen Objekt- und Detektorachse* (s. Paralleltechnik, Abschnitt 8.0.1, S. 140) resultierenden Projektionswinkel und daraus folgenden Vergrößerungen. Man erkennt aus Tabelle 8.1, dass bei Paralleltechnik realistischerweise mit Vergrößerungen zwischen 7 % und 14 % zu rechnen ist. Eine Vergrößerung eines 30 mm langen Eckzahnes um 14% würde eine Abbildungsgröße von 34 mm bedeuten, was die Größe vieler digitaler Detektoren für Intraoralaufnahmen bereits überschreiten würde. Deren Länge (aktive Fläche der Pixelmatrix) liegt in der Regel zwischen 30 mm und 36 mm, die größten bei ungefähr 37 mm×27 mm [Wenzel and Møystad, 2010]. Dies stellt in der praktischen Anwendung mit Hilfe von Haltesystemen jedoch meist kein Problem dar, da hier der Detektor in einem Winkel von im Mittel (abhängig von der anatomischen Region) im Oberkiefer zwischen 37° bis 43° zum Zahn eingebracht und somit die Abbildung der Zähne projektionsbedingt substantiell verkürzt wird [Roeder et al., 2011].

©R. Schulze, 2019



Abbildung 8.4: Apikale Projektion der Zähne 44 bis 47 mit Hilfe einer Speicherfolie aufgenommen. Nebenbefundlich zeigt sich eine vermutliche reaktive Sklerose im Alveolarknochen apikal der distalen Radix 47.

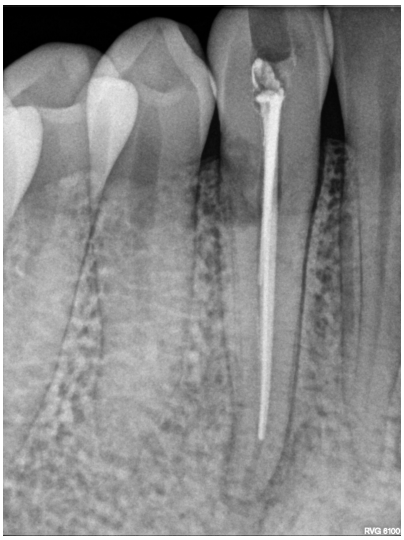


Abbildung 8.5: Apikale Projektion der Zähne 42 bis 45 mit Hilfe eines Festkörper-Sensors aufgenommen. Zahn 43 weist eine Wurzelfüllung auf, die den Apex nicht erreicht und zeigt zudem eine periapikale transluzente Zone im Sinne eines verbreiterten Parodontalsaumes.

Intraorale Zahnaufnahmen werden auch häufig als Einzelzahnaufnahmen bezeichnet. Die ältere Bezeichnung “Zahnfilm” sollte man heutzutage besser vermeiden, da das enthaltene Wort “Film” bei den digitalen Aufnahmen nicht mehr zutreffend ist. Zudem werden die Aufnahmen in der offiziellen Gesetzgebung als “intraorale Aufnahmen mit dentalen Tubusgeräten” bezeichnet [Bundesregierung BRD, 2006]. Grundsätzlich unterscheidet man koronale (Abb. 8.12, S. 146), limbale und apikale (Abb. 8.4, 8.5, S. 139) Projektionen. Dies bezieht sich auf die gezielte Darstellung des Kronen- (Bissflügelaufnahme), marginalen Knochensaum- sowie des apikalen Zahnbereiches auf den Aufnahmen.

©R. Schulze, 2019

Einstelltechniken

Die intraoralen Zahnaufnahmen zur Abbildung der Wurzelregion und des umgebenden Kieferknochens (apikale Projektionen) stellen sehr hohe Anforderungen an die Einstellung. Dies liegt zum Einen daran, dass die Objekte (Zähne) sowie auch die Bildrezeptoren nur sehr klein, und zudem beide innerhalb der Mundhöhle kaum einsehbar sind. Zudem ist die Kooperation vieler Patienten bei diesen Aufnahmen auch ein Hindernis, da die starren Bildrezeptoren vor allem in den dorsalen Regionen des Mundes oft nicht gut toleriert werden. Auch biegsame Detektoren (früher Film, heute Speicherfolien) überschreiten jedoch gerade in diesen dorsalen Regionen häufig die Toleranzschwelle der Patienten und führen zum Würgereiz. Mit einiger Übung und entsprechender Patientenführung (entspannen lassen, zügiges Arbeiten) gelingen jedoch sehr gute Aufnahmen auch mit starren Detektoren. Man muss allerdings bei starren Detektoren bedenken, dass durch die anatomischen Hindernisse (harter Gaumen) im Oberkiefer häufig große Winkeldivergenzen zwischen Rezeptor- und Zahnachse von im Mittel 40 Grad im Seiten- und Frontzahnbereich zwingend in Kauf genommen werden müssen [Roeder et al., 2011]. Dies führt zwar zu einer gewissen Verzerrung, jedoch muss man sich im Klaren darüber sein, dass die Biegung biegsamer Detektoren noch erheblich stärkere Verzerrung hervorrufen kann [Webber et al., 1984]. Diese Gründe für den hohen Schwierigkeitsgrad intraoraler Zahnaufnahmen machten bereits sehr frühzeitig in der Entwicklung intraoraler Aufnahmen Maßnahmen notwendig, diese Aufnahmen so gut wie möglich zu standardisieren. Es entwickelten sich drei bekannte, auch heute noch gültige Techniken, die im Folgenden erläutert werden.

Paralleltechnik

Die *Paralleltechnik* erfüllt von den im Folgenden erläuterten Techniken für intraorale Zahnaufnahmen noch die meisten der in Abschnitt 4.3.2 detailliert beschriebenen Anforderungen an die Projektionsgeometrie. Sie ist wie folgt definiert:

Paralleltechnik:

Objektachse ist *parallel* zur Rezeptorachse ausgerichtet

und

Zentralstrahl trifft senkrecht auf Objekt (und damit auch auf Bildrezeptor)

Eine Parallelität zwischen Zahnlängsachse und Detektorachse führt bei gleichzeitig rechtwinkligem Auftreffen des Zentralstrahls auf beide zu einer vergrößerten, jedoch unverzerrten Abbildung (Abb. 8.6 S. 141, s. auch Abschnitt 4.3.2). Es ist seit vielen Jahrzehnten bekannt, dass die Idealbedingungen einer Zahnaufnahmetechnik die Paralleltechnik unter Verwendung eines extrem langem Tubus wäre (s.o.) [van Aken, 1969].
Leider ist jedoch auf Grund anatomischer Gegebenheiten die Paralletechnik in der Mundhöhle kaum wirklich anwendbar. Lediglich der Unterkieferseitenzahnbereich stellt hier eine mögliche Ausnahme dar. Wenn der Patient seine Mundbodenmuskulatur ent-

©R. Schulze, 2019

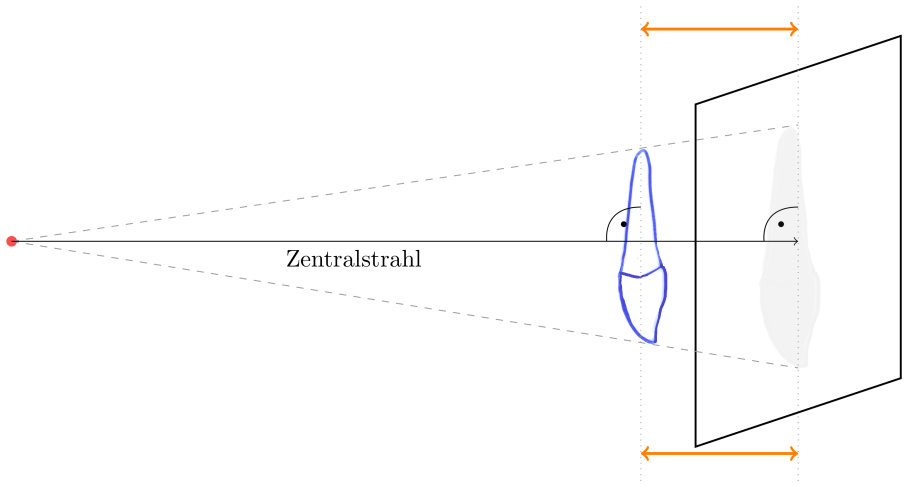


Abbildung 8.6: Bei der Paralleltechnik wird der Rezeptor parallel zur Zahn(längs)achse ausgerichtet und der Zentralstrahl trifft senkrecht auf beide Achsen. Dies wäre die aus Projektionsgründen ideale Abbildungsgeometrie, die leider aufgrund der anatomischen Gegebenheiten in der Mundhöhle eigentlich nur im Unterkiefer und dort meist nur im Seitenzahnbereich (Molaren!) möglich ist.

spannt, kann in dieser Region der Detektor unmittelbar lingual der Zähne diesen anliegend nahezu parallel zur Zahnlängsachse positioniert werden. Aus diesem Grund sind Unterkieferseitenzahn-Aufnahmen meist erheblich einfacher anzufertigen, als ihr Gegenüber im Oberkiefer. Im Oberkiefer stört die Gaunmenwölbung, die bei starren Detektoren zu den bereits beschriebenen ausgeprägten Winkeldivergenzen zwischen Zahn- und Detektorachse führen [Roeder et al., 2011]. Biegsame Detektoren (Speicherfolien) haben hier auch keinen Vorteil, da auch sie unweigerlich der Gaumenbiegung folgen müssen und somit als gebogene Fläche auch keine Paralleltechnik ermöglichen. Biegungen führen ebenso unweigerlich zu Verzerrungen [Webber et al., 1984, Schulze, 2001].
Zusammengefasst lässt sich daher schlussfolgern, dass die Paralleltechnik das Ideal der intraoralen Aufnahmetechniken darstellen würde, jedoch aus anatomischen Gründen nur in Ausnahmefällen (Unterkieferseitenzahnbereich) anwendbar ist.

Rechtwinkeltechnik

Auf Grund der technischen Limitationen für die Anwendung der Paralleltechnik wurde als Kompromiss die *Rechtwinkeltechnik* entwickelt. Sie stellt sozusagen die praktikable Kompromisslösung dar, die mit Hilfe eines *Haltesystems* (Abb. 8.0.1, S. 143) eigentlich immer angewendet werden kann. Die Rechtwinkeltechnik ist wie folgt definiert:

©R. Schulze, 2019

Rechtwinkeltechnik:

Zentralstrahl trifft *rechtwinklig* (und mittig) auf den Bildrezeptor

(Lagebeziehung zwischen Objekt- und Bildrezeptorachse ist nicht definiert)

Die zusätzliche Anforderungen der Paralleltechnik, nämlich die Parallelität zwischen Objekt- und Rezeptorachse, wird in der Rechtwinkeltechnik nicht mehr erfüllt. Wie der Name besagt, verbleibt lediglich die Anforderung eines rechtwinkligen Auftreffens des Zentralstrahls auf dem Bildrezeptor (Abb. 8.8, S. 143). Die Rechtwinkeltechnik stellt also weniger Anforderungen an die Standardisierung der Projektionsgeometrie unter bewusster Inkaufnahme der dadurch möglicherweise reduzierten Abbildungsqualität. Technisch gesehen koppelt Rechtwinkeltechnik den Bildrezeptor an die Strahlenquelle. Allerdings ist diese Koppelung in der praktischen Umsetzung nicht wirklich starr, sondern erfolgt über eine manuelle freie Positionierung des Tubus an das Haltesystem (Abb.8.3, S. 137). Die Koppelung der beiden Komponenten reduziert die möglichen Freiheitsgrade zwischen allen für die Projektionsgeometrie wichtigen Komponenten um drei. Dabei verbleiben dem zu röntgenden Objekt zumindest in der Theorie alle sechs möglichen Freiheitsgrade eines starren Körpers im Raum:

- drei Translationen entlang der drei Koordinatenachsen
- drei Rotationen um die drei Koordinatenachsen

Selbstverständlich ergeben sich aus den relaxierten Anforderungen an die Aufnahmegeometrie auch Nachteile. Beispielsweise entsteht im Oberkiefer, bedingt durch den harten Gaumen, regelmäßig ein recht großer Winkel (s. auch Kapitel 8.0.1, S. 137) von zwischen 26° und 55° im Molarenbereich. Dieser Winkel und die Tatsache, dass die Wurzelspitze notwendigerweise meist weiter von der Projektionsebene entfernt, ist als die koronalen Zahnanteile, führt unweigerlich zur Verzerrungen. Dies wirkt sich dann so aus, dass die Vergrößerung in Richtung apikalwärts immer weiter zunimmt. Anders ausgedrückt wird die Abbildung der Wurzel in Richtung ihres Apex “immer länger”. Es ist wichtig zu verstehen, dass dieser Projektionseffekt auch nicht durch Einbringung eines Referenzobjektes bekannter Länge korrigiert werden kann. Da man nämlich mit Hilfe eines Referenzkörpers immer nur die globale Gesamtvergrößerung über die gesamte Länge der Abbildung des Referenzkörpers abschätzen kann, hilft diese Methode nicht, lokale Teilvergrößerungen zu bestimmen (Illustration dieses Effektes: Abbildung 4.15, S. 82).
Bei Verwendung digitaler Festkörpersensoren sollte nach Möglichkeit immer die Rechtwinkeltechnik angewandt werden. Entsprechende Haltesystem sind verfügbar, und bei entsprechender Patientenführung werden diese auch in aller Regel vom Patienten toleriert. In der Röntgenabteilung der Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten der Universitätsmedizin Mainz werden seit mehr als 15 Jahren intraorale Tubusaufnahmen ausschließlich mit Festkörpersensoren erfolgreich angefertigt, mit über 8000 derartiger Röntgenaufnahmen pro Jahr. Dies zeigt, dass die Technik und ihre Anwendung klinisch funktioniert und ihre korrekte Durchführung hauptsächlich eine Frage der Ausbildung des damit betrauten Personals ist.

©R. Schulze, 2019

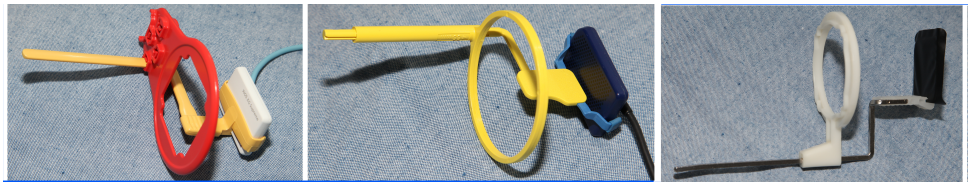


Abbildung 8.7: Haltesystem mit Festkörper-Sensor (mittleres und linkes Bild) sowie einer Speicherfolie (rechtes Bild)

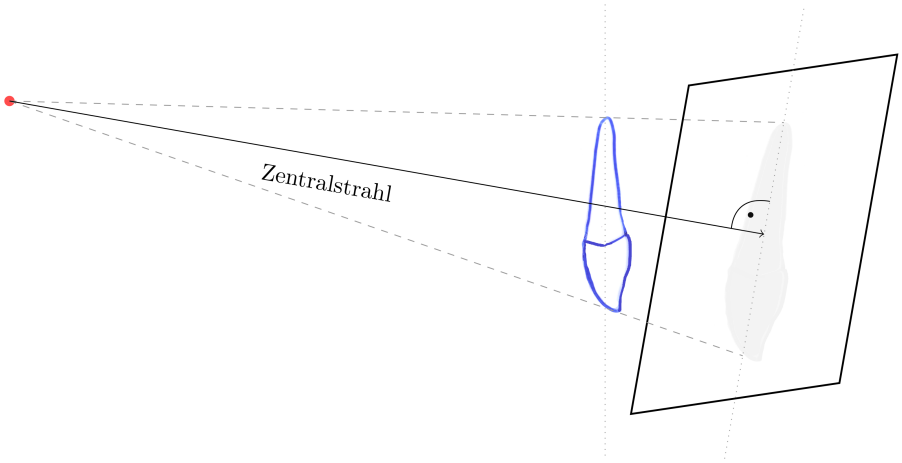


Abbildung 8.8: Bei der Rechtwinkeltechnik, die zumeist mit einem Haltesystem (s. Abb. 8.0.1, S. 143) angefertigt wird, wird das rechtwinklige Auftreffen des Zentralstrahls auf dem Bildrezeptor gefordert. Anders, als bei der hinsichtlich der Aufnahmegeometrie idealen Paralleltechnik (Abb. 8.6, S. 141), gibt es keine Anforderungen mehr an die Winkelbeziehung zwischen Objekt- und Bildrezeptorachse. Daher stellt diese Technik eine praktikable Kompromisslösung dar, wenn aus anatomischen Gründen (Oberkiefer!) keine Parallelität zwischen diesen beiden Komponenten hergestellt werden kann. Allerdings weist diese Aufnahme dann inhärent Verzerrungen auf, die man mit bedenken muss.

Halbwinkeltechnik

Eine Technik, die sich den meist unausweichlich ergebenden Winkel zwischen Zahnlängsachse und Bildrezeptorachse zunutze macht, ist die sogenannte *Halbwinkeltechnik*. Sie ist definiert als Aufnahmetechnik, die so eingestellt wird, dass der Zentralstrahl im rechten Winkel auf die Winkelhalbierende zwischen Zahnlängsachse und Bildrezeptor-Längsachse fällt (s. Abb 8.10, S. 144). Die *Halbwinkeltechnik* erklärt sich unter (falscher) Annahme idealisierter, paralleler Röntgenstrahlung aus einem einfachen geometrischen Zusammenhang. Trifft die Strahlung nämlich rechtwinklig auf die *Winkelhalbierende* zwischen Objekt- und Detektorachse, so würde das Objekt in diesem idealisierten Fall *isometrisch* abgebildet werden (s. Abb 8.9).
Auch wenn es Autoren gibt, die heutzutage keinen Sinn mehr in der Halbwinkeltechnik sehen, kann man dies aus abbildungstechnischer Sicht so nicht nachvollziehen. Bei biegsamen Detektoren, wie Speicherfolien oder Röntgenfilm, führt nämlich die Anwendung eines

©R. Schulze, 2019

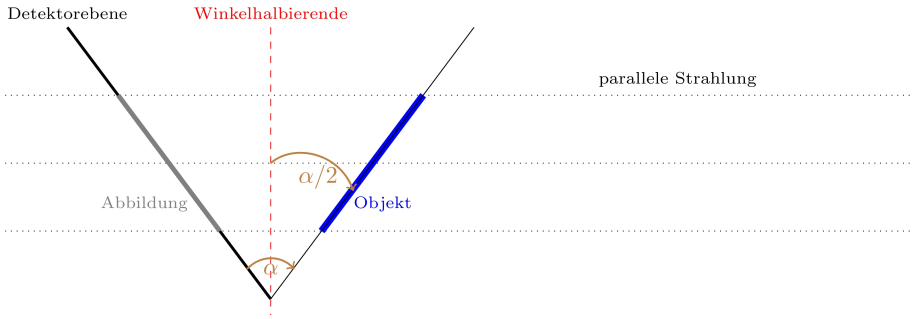


Abbildung 8.9: Geometrische Grundüberlegung für die *Halbwinkeltechnik*: Wenn die, idealisiert als parallel angenommene, Strahlung *rechtwinklig* auf eine gedachte Winkelhalbierende zwischen Objekt und Rezeptor trifft, erzeugt dies eine isometrische Abbildung. Wie aus der Abbildung jedoch unschwer erkennbar ist, sind die Abstände zwischen oberem Objektteil und Detektor jedoch viel größer als an der unteren Spitze (beim Zahn wäre dies die Zahnkrone). Dies führt in der Konsequenz zu einer Verzerrung, d.h. die Vergrößerung der Abbildung steigt in dieser Skizze von unten nach oben an.

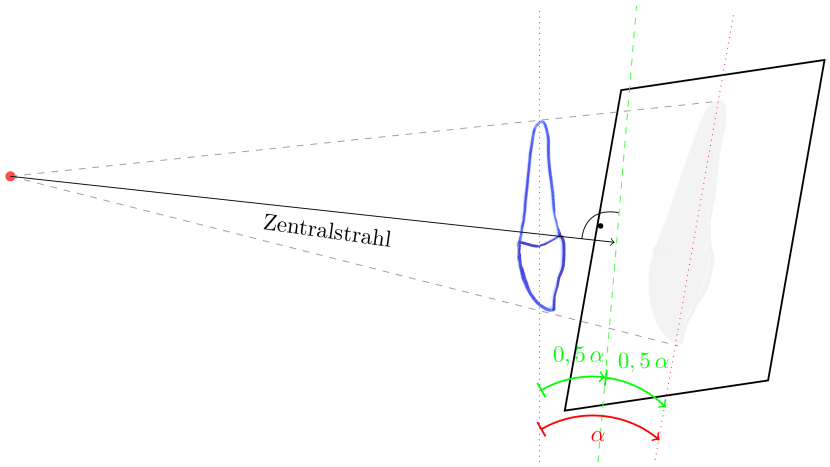


Abbildung 8.10: Die Halbwinkeltechnik ist so definiert, dass der Zentrahlstrahl rechtwinklig auf die (gedachte) Winkelhalbierende zwischen Objekt- und Bildrezeptor(längs)achse trifft. Die hierfür zugrundeliegende geometrische Überlegung ist in Abb. 8.9, S. 144 illustriert.

©R. Schulze, 2019



(a) (b)

Abbildung 8.11: Halbwinkeltechnik-Einstellung in Regio 16 am Phantom mit Speicherfolie und Watterolle: im linken Foto sind die gedachten Hilfslinien für die Bildung des Halbwinkels skizziert. Ausschnittsaufnahme rechts: Darstellung der Lage der durch die Watterolle plan (ungebogen) eingebrachten Speicherfolie relativ zu den abzubildenden Zähnen.

Haltesystems, wegen des zur Fixierung des Halters mit den Zähnen notwendigen Zusammenbisses, meist zu einer sehr ausgeprägten Biegung des Bildrezeptors. Diese wird z. B. durch das Anstoßen des Rezeptors an den harten Gaumen bei gleichzeitigem Druck des Halters von kaudal durch die Zahnreihe bewirkt. Wie oben (Abschnitt 4.3, z. B. in Abb. S. 77) näher erläutert, bedeuten Biegungen der Projektionsfläche unweigerlich ausgeprägte Verzerrungen. Diese können jedoch bei korrekter Anwendung der Halbwinkeltechnik vermieden werden, weil hier der Patient den Rezeptor selbst mit den Fingern der kontralateralen Hand hält und zusätzlich, zur Vermeidung von Biegungen, Watterollen zwischen Gaumen und Rezeptor eingebracht werden können (Abb 8.11, S. 145).

Bissflügelaufnahmen

Bissflügelaufnahmen werden speziell zur Kariesdiagnostik eingesetzt. Vor allem zur Erkennung von Approximalkaries bilden diese Aufnahmen, bei korrekter Einstellung immer noch den derzeitigen Goldstandard für die bildgebende Kariesdiagnostik. Allerdings bildet auch hier, wie bereits weiter oben angesprochen, die Bissflügel-Röntgendiagnostik viel Spielraum für unterschiedliche Interpretationen und kann daher nicht als exaktes Diagnostikum im Sinne einer akkuraten und objektiven Diagnose eingestuft werden [Wenzel, 2004].
Die Aufnahme kann sehr gut mit einem entsprechenden Haltesystem mit einem Festkörperdetektor durchgeführt werden, wahlweise natürlich auch mit Speicherfolie (oder Film). Zur Einstellung wird der Detektor im Querformat unmittelbar oral der Zahnkronen der zu röntgenden Region platziert und der Zentralstrahl mittig auf den Detektor in beiden Raumrichtungen senkrecht auf diesen ausgerichtet. Bei Erwachsenen kann eine leichte Neigung in Richtung kaudal von maximal 7° eingestellt werden [Pasler, 1991]. Es wird ge-

©R. Schulze, 2019

nerell empfohlen, die Bissflügelaufnahme mit einem Haltesystem durchzuführen [Wenzel, 2004]. Die Projektionsgeometrie bei der Bissflügelaufnahme entspricht daher weitgehend einer Paralleltechnik.
Bissflügelaufnahmen werden vorwiegend bei Kindern und Jugendlichen angefertigt, weswegen eine besonders strenge Indikationsstellung gefordert wird. Obwohl in einigen Ländern diese Aufnahmeart als eine Art "Kariesscreening" angewandt wird, sind Bissflügelaufnahmen in Deutschland und Europa nur bei klinischen Verdacht und in Abhängigkeit von einem erhöhten Kariesrisiko wiederholt indiziert. Dies setzt natürlich, wie bei anderen Aufnahmen auch, im Vorfeld eine suffiziente Anamneseerhebung und klinische Diagnostik voraus [EuropeanCommission, 2004].

Indikationen intraoraler Zahnaufnahmen

Intraorale Zahnaufnahmen (Beispiele s. Abb. 8.14, 8.15, S. 147) stellen auf Grund ihres hohen Ortsauflösungsvermögens von mehr als 10 Lp/mm sehr kleine Details noch gut dar. Daher werden diese Aufnahmen vielseitig eingesetzt. Sogenannte limbale Projektionen werden zur Darstellung des marginalen Knochenniveaus verwendet, während apikale Projektionen zur Darstellung der Radices und des umgebenden (apikalen) Alveolarknochens dienen. Bissflügelaufnahmen wiederum wurden speziell zur Diagnostik approximaler Karies sowie insgesamt kariöser Läsionen der Zahnkrone entwickelt. Vor der Einführung der Panoramaschichtaufnahme bildete die Anfertigung eines "Status" die einzige Möglichkeit, alle Zähne auf Röntgenaufnahmen explizit abzubilden. Hierzu wurden typischerweise 12 bis 14 Einzelaufnahmen (Abb. 8.13, S. 147) in einem bestimmten Schema angefertigt. Heutzutage stellt der Status eine Ausnahme dar, da in der Regel eine Panoramaschichtaufnahme die Basis bildet und Einzelzahnaufnahmen nur noch dort zusätzlich angefertigt werden, wenn für diesen Zahn/diese Zähne noch mehr Detailinformation/en erforderlich ist/sind. Typische Indikationen für Einzelzahnaufnahmen stellen daher endodontische, parodontale, kariologische oder auch prothetische Fragestellungen dar. Auch Implantate können

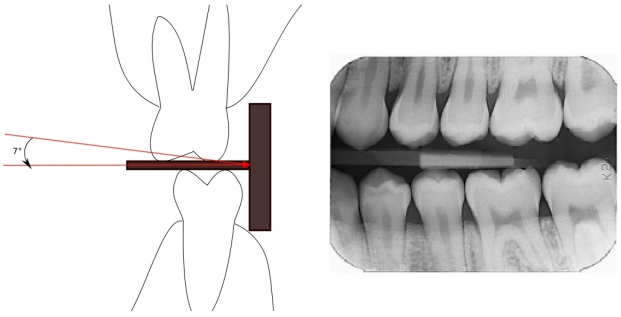


Abbildung 8.12: Links: Skizze der Projektionsgeometrie bei der Bissflügelaufnahme. Der Detektor liegt oral an den Zähne an und ist parallel zu deren Längsachse ausgerichtet. Erreicht wird dies durch einen Aufbiss am Haltesystem (schwarzer horizontaler Balken in der Abbildung). Das rechtwinklige (bei Erwachsenen leicht von kranial kommende) Auftreffen den Zentralstrahls (rote Linien) auf dem Detektor führt zu einer relativ standardisierten Aufnahmegeometrie. Rechts: Typische Bissflügelaufnahme bei einem erwachsenen Patienten.

©R. Schulze, 2019

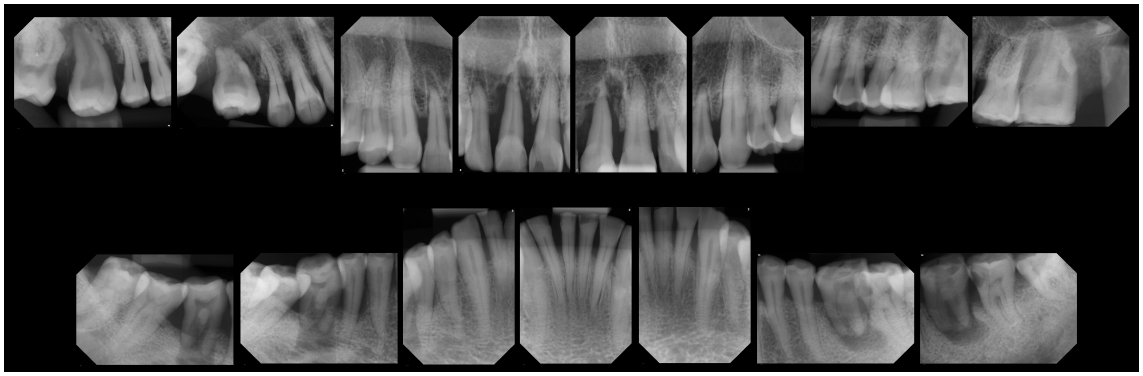


Abbildung 8.13: Beispielhafte Abbildung eines digital mit CMOS-Sensor aufgenommenen Status an Intraoralaufnahmen, entsprechend des Zahnkreuzes auf dem Bildschirm angeordnet.



(a) (b)

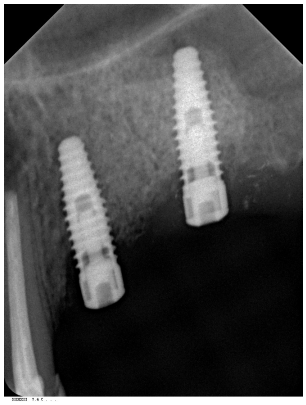
Abbildung 8.14: Beispiele für intraorale Einzelzahnaufnahmen: Bissflügelaufnahme (links) sowie Aufnahme zur endodontischen Beurteilung von Zahn 16 (rechts).

detailreich hinsichtlich des umgebenden Knochens (Fragestellung der Osseointegration) abgebildet werden. Dies gilt allerdings, auf Grund ihres zweidimensionalen Charakters und des Strahlenganges, lediglich für die erkennbaren, mesialen und distalen Knochen-Implantat-Bereiche (Abb. 8.15, S. 148).

Typische Fehler bei intraoralen Zahnaufnahmen

Bedingt durch die stark kompromittierte Projektionsgeometrie, die notwendige Compliance des Patienten, die geringen Größe der Zähne und des Bilddetektors sowie der schlechten Zugänglichkeit beider innerhalb der Mundhöhle gehören die intraoralen Zahnaufnahmen mit zu den am schwierigsten anzufertigenden Röntgenaufnahmen. Aus diesen generellen Gründen muss mit einer ebenfalls kompromissbehafteten Qualität hinsichtlich der Aufnahmegeometrie gerechnet werden. Wird ein biegsamer Detektor (Speicherfolie) verwendet, so

©R. Schulze, 2019



(a)



(b)

Abbildung 8.15: Beispiele für intraorale Einzelzahnaufnahmen: (links) Implantataufnahme der linken Oberkiefer-Prämolarenregion sowie (rechts) Aufnahme mit Wurzelresorptionen nach Replantation 11 und 12 nach Frontzahntrauma einige Jahre zuvor.

ist dieser zwar für den Patientenkomfort angenehm, biegt sich jedoch bei Anwendung von Haltesystemen und Fixierung des Haltesystems durch den Aufbiss des Patienten bedingt durch die Gaumenwölbung erheblich durch (Abb. 8.16, S. 149). Dies führt zu einer im Bereich der Apices überproportional größeren Vergrößerung und insgesamt natürlich, da die Vergrößerungen der einzelnen Objektabschnitte gänzlich unterschiedlich sind, zu einer Verzerrung der Zahnabbildung auf der Aufnahme. Die im Apexbereich deutlich erhöhte Vergrößerung bei Verwendung biegsamer Detektoren ist vor allem im Bereich der Endodontie auch dann zu bedenken, wenn die Abschätzung eines *globalen* Vergrößerungsfaktors mit Hilfe eines Referenzobjektes (endodontische Feile) erfolgt. Da man mit Hilfe der eingebrachten Feile und deren bekannter Länge und der Anwendung des Dreisatzes (s. auch Kapitel 4.3 Abschnitt 4.3.2) nur den *globalen* Vergrößerungsfaktor abschätzen kann, kann dieser Effekt nicht einfach korrigiert werden.
Die Anwendung von digitalen Festkörpersensoren ist für den Umsteiger von flexibler Film/Speicherfolie aufwändiger zu erlernen, da man, geometrisch gesehen, andere Einstellungen tolerieren muss. Da der Detektor nicht biegsam ist, kann er im Oberkiefer meist nicht in eine parallele Lage zu den Zahnachsen gebracht werden, was zu ausgeprägten Winkeldivergenzen zwischen Zahn- und Detektorachse führt [Roeder et al., 2011]. Dies wird jedoch billigend in Kauf genommen, da die dadurch auftretenden, ebenfalls unvermeidlichen Verzerrungen, im Verhältnis zu den durch Detektorbiegung verursachten, deutlich geringer sind.

Tubusschatten sind Zielfehler, die eigentlich bei Verwendung eines Haltesystems vermeidbar sind. Vor allem bei freihändiger Einstellung im Seitenzahnbereich im Oberkiefer kommt es häufiger vor, dass der Tubus relativ zu den zu röntgenden Seitenzähnen sowie des Detektors zu weit nach frontal positioniert ist (Abb. 8.18, S. 150). Dies liegt daran, dass der, tief in der Mundhöhle befindliche, dorsale Detektor-teil visuell von außen nicht erkennbar ist, wodurch der Zielvorgang erheblich erschwert wird. Daher sollte, vor allem

©R. Schulze, 2019

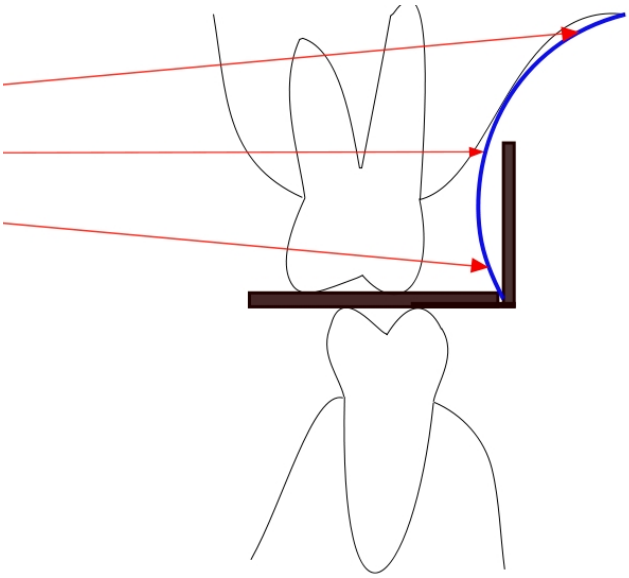


Abbildung 8.16: Bedingt durch die Gaumenwölbung biegen sich biegsame Detektoren (Speicherfolien, hier blau eingezeichnet) im Oberkiefer bei Verwendung eines Haltesystems erheblich durch. Dies führt vor allem im Bereich des Zahnapex zu einer nahezu parallelen Lage des Detektors relativ zur einfallenden Röntgenstrahlung (rote Pfeile). Daher ergeben sich im Bereich der Abbildung der Apices ausgeprägte Vergrößerungen und insgesamt eine stark verzerrte Abbildung.



Abbildung 8.17: Typische Biegeverzerrung bei der Aufnahme der Oberkieferfrontzahnregion mit einem biegsamen Röntgenfilm. Man erkennt deutlich die viel zu lang auslaufenden Wurzelspitzen der Zähne 11 und 12.

©R. Schulze, 2019

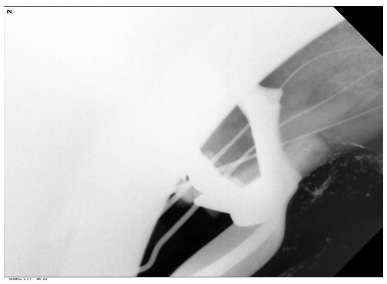


Abbildung 8.18: Ausgeprägter Tubusschatten durch viel zu weit anteriore Positionierung des Röntgentubus relativ zu den aufzunehmenden Zähnen und zum Festkörper-Detektor. Hierbei ist allerdings anzumerken, dass diese Aufnahme unter den sehr widrigen Bedingungen einer Kofferdamapplikation bei endodontischer Behandlung erfolgen sollte, was die Schwierigkeit der Anfertigung aufgrund der fehlenden Sichtmöglichkeit auf die Zähne und den Detektor nochmals drastisch erhöht.

bei Verwendung von Festkörpersensoren, möglichst immer ein Haltesystem Anwendung finden. Es gibt jedoch einige Patienten, die trotz intensiver Patientenführung nicht in der Lage sind, den Detektor im dorsalen Bereich der Mundhöhle samt Haltesystem zu tolerieren. In diesen Fällen muss ausnahmsweise von dem Grundsatz des Haltesystems abgewichen und der Detektor frei (durch Fixierung mit einem Finger der kontralateralen Hand des Patienten) positioniert werden. Eine systematischer Review aus dem Jahre 2010 aus Dänemark schlussfolgerte, dass Tubusschatten und Zielfehler signifikant häufiger bei Verwendung von Festkörper-Detektoren als bei Verwendung von Speicherfolien auftreten [Wenzel and Møystad, 2010]. Dieser Nachteil muss jedoch den geometrischen Fehlern (Verzerrungen) auf biegsamen Speicherfolien gegenübergestellt werden. Außerdem kann aus den eigenen Erfahrungen bestätigt werden, dass bei genügender Einübung der korrekten Technik Tubusschatten auch bei Verwendung von Festkörper-Detektoren meist sicher vermieden werden können.
Fasst man die häufigsten Fehler intraoraler Zahnaufnahmen in der digitalen Radiographie zusammen, so kann man die folgenden Punkte nennen.

- (teilweise unvermeidbare) Fehler durch die kompromittierte Projektionsgeometrie
- Fehler durch Biegeverzerrungen
- Fehler durch falsche Zieleinstellungen ➢ Tubusschatten

Aufbissaufnahmen

Es existieren zwei grundsätzlich unterschiedliche Aufbissaufnahmen: die *Oberkieferaufbissaufnahme* und ihr Pendant im Unterkiefer, die *Unterkieferaufbissaufnahme*. Beide Aufnahmen werden mit einem quer in der Mundhöhle liegenden Detektor (Film oder Speicherfolie) des Formates 7,5 cm x 5,5 cm angefertigt. Der Patient wird angehalten, den Mund lediglich leicht zu schließen und keinesfalls fest auf den zwischen den Kiefern liegenden Detektor zu beißen, um diesen nicht mechanisch zu schädigen. Beide Aufbissaufnahmen werden typischerweise mit dentalen Tubusgeräten angefertigt.

©R. Schulze, 2019

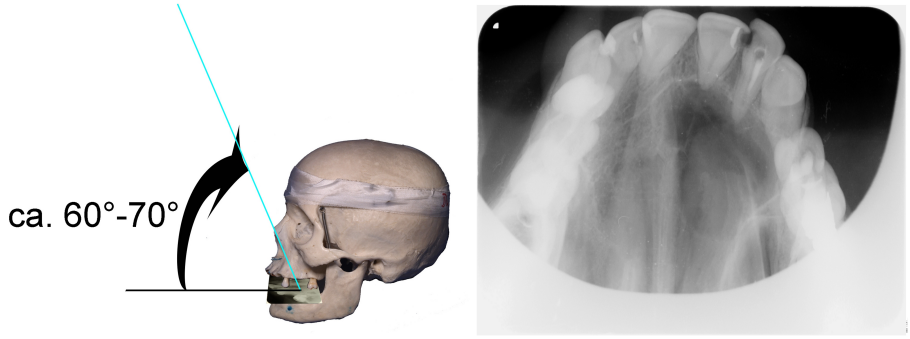


Abbildung 8.19: Strahlengang der Oberkieferaufbissaufnahme (linkes Bild): Der Zentralstrahl triff nicht im rechten Winkel auf die Detektorebene, sondern ca. mit 60° bis 70° durch das Nasenbein in Richtung Molarenregion des Oberkiefers. Rechts: auf der Oberkieferaufbissaufnahme ist eine deutliche, transulzente Figur mit zirkulärem hyperdensem Randsaum, linksseitig frontal bis in Regio 21 bis 25 reichend, erkennbar. Hierbei handelte es sich um eine große, radikuläre Zyste ausgehend von Zahn 22.

Oberkieferaufbissaufnahme

Die Oberkieferaufbissaufnahme wird auch Oberkiefer-Übersichtsaufnahme genannt. Sie dient vorwiegend der Lokalisation in einer (nahezu) rechtwinklig zur Ebene der Panoramaschichtaufnahme liegenden axialen Ebene, d.h. zur vestibulo-oralen Lageabschätzung von Zähnen oder Fremdkörpern im Oberkiefer. Der Strahlengang des Zentralstrahls ist ca. 60°-70° zur Detektorebene ausgerichtet und geht von der knöchernen Nasenwurzel in Richtung erste Oberkiefermolaren (Abb. 8.19, S. 151). Der einfache Grund hierfür ist das massiv absorbierenden Os frontale, welches bei einer aus projektionsgeometrischen Gründen zu fordernden rechtwinkligen Ausrichtung des Zentralstrahls sich direkt über die Aufnahme überlagern würde. Eine möglichst steile Einstellung, d.h. ein möglichst nahe an die 90° heranreichende Einstellung des Zentralstrahl sollte unter Ausnutzung der individuellen Anatomie angestrebt werden.

Cave:
Auf Grund des nicht rechtwinkligen Auftreffen des Zentralstrahls auf dem Detektor bei der Oberkieferaufbissaufnahme treten projektive Verschiebungen auf der Abbildung auf, die den Operateur u. U. täuschen können: Strukturen, die weit kranial, aber dennoch vestibulär liegen, werden aufgrund des Strahlenganges nach palatinal projiziert. Daher ist eine sorgfältige und vorsichtige Interpretation der Aufnahme unter Zuhilfenahme der anderen Aufnahmebene (beispielsweise Panoramaschichtaufnahme) hier besonders notwendig, um Lagebeziehungen einigermaßen korrekt abzuschätzen.

Nicht zuletzt aufgrund ihrer möglichen Interpretationsfehler wird die Oberkieferaufbissaufnahme in letzter Zeit zumindest für chirurgische Fragestellungen (verlagerte Eckzähne vor geplanter operativer Entfernung) zunehmend von der Dentalen Volumentomographie

©R. Schulze, 2019

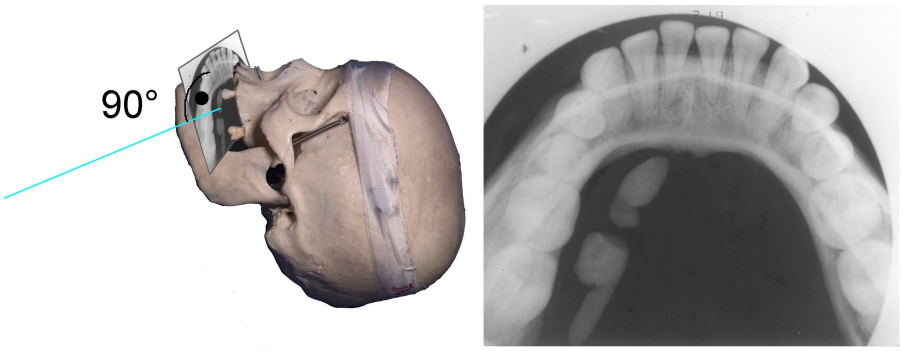


Abbildung 8.20: Strahlengang der Unterkieferaufbissaufnahme (linkes Bild): Der Zentralstrahl trifft hier im rechten Winkel auf Mundboden und Detektorebene, indem der Patient seinen Kopf nach hinten beugt und der Tubus von unten auf den Mundboden ausgerichtet wird. Rechts: auf der Unterkieferaufbissaufnahme sind im Mundboden rechts zwei längliche, ca. kalkdichte, stark hyperdense Strukturen erkennbar, bei denen es sich um röntgenopake Speichelsteine im Ausführungsgang der Gld. submandibularis handelt.

verdrängt. Dies sollte jedoch, wie jede Röntgenindikationsstellung, von Einzelfall zu Einzelfall individuell entschieden werden, zumal die Strahlenbelastung durch die DVT deutlich erhöht ist. Die Oberkieferaufbissaufnahme kann selbstverständlich auch als Halbseitenaufnahme erfolgen.

Unterkieferaufbissaufnahme

Die Unterkieferaufbissaufnahme wird auch als Mundbodenübersichtsaufnahme bezeichnet. Im Gegensatz zu Ihrem Pendant im Oberkiefer ist hier der Zentralstrahl tatsächlich im rechten Winkel zur Detektorebene ausgerichtet, was die Lageermittlung in der Axialebene (vestibulo-orale Richtungen) erheblich erleichtert. Der Patient überstreckt zur Einstellung den Kopf nach hinten und der Zentralstrahl wird in beiden Ebenen rechtwinklig auf den zwischen den Zahnreihen leicht durch Zusammenlegen der Zähne fixierten Detektor ausgerichtet (Abb. 8.20, S. 152). Er sollte in der Sagittalebene idealerweise senkrecht zwischen zweitem Prämolaren und erstem Molaren auf den Detektor treffen. Die Oberkieferaufbissaufnahme kann selbstverständlich ebenfalls als Halbseitenaufnahme erfolgen.
Die Indikation für die Unterkieferaufbissaufnahme stellt klassischerweise die Diagnostik von Speichelsteinen im Bereich des Mundbodens (Warton'scher Gang) dar. In Zeiten vor der 3D-Bildgebung bildete sie auch häufig die 2. Ebene für die Frakturdiagnostik im Unterkiefer. Die Aufnahme verliert jedoch zusehends an Bedeutung, da zum Einen die Dentale Volumentomographie oder die CT bei der Frakturdiagnostik eingesetzt wird, zum Anderen die Ultraschalldiagnostik als nicht-invasives Verfahren ohne Gefahrenpotential bei Speichelsteinen heutzutage den Standard bildet.

©R. Schulze, 2019

Spezialaufnahmen mit dentalen Tubusgeräten

Im Folgenden sind einige spezielle Aufnahmen erklärt, die mit dentalen Tubusgeräten ebenfalls durchführbar sind. Sie haben alle recht spezielle Indikationen und werden sicherlich nicht recht häufig angewandt werden. Dennoch sollen sie aus Gründen der Vollständigkeit hier ihren Platz finden, da sie bei diesen speziellen Fragestellungen durchaus gute Dienste leisten können.

Unterkieferweisheitszahnaufnahme axial

Diese seltene Aufnahme stellt den Unterkiefer-Seitenzahnbereich bis in die Weisheitszahnregion in axialer Zentralstrahlausrichtung dar (Abb. 8.22, S. 155). Dazu wird der Detektor (Film, Speicherfolie) im 5,5 cm x 7,5 cm Aufbissformat in Längsrichtung soweit wie möglich mittig über den Unterkieferseitenzahnbereich bis in die Weisheitszahnregion geschoben. Der Patient fixiert auch hier leicht den Detektor mit den geschlossenen Zahnreihen. Zur Aufnahme muss der Kopf nach hinten überstreckt sowie in die Gegenrichtung der aufzunehmenden Seite gedreht werden. Der Tubus wird von kaudal mit dem Zentralstrahl durch die Weisheitszahnregion senkrecht auf den Detektor ausgerichtet (Abb.8.21, S. 154) [Pasler, 1991].

Unterkieferaufnahme seitlich getrennt

Diese Aufnahme wird häufig auch als Unterkiefer-Schräglateralaufnahme bezeichnet. Sie wird am ebenfalls mit dem dentalen Tubusgerät angefertigt. Abbilden lässt sich mit der seitlich getrennten Unterkieferaufnahme der Ramus mandibulae sowie der Unterkieferseitenzahnbereich und die Weisheitszahnregion im Unterkiefer. Die Aufnahme verlangt einiges an räumlichem Vorstellungsvermögen, um die interessierenden Anteile sicher zu treffen. Diese Aufnahme kann sowohl mit Hilfe einer medizinischen Röntgenröhre (Buckytisch, Rasterwandgerät) angefertigt werden, als auch mit Hilfe eines zahnärztlichen Tubusgerätes. Die einseitige schräglaterale Unterkieferaufnahme zeigt jeweils nur die detektornahe Seite des Unterkiefers in diagnostizierbarer Form. Daher müssen zur kompletten Darstellung des beidseitigen Unterkieferseitenzahnbereichs von beiden Seiten derartige Aufnahmen angefertigt werden. Die Aufnahme ist vor Allem dann sinnvoll, wenn der Patient z. B. aus Gründen eines stark reduzierten Allgemeinzustandes oder mangelhafter Compliance keine Panoramaschichtaufnahme toleriert und auch keine intraoralen Tubusaufnahmen der Region angefertigt werden können. Durch Freiprojektion des detektornahen Unterkieferanteils können die Seitenzähne der jeweiligen Seite, relativ gut erkennbar, abgebildet werden (s. Abb. 8.23, S. 156). Hierbei liegt der Detektor tangential leicht schräg zur Mediansagittalebene an der untersuchten Gesichtsseite (Schläfenregion) des Patienten an. Der Patient muss seinen Kopf leicht schräg zur Detektorseite (= untersuchte Seite) neigen und den Unterkiefer protrudieren. Eingestellt wird die Aufnahme so, dass der vom Patienten selbst gehaltene Bildrezeptor tangential der zu untersuchenden Seite anliegt, so dass der Rezeptor ca. 2cm kaudal des zu untersuchenden Unterkiefers endet. Die Rezeptorebene wird dabei relativ zur Mediansagittalebene so gekippt, dass sie mit dieser

©R. Schulze, 2019

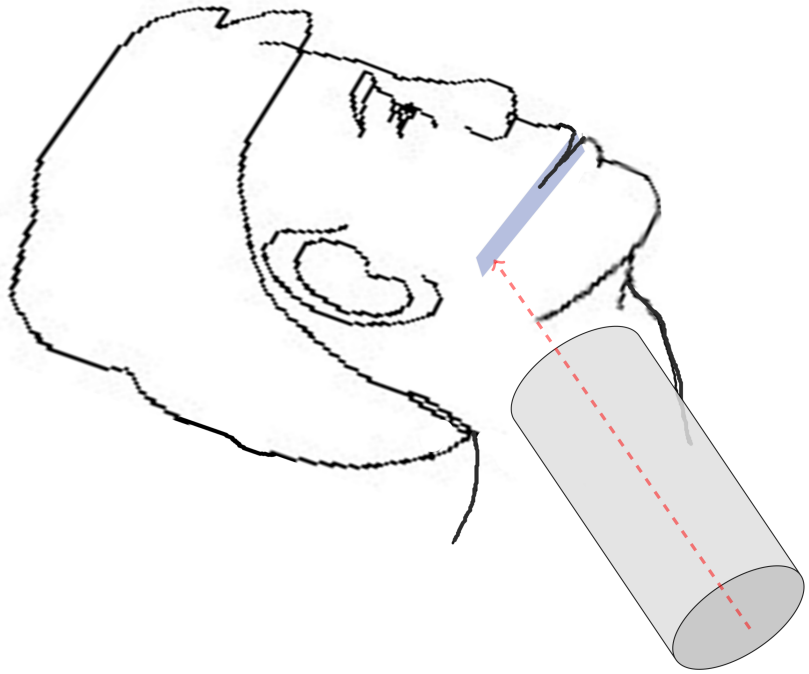


Abbildung 8.21: Strahlengang der Unterkieferweisheitszahnaufnahme axial: der Kopfe des Patienten wird zur kontralateralen Seite hin geneigt. Der Zentralstrahl wird auf den zwischen den Zahnreihen liegenden Detektor von kaudal des ipsilateralen Unterkieferwinkels axial auf den interessierenden Weisheitszahn ausgerichtet.

anterior einen spitzen Winkel bildet. Der Zentralstahl tritt von kaudal des kontralateralen Ohres knapp dorsal des kontralateralen Unterkieferwinkels ein, so dass er durch das "Schlüsselloch" zwischen Halswirbelsäule und Unterkiefer auf die zu untersuchende Seite von schräg kaudal trifft (Abb. 8.24, S. 157). Abgebildet wird die Unterkieferseitenzahnregion der detektornahen Seite. Da diese Aufnahme auch beim narkotisierten Patienten angefertigt werden kann, stellt sie intraoperativ eine Möglichkeit dar, beispielsweise nach Entfernung eines unteren Weisheitszahns, zur Kontrolle einer vermuteten Radix relicta, verwendet zu werden.

Kinnaufnahme

Die Aufnahme des isolierten Kinns ist heutzutage auf Grund der bei derartigen Fragestellungen meist bevorzugten 3D-Aufnahmetechniken (CT, DVT) nur mehr recht selten indiziert. Früher wurde die Aufnahme zusätzlich, als zweite Ebene, zu einer Panoramaschichtaufnahme beispielsweise bei einer medianen/paramedianen Unterkieferfraktur angewandt. Der Patient hält hierzu den Detektor (beispielsweise eine Speicherfolie in Aufbiss-Format) unter das Kinn. Der Zentralstrahl wird in einem ca. 60°-Winkel in der

©R. Schulze, 2019



Abbildung 8.22: Beispiel einer axialen Unterkieferweisheitszahnaufnahme der rechten Patientenseite

Vertikalen von oben kommend auf die interessierende Region gerichtet, so dass das Kinn frei projiziert abgebildet wird (Abb. 8.25, S. 157).

Wange tangential

Zu den seltenen Aufnahmen, die mit dentalen Tubusgeräten angefertigt werden können, gehört die tangentiale Wangenaufnahme. Sie wird beispielsweise zur Fremdkörpersuche in den Wangenweichteilen verwendet. Auch röntgenopake Speichelsteine im Ausführungsgang der Glandula parotis (Ductus parotideus, Stenon-Gang) lassen sich mit dieser Aufnahme darstellen. Der Patient bläst hierzu Luft in die Wange, die untersucht wird. Der Detektor liegt auf der anderen Wangen- und Nasenseite fazial am Kopf des Patienten an und der Zentralstrahl verläuft senkrecht auf diesen tangential durch die luftgefüllte Wangenseite des Patienten (Abb. 8.26, S. 158).

Weichteilaufnahme der Lippen

Isolierte Aufnahmen der Lippenweichteile können z. B. bei der Suche nach Fremdkörpern im Rahmen von Nahtversorgungen der Lippe (z. B. bei Riß-/Platzwunden der Unterlippe)

©R. Schulze, 2019

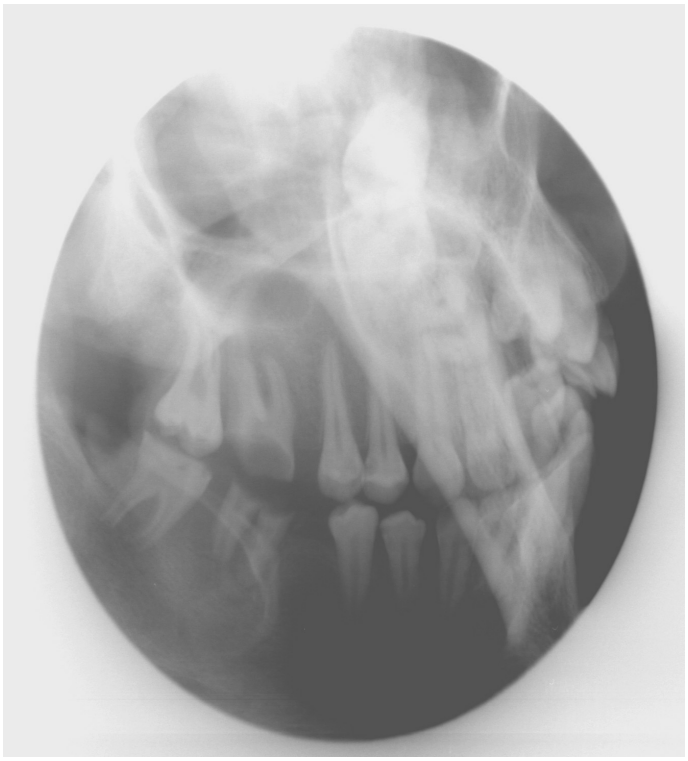


Abbildung 8.23: Beispiel einer Unterkiefer-Schräglateralaufnahme.

indiziert sein. Hierbei wird der Detektor in den Mundvorhof eingebracht und von extraoral, mit Hilfe des Dental-Tubusgerätes, eine (ungefähr orthoradiale) Einstellung vorgenommen (s. Abb 8.27, S. 158). Je nach Anatomie machen jedoch auch in beiden Raumrichtungen leicht davon abweichende Einstellungen des Zentralstrahles Sinn, um eine Projektion der untersuchten Region auf dem Detektor zu gewährleisten.

©R. Schulze, 2019

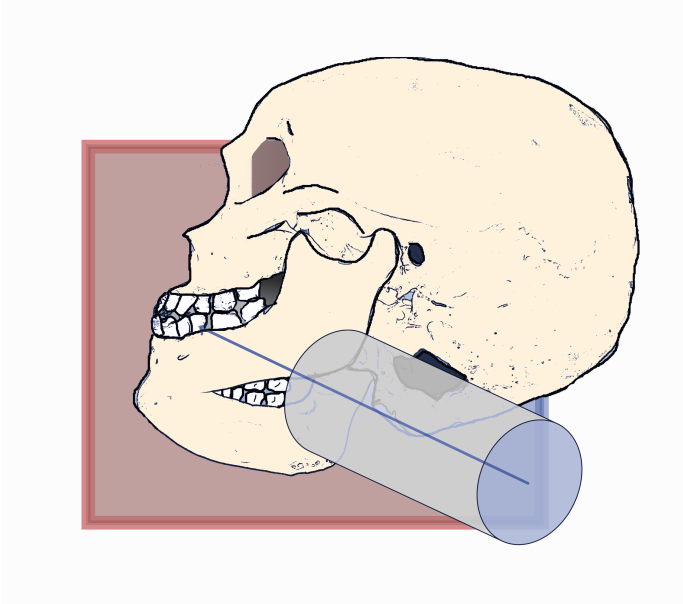


Abbildung 8.24: Skizze der Einstellung einer Unterkiefer-Schräglateralaufnahme. Der Patient hält den Bildrezeptor in einer relativ zur Mediansagittalebene leicht schrägen, nach anterior zur Mittellinie geneigten Position fest. Der Kopf wird zur untersuchten Seite geneigt. Mit dem dentalen Tubus wird der Zentralstahl, von kaudal des kontralateralen Ohres kommend, knapp dorsal des kontralateralen Unterkieferwinkels auf die zu röntgende Seite gerichtet.

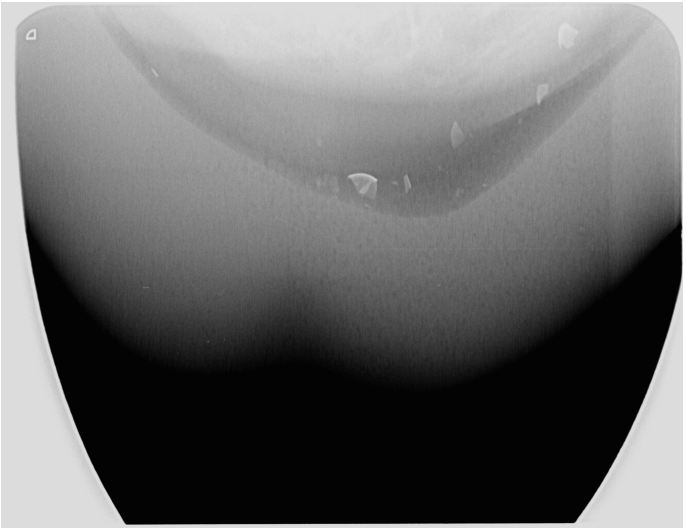
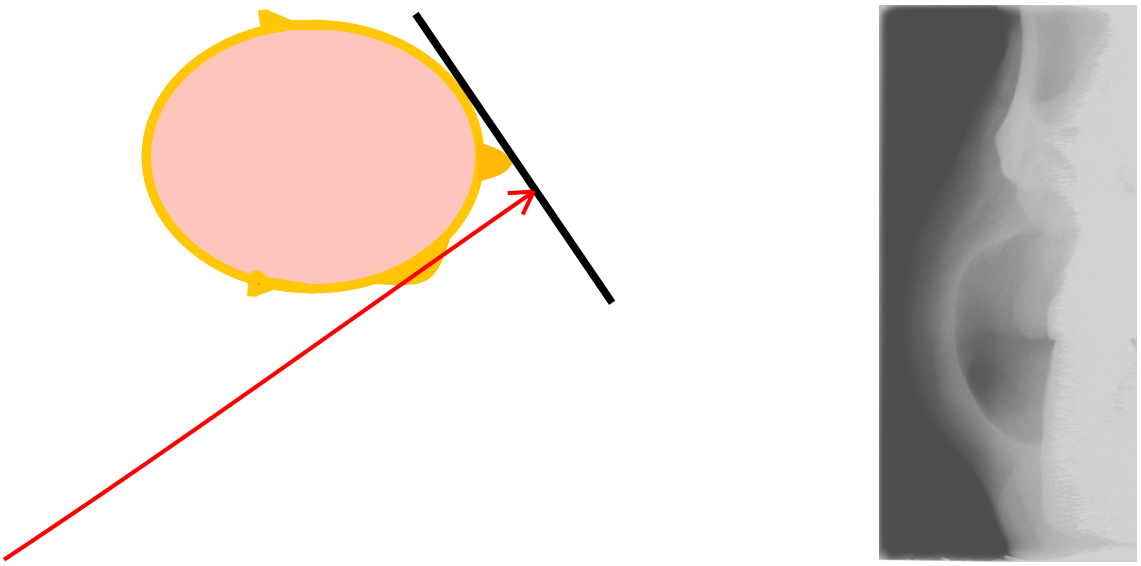


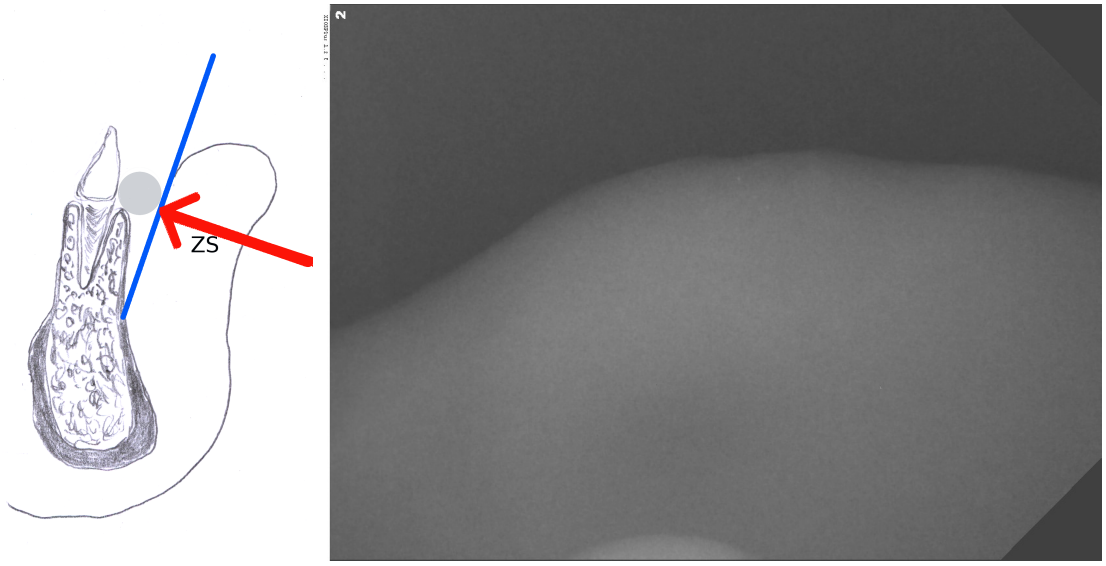
Abbildung 8.25: Isolierte Kinnaufnahme, die einige röntgenopake Fremdkörper in den Kinnweichgeweben zeigt

©R. Schulze, 2019



(a) (b)

Abbildung 8.26: Strahlengang a) und Röntgenaufnahme b) der Wangentangentialaufnahme. Der Patient muss hierzu die Wange der interessierenden Seite mit Luft füllen, um sie in der Projektion frei abbilden zu können. Dies ist auf der Röntgenaufnahme (b) deutlich erkennbar.



(a) (b)

Abbildung 8.27: Weichteilaufnahme der Unterlippe (rechts). Strahlengang (links): Detektor (blau) liegt im Mundvorhof, Zentralstrahl ungefähr senkrecht auf interessierende Region gerichtet.

©R. Schulze, 2019

8.0.2 Panoramaschichtaufnahme

Die Panoramaschichtaufnahme stellt seit ihrer Einführung in den 1960er Jahren weltweit einen Standard in der zahnärztlichen Röntgendiagnostik dar, der auch im Zeitalter der 3D-Röntgentechniken immer noch weiter besteht. Die Übersichtsaufnahme (Beispiel s. Abb. 8.28, S. 159) der Zähne und zahntragenden Kieferanteile bietet dem Zahnarzt eine gute Übersicht über den dentomaxillofazialen Komplex und stellt daher eine Routineuntersuchung im Sinne einer typischen Röntgenaufnahme dar. Was bei der täglichen Routine jedoch manchmal vergessen wird, ist die komplexe Entstehung der Aufnahme, bei der es sich eben nicht um eine normale, statische Projektions-Röntgenaufnahme handelt. Die Komplexität der Aufnahme macht auch ihre Befundung erheblich schwieriger, als man im täglichen Arbeitsablauf manchmal wahrhaben will. Da das Verständnis der zugrundeliegenden Technik, gerade bei der Panoramaschichtaufnahme, wesentlich für die korrekte und suffiziente Befundung der Aufnahme ist, werden die Grundlagen und die speziellen Anforderungen/Charakteristika der Panoramaschichtaufnahme im folgenden Abschnitt ausführlich erklärt und dargelegt.



Abbildung 8.28: Panoramaschichtaufnahme (OPG)

Geschichte der Panoramaschichtaufnahme

Der Wunsch, den Zahnbogen auf einer Aufnahme abzubilden, war sicherlich die treibende Kraft für die Entwicklung der Panoramaschichtaufnahme. In ersten Versuchen beschränkte man sich darauf, mit konventionellen, d.h. nicht schichtbildenden Verfahren zu versuchen, den Zahnbogen röntgenologisch darzustellen. So patentierte beispielsweise der Amerikaner Alvin Frank Zulauf aus New York im Jahr 1922 seine Erfindung unter dem Namen "Panoramic X-ray apparatus" [Zulauf, 07.03.1922]. Gegenstand der Patentierung war ein in die Mundhöhle eingebrachter, u-förmig gebogener Röntgenfilm sowie eine schrittweise Belichtung von extraoral. In Sinne der Definition handelte es sich hierbei daher um eine *intraorale Aufnahmetechnik* (s. auch Abschnitt 8.0.1). Angeblich wurden mit Hilfe die-

©R. Schulze, 2019

ser Technik jedoch niemals wirklich Röntgenaufnahmen angefertigt [Sanderink, 1987]. Ein ähnliches Prinzip wandte der Japaner H. Numata an [Numata, 1933]. Die ersten Grundlagen zur Tomographie wurden vom Franzosen André Bocage bereits im Jahr 1922 in einem Patent gelegt [Bocage, 1922]. Die Technik der Panoramaschichtaufnahme (PSA) wurde 1946 vom finnischen Ingenieur Y. V. Paatero in seiner Arbeit "Panoramic Radiography" veröffentlicht [Paatero, 1954]. 1961 brachte die Firma Siemens das in Zusammenarbeit mit Y. V. Paaatero entwickelte erste funktionierende Gerät mit dem Namen "Orthopanthomograph 1" auf den Markt. Aus diesem Namen leitet sich der bis heute im deutschsprachigen Raum etablierte Begriff "Orthopanthomographie", abgekürzt mit "OPG" ab. Die Panoramaschichtaufnahme (Beispiel s. Abb.8.28, S. 159) hat die Eigenschaft, nur eine Schicht bestimmter Dimension (einigermaßen) scharf abzubilden, während alle außerhalb dieser Schicht liegenden Strukturen verwischt und damit unscharf abgebildet werden. Dies dient dazu, Überlagerungen durch andere Strukturen möglichst wenig sichtbar zu machen. Die Technik der Panoramaschichtaufnahme beruht auf der Verwischungstomographie (s. Abschnitt 8.0.2, S. 161 f.). Weil die abgebildete Schicht (Zone) scharfer Darstellung eine endliche Dicke von bis zu maximal mehreren Zentimetern aufweist, wird die Technik auch auch als "Zonographie" bezeichnet. Das Funktionsprinzip wird im nächsten Abschnitt genauer erläutert.

Panoramavergrößerungsaufnahme

Die Geschichte Panoramaschichtaufnahme ist unmittelbar verknüpft mit einer anderen, nur kurzzeitig verwendeten Aufnahmeart: der Panoramavergrößerungsaufnahme. Diese Aufnahme wurde auch unter dem Begriff "Status-X-Aufnahme" bekannt. Namensgebend hierfür war das unter dem Namen "Status-X" von der Firma Siemens in den 1970er Jahren auf den Markt gebrachte Röntgengerät. Dieses verwendete eine sehr spezielle, charakteristische Technik, die es von allen anderen, hier besprochenen, Röntgengeräten unterschied. Wesentliches Merkmal des Status-X-Gerätes war eine stiftförmige Röntgenröhre, welche während der Aufnahme in den Mund des Patienten eingebracht wurde. Der Film wurde entsprechend extraoral entlang der Gesichtsweichteile des Ober- oder Unterkiefers entlang gebogen angebracht. Dies bedeutete eine im Vergleich zu den intraoralen Aufnahmen (s. Abschnitt 8.0.1, S. 136) umgekehrte Projektionsrichtung von enoral nach extraoral. Die resultierende Status-X-Aufnahme (s. Abb. 8.29, S. 161) wies entsprechend ihrer Projektionsgeometrie (großer Abstand zwischen Objekt und Projektionsebene sowie sehr geringer Abstand zwischen Röntgenquelle und Objekt) eine deutliche Vergrößerung der abgebildeten Strukturen auf. Zusätzlich erkennt man gut die ausgeprägte Verzerrung der Abbildungen, die durch die gebogene Projektionsfläche entstanden. Mit der recht zeitnah nach ihrer Einführung bereits weltweiten Verbreitung der Panoramaschichtaufnahme verschwand die "Interimstechnik" der Panoramvergrößerungaufnahme jedoch sehr bald wieder aus den Zahnarztpraxen und den Kliniken. Verzerrte Abbildungen nur eines Kiefers, eine hohe Schleimhautdosis bedingt durch die intraorale Platzierung der Röntgenquelle sowie die für den Patienten eben deswegen auch unangenehme Anfertigung der Aufnahme waren die Hauptgründe, weshalb sich die Panoramavergrößerungsaufnahme nicht gegen die Panoramaschichtaufnahme behaupten konnte. Sicherlich spielte auch eine Rolle, dass

©R. Schulze, 2019

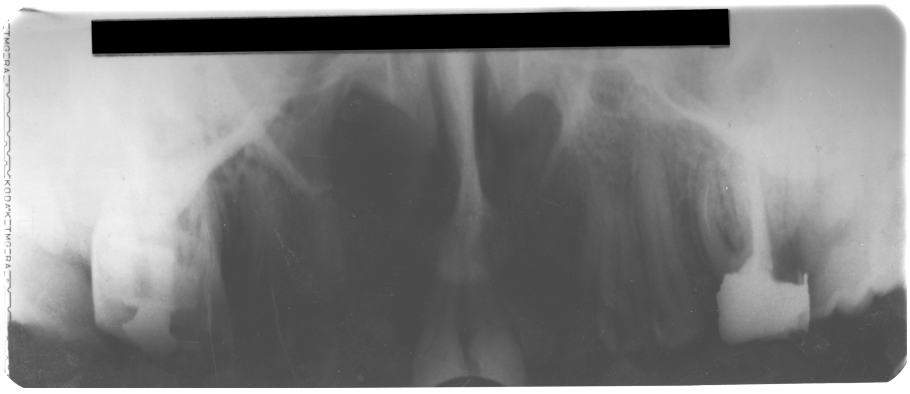


Abbildung 8.29: Beispiel einer Panoramavergrößerungsaufnahme (Status-X-Aufnahme). Klar erkennbar ist die deutliche Vergrößerung der abgebildeten Strukturen sowie die ausgeprägte Verzerrung.

auf der Panoramaschichtaufnahme im Vergleich deutlich mehr anatomische Strukturen zu erkennen sind, da dieser Aufnahmetyp eine Gesamtübersicht über den sog. "dentomaxillofazialen Komplex" auf nur einer Aufnahme ermöglicht, während die Panoramavergrößerungsaufnahme lediglich einen Kieferanteil (Ober- oder Unterkiefer) abbildete.

Grundlagen Verwischungstomographie

Man macht sich bei der Panoramaschichtaufnahme die, aus unterschiedlichen Abbildungsgeometrien resultierenden, unterschiedlichen Abbildungsorte der durchstrahlten Objekte zu Nutze, die sich jeweils aus ihrer Position innerhalb der Abbildungsgeometrie ergeben (s. Abb. 8.30, S. 162). Ein wesentliches Prinzip zur Herstellung konventioneller Tomographien besteht in der Bewegung der abbildenden Komponenten (Röntgenquelle plus Bildempfänger) relativ zum zu röntgenden Objekt während der Exposition. Durch diese Bewegung werden Strukturen, die sich während der Bewegung in einer Zone relativer Ruhe zum sich bewegenden System (Röntgenquelle/Bildempfänger) befinden, scharf abgebildet, Strukturen außerhalb dieser Zone relativer Ruhe werden hingegen unscharf und verwischt dargestellt. Die tatsächliche Schärfe/Unschärfe ergibt sich aus der Distanz des jeweiligen Objektes zu dieser Zone relativer Ruhe: je weiter ein Objekt von dieser entfernt liegt, desto mehr wird es verwischt, d. h. desto unschärfer wird es abgebildet. Die im Kapitel 11 (S. 247) beschriebene "Tomosynthese" unterliegt demselben Grundprinzip und bildet eigentlich die historische Grundlage für die Entwicklung der Panoramaschichtaufnahme. Allerdings beruht die Tomosynthese auf einer geschickten Verarbeitung der Einzelinformationen aus mehreren, statisch, aus unterschiedlichen Geometrien angefertigten Röntgenaufnahmen. Erst anschließend wird aus diesen Einzelaufnahmen ein tomosynthetisches Bild berechnet (s. Kapitel 11, S. 247 ff.). Die Panoramaschichtaufnahme hingegen gehört zur Gruppe der sogenannten "linearen Verwischungstomographie". Sie ist eine bewegte Aufnahme, die eine gezielten Bewegung während der Exposition benötigt. Der Begriff *lineare Verwischungstomographie* bezieht sich auf die lineare Umlaufbewegung um den Patienten sowie auf die durch Verwischung (s.u.) entstehende Unschärfe aller außerhalb der Schicht scharfer Dar-

©R. Schulze, 2019

stellung liegenden Strukturen. Die Güte der Verwischung ist letztendlich ein Qualitätsmaß der Aufnahmetechnik.
Für die Ingenieure bestand die zentrale Aufgabe darin, eine Umlaufbewegung von Röntgenröhre und Bildempfänger so zu konstruieren, dass die interessierenden Strukturen des Objektes, nämlich die zahntragenden Anteile des Ober- und Unterkiefers, sich genau in dieser Zone relativer Ruhe befinden. Exakt diese "Ruhezone" entspricht der Zone scharfer Darstellung. Initial war daher zuerst einmal ein durchschnittlicher Verlauf dieser Strukturen zu ermittelt, um dann darauf abgestimmt eine entsprechende Umlaufbahn berechnen zu können. Diese musste dann in der Anfangszeit der Panoramaschichtgeräte auch noch mit mechanischen Lösungen abgefahren werden, da noch keine computergesteuerten Mikromotoren verfügbar waren.

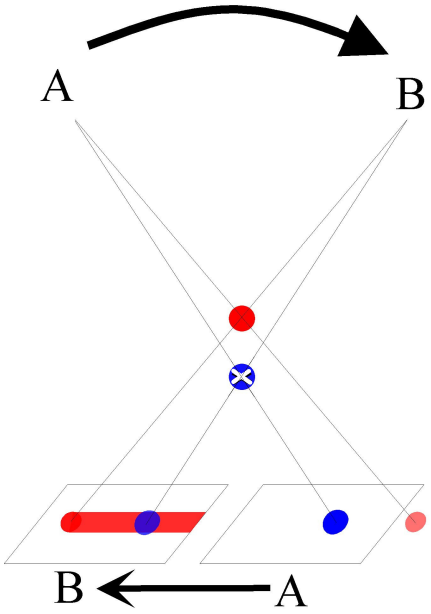


Abbildung 8.30: Grundprinzip der Verwischungstomographie: Bewegt man ein in sich starres System bestehend aus einer Röntgenquelle und einem Bildrezeptor (Parallelogramm unten in Abbildung) um ein Drehzentrum (weißes Kreuz) um einen bestimmten Winkel (Schichtwinkel ∠AB), dann wird das Objekt (blauer Kreis), welches sich im Drehzentrum befindet (also in der Zone relativer Ruhe für die Drehbewegung), immer auf dieselbe Position der Abbildungsebene (Bildrezeptor) projiziert. Es wird daher scharf auf dem Bildrezeptor abgebildet. Alle außerhalb des Drehzentrums positionierten Strukturen (hier als Beispiel der rote Kreis) werden jedoch auf sich während der Bewegung fortwährend ändernden, unterschiedlichen Positionen des Bildrezeptors abgebildet. Sie werden damit unscharf (hier als roter Strich illustriert) und verwischt dargestellt. Man kann sich für die Konstruktion des verwischten roten Striches einfach die Abbildungen aus allen Zwischenpositionen zwischen Position A und B vorstellen, die aneinandergereiht eben diese Abbildung des roten (verwischten) Striches ergeben (modifiziert aus [Pasler, 2000]).

©R. Schulze, 2019

Technik der Panoramaschichtaufnahme

Die Panoramaschichtaufnahme hat die Anforderung, den gebogenen Zahnbogenverlauf, sozusagen "herausgeschnitten" aus dem gesamten Patientenkopf, nur für sich darzustellen. Übertragen auf das Prinzip der Verwischungstomographie bedeutet dies, eine gebogene Zone, nämlich die, innerhalb ein Zahnbogen eines durchschnittlichen Patienten verläuft, (relativ) scharf darzustellen, während alle außerhalb davon befindlichen anatomischen Strukturen des Patientenkopfes, in Abhängigkeit von ihrer Entfernung zu dieser Zone (Schicht) unscharf abgebildet werden sollen, um sie sozusagen "unsichtbar" zu machen. Umgesetzt werden diese relativ komplexen Anforderungen an den Bewegungsablauf eines Panoramaschichtgerätes über einen an einem Standfuß montierte Einheit aus Röntgenröhre und Bildempfänger. Diese ist drehbar und gleichzeitig translativ beweglich aufgehängt und wird heutzutage von computergesteuerten Motoren angetrieben, um die vom Gerät vorgegebene Umlaufbewegung exakt um den mit Hilfe von Positionierungseinrichtungen entsprechend ausgerichteten Patienten ausführen zu können. Panoramaschichtaufnahmen werden nach dem Prinzip der linearen Verwischungstomographie angefertigt, was eine im Vergleich zu statischen Projektionsröntgenaufnahmen sehr komplexe Bildentstehung zur Folge hat. Das Grundprinzip besteht in der gezielten Erzeugung von Bewegungsunschärfe außerhalb einer Zone, in der die Bewegungsunschärfe auf ein Minimum reduziert wird was eine einigermaßen scharfe Abbildung nur in dieser einen Zone (Schicht) zur Folge hat. Dieses von Y. V. Paatero erstmals in einem funktionstüchtigen Gerät technisch umgesetzte Grundprinzip wird durch eine gezielte Bewegung des Röhren-Detektorsystems in einer nicht-kreisförmigen Umlaufbahn um den Patientenkopf gewährleistet. Die Bahn ist durch ein permanent verschobenes, gleitendes, effektives Rotationszentrum sowie einen gleichmäßigen Abstand des physikalischen Rotationszentrums zur *Mitte der Schicht scharfer Darstellung* charakterisiert [McDavid et al., 1989](Abb. 8.36). Die Umlaufbahn des Strahlers ist in Abb. 8.35 (S. 166) skizziert.

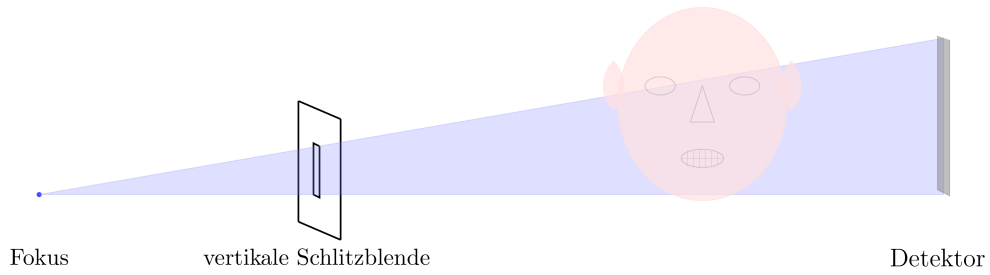


Abbildung 8.31: Seitliche Ansicht der typischen Aufnahmegeometrie der Panoramaschichtaufnahme: durch eine vertikale Schlitzblende wird das das leicht von kaudal kommende Primärstrahlenbündel auf ein vertikal fächerförmiges Strahlenbündel eingeblendet. Dieses tritt von kaudal kommend durch den Patientenkopf hindurch und wird auf dem gegenüber der Röhre liegenden Detektor registriert.

Die Röntgenröhre fährt, ausgehend von einer seitlich-frontalen Position, dorsal um den

©R. Schulze, 2019

Schädel des Patienten bis in die Gegenposition, wobei der dabei umfahrenen Winkel ca. 250° bis 270° beträgt. Das Strahlenbündel wird durch eine schlitzförmige Primärblende auf ein vertikal verlaufenden Fächer eingeblendet, der über permanent verschobene Drehzentren durch den Kopfe des Patienten rotiert wird. Der Bildempfänger ist in seiner Größe auf dieses vertikale fächerförmige Strahlenbündel (Abb. 8.31, S. 163) ausgerichtet, d. h. seine Form entspricht einem vertikal orientierten, schmalen Rechteck in der Höhe und Breite des eingeblendeten Strahlenfächers. Bei film- oder speicherfolien-basierten Geräten wird eine sekundäre, ebenfalls vertikal ausgerichtete, schmale Rechteckblende vor dem Detektor verbaut ("Sekundärblende"). Diese blendet den Strahlenfächer "hinter" dem Objekt nochmals auf die benötigte Größe auf dem Detektor ein.

Die fertige Panoramaschichtaufnahme setzt sich also aus vielen, aneinandergereihten, vertikalen Streifenprojektionen zusammen, die kontinuierlich über den gesamten Umlauf des Gerätes erzeugt werden. Innerhalb jeder einzelnen dieser streifenförmigen Projektionen werden wiederum diejenigen Strukturen, die sich innerhalb der relativen Ruhezone (= Schicht) der Bewegung befinden, scharf abgebildet, während alle Strukturen außerhalb dieser Ruhezone in Abhängigkeit von ihrer Relativbewegung entsprechend unscharf und verwischt dargestellt werden. So zusammengesetzt ergibt sich dann die typische Panoramaschichtaufnahme mit den scharf abgebildeten Strukturen im Bereich des Zahnbogens (plus der sagittal direkt darüber sowie darunter liegenden anatomischen Strukturen) sowie den unscharf abgebildeten "Geisterbildern" der röntgendichten Strukturen außerhalb des Zahnbogens.

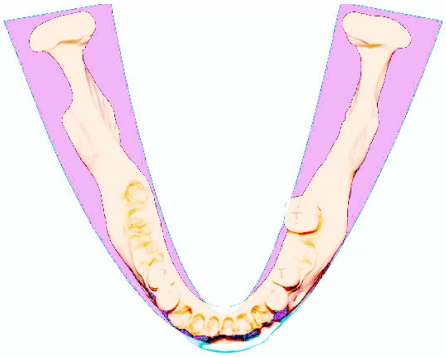


Abbildung 8.32: Aufsicht auf die grundsätzliche Form der Schicht scharfer Darstellung, welche die Größe eines durchschnittlichen Kieferverlaufs umfasst.

Der Sensor und der Röntgenstrahler rotieren auf einer festgelegten Bahn um den Kopf des Patienten, während der Sensor synchron in seiner Auslese-Geschwindigkeit so angesteuert wird, dass diese an die Geschwindigkeit der "Objektschatten" der in der zentralen Schicht platzierten Objekte angeglichen ist [McDavid et al., 1995]. Hierbei ist die so erzeugte (ungefähr) parabelförmige Schicht (einigermaßen) scharfer Darstellung durchschnittlich im Seitenzahnbereich 20 mm bis über 30 mm breit, während sie im Frontzahnbereich nur

©R. Schulze, 2019

eine Breite von ca. 10mm aufweist. Die Breite ist wiederum abhängig vom *Schichtwinkel* (s. Abb.8.30, S. 162) bei der Rotation, d.h. dem Winkel, der während der Rotation um ein physikalisches Drehzentrum überstrichen wird.

Die Röntgenquelle ist hierbei so angebracht, dass sie relativ zum Bildempfänger (heute meist vertikal orientierte, digitale Zeilensensoren) etwas nach kaudal versetzt positioniert ist. Dadurch ergibt sich ein leicht von kaudal kommender Strahlengang, der dazu führt, dass eigentlich ungewollte, jedoch auf Grund der Technik der Panoramaschichtaufnahme unvermeidbare Abbildungen (sog. "Geisterbilder") von Strukturen außerhalb der *Schicht scharfer Darstellung* etwas nach kranial und damit nicht genau über die eigentlich gewollten (scharf abgebildeten) Strukturen innerhalb der *Schicht scharfer Darstellung* projiziert werden (s. auch Abb. 8.39, S. 171).

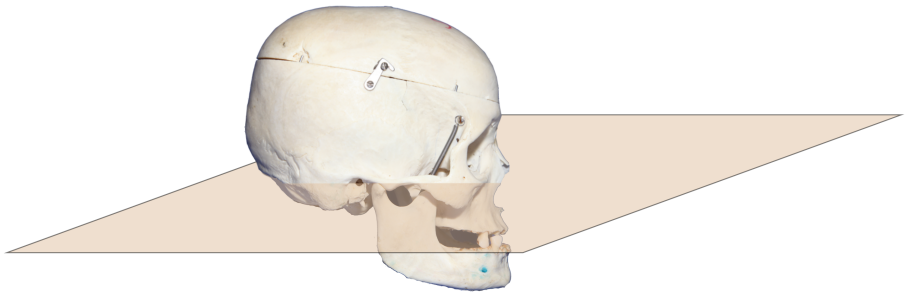


Abbildung 8.33: Frankfurter Horizontalebene, die durch den tiefsten Punkt des knöchernen Infraorbitalrandes sowie den kranialsten Punkt des knöchernen Gehörganges (Porus acusticus externus) verläuft.

Der Patient muss so ausgerichtet werden, dass die interessierenden Strukturen, d. h. die zahntragenden Anteile von Ober- und Unterkiefer, innerhalb der bauarttechnisch vorgegebenen Schicht scharfer Darstellung positioniert werden. Aus geometrischen Gründen (deutliche Krümmung, s. Abb. 8.32, S. 164) ist die Schicht im Frontzahnbereich dünner als im nahezu linear geformten Seitenzahnbereich. Daher verwenden die Hersteller meist eine Einbisshilfe für die Frontzähne, um Positionierungsfehler in dieser kritischen Region zu minimieren. Alternativ gibt es auch Kinnstützen für frontal unbezahnte Patienten. Mit Hilfe von Licht- oder heutzutage meist Laservisieren erfolgt dann noch die genaue Ausrichtung bezüglich der Frankfurter Horizontalebene (Abb. 8.33, S. 165) sowie der Mediansagittalebene (Abb. 8.34, S. 166)

.

Frankfurter Horizontalebene: anatomische Ebene, die durch den tiefsten Punkt des knöchernen Infraorbitalrandes sowie den kranialsten Punkt des knöchernen Gehörganges (Porus acusticus externus) verläuft (s. Abb. 8.33, S. 165).

Die auf dem Markt befindlichen Geräte führen nach Kenntnis des Autors alle ein

©R. Schulze, 2019

ähnliches Bewegungsmuster durch. Selbstverständlich unterscheiden sich die genauen Bah-

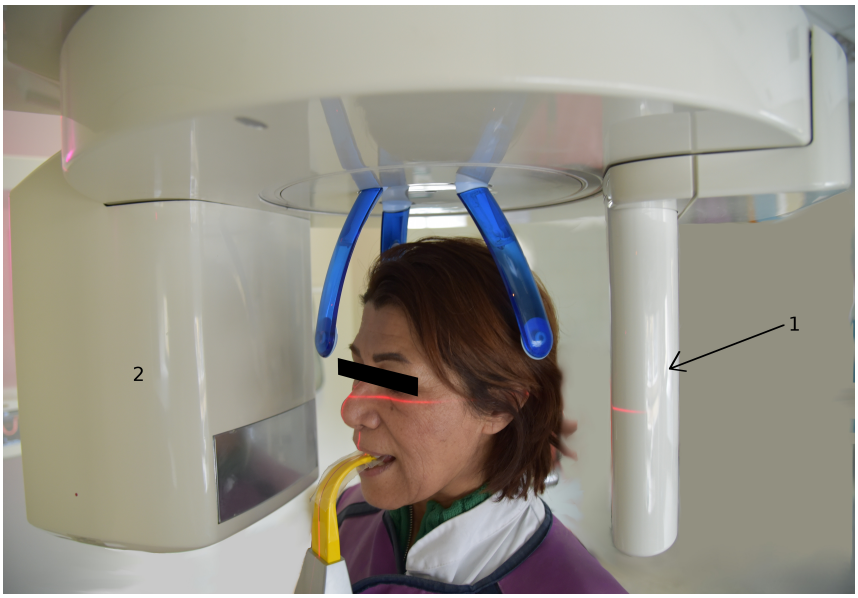


Abbildung 8.34: Patientenpositionierung im Panoramaschichtgerät. Gut erkennbar sind die beiden Laservisiere zur Ausrichtung der Frankfurter Horizontalebene sowie der Mediansagittalebene des Patienten. Der digitale Festkörper-Detektor (Nr. 1) befindet sich in dieser Ausgangsposition links, die Röntgenröhre (Nr. 2) gegenüberliegend rechtsfrontal vom Patienten.

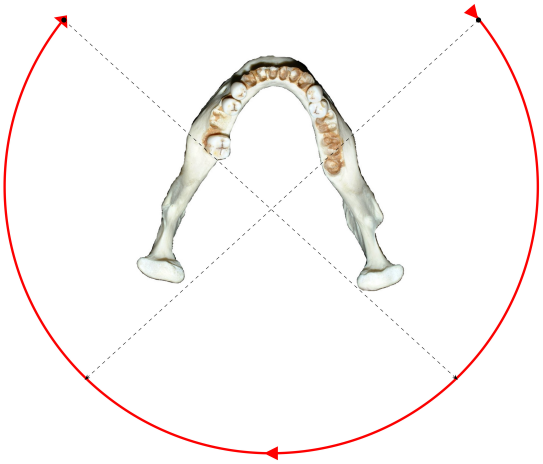


Abbildung 8.35: Skizze einer vereinfacht dargestellten, typischen Umlaufbahn von Röntgenstrahler und gegenüberliegendem Detektor um den Patientenkopf bei der Panoramaschichtaufnahme. Dabei wird die Röhre immer dorsal des Patientenkopfes vorbeibewegt, der Detektor jedoch ventral des Kopfes. Die Schicht scharfer Darstellung liegt zu jedem Zeitpunkt der Aufnahme detektornah, um eine weitere, unnötige projektive Vergrößerung zu vermeiden.

©R. Schulze, 2019

nen zwar durchaus deutlich zwischen den Geräten, jedoch sind die Bewegungsrichtung sowie die ungefähren Relationen zu den anatomische Bezugspunkten sehr ähnlich. Letzteres ergibt sich ganz einfach aus der Abbildungstechnik und den bisher gesammelten Erfahrungen, die letztlich in einem für alle Panoramaschichtgeräte sehr ähnlichen Bewegungsmuster resultiert. Die Aufnahme startet mit der Abbildung des dorsalen Unterkieferanteils links indem der vertikale Strahlenfächer auf der kontralateralen Seite im Bereich der Fossa canina eintritt (s. Abb. 8.37, S. 169). Das reale (effektive Drehzentrum wird permanent verschoben (s. Abb. 8.36, S. 167), während der Strahlenfächer in Richtung dorsal des Patienten bewegt wird um schließlich während der Abbildung der Frontzahnregion dorsal der Wirbelsäule des Patienten vorbei zulaufen. Da die Aufnahme aus verständlichen Gründen symmetrisch abläuft, wird diese Bewegung für die Aufnahme der rechten Kieferhälfte von dorsal kommend, in Richtung ventral verlaufend, fortgesetzt. Die Bewegung endet schließlich auf der kontralateralen Seite zur Ausgangsposition, d. h. der Strahlenfächer dringt in die linke Fossa canina des Patienten ein um abschließend den rechten dorsalen Anteil

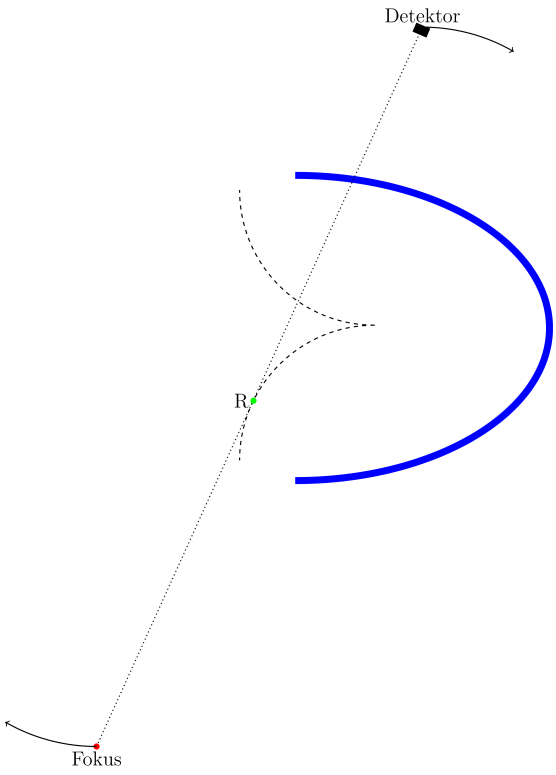


Abbildung 8.36: Skizzierte Abbildungsgeometrie bei aktuellen Panoramaschichtgeräten (modifiziert aus [Ogawa et al., 2010]). Blau dargestellt ist die Mitte der Schicht scharfer Darstellung. R definiert die Position des temporären Rotationszentrum der Fokus-Detektor-Einheit zu diesem Aufnahmezeitpunkt. Hierbei bewegt sich R auf der gestrichelt eingezeichneten Bewegungsbahn, die die Gesamtbewegung des Rotationszentrums R während des kompletten Umlaufs des Fokus-Detektor-Systems, d. h. während der gesamten Anfertigung der Panoramaschichtaufnahme, illustriert.

©R. Schulze, 2019

des Kiefers mit dem rechten Kiefergelenk und dem aufsteigenden rechten Unterkieferast abzubilden. Die lateral auf der Panoramaschichtaufnahme häufig (in Abhängigkeit von Patientenpositionierung und -Anatomie) noch abgebildete Wirbelsäule erklärt sich durch die breite Schicht in den dorsalen Anteilen und die nahe Lagebeziegung der Wirbelkörper (laterale Ausdehnung, s. Abb. 8.37, S. 169).

Spezifische Eigenschaften der Panoramaschichtaufnahme

Bedingt durch die Abbildungseigenschaften und die in horizontaler Richtung stattfindende Verwischung ergeben sich einige sehr wichtige, weil aufnahmespezifische Abbildungseigenschaften der Panoramaschichtaufnahme. Eine sich wesentlich von statischen Projektions-Röntgenaufnahmen unterscheidende Eigenschaft ist die komplexe Vergrößerung der Abbildung. Entscheidend ist hierbei, dass sich horizontale und vertikale Vergrößerung unterscheiden und sich beide kontinuierlich über die Aufnahme verändern [Welander et al., 1985, Yuan and Yuan, 2012]. Wichtig ist auch, dass vor allem die horizontale Vergrößerung in Abhängigkeit von der Lage der abgebildeten Struktur zur Schichtmitte (s. Abb. 8.41, S. 174), stark schwankt [Schulze et al., 2000]. Die Vergrößerung ist lediglich in der *Mitte der Schicht scharfer Darstellung* in beiden Raumrichtungen (horizontal – vertikal) identisch [Tronje et al., 1981]. Alle davon abweichenden Positionen führen zu in horizontaler und vertikaler Dimension unterschiedlichen Vergrößerungen, d.h. Verzerrungen der Abbildung. Liegt ein Objekt in Richtung Bildrezeptor verschoben (also "lateral" der zentralen Schichtmitte), so nimmt die horizontale Vergrößerung ab. Für die gegensätzliche Lage, d.h. für in Richtung Röntgenquelle (und damit in Richtung Rotationszentrum, oder "oral" der zentralen Schichtmitte) verschobene Positionen, nimmt sie hingegen zu [Tronje et al., 1985b]. Dies bedeutet beispielsweise, dass nur, falls der Mittelpunkt einer Metallkugel exakt in der Mitte der Schicht scharfer Darstellung positioniert ist, die Kugel als tatsächlich runde Scheibe abgebildet wird. Verschiebt man die Kugelposition dagegen in Richtung Bildrezeptor (d. h. nach "lateral"), so wird die Abbildung der Kugel in horizontaler Richtung immer schmäler (vertikal eiförmig) abgebildet. Im umgekehrten Fall, d. h. bei Verschiebung in Richtung Röntgenröhre ("oral"), wird die horizontale Dimension der Abbildung größer, d.h. das Röntgenbild der Kugel in die Breite verzerrt (horizontal eiförmig).
Die vertikale Vergrößerung ist rein projektiv verursacht, d. h. durch die Projektionsgeometrie bedingt, während sich die horizontale Vergrößerung aus zwei Komponenten zusammensetzt: a) aus der Durchlaufzeit des vertikalen Strahlenfächers durch das dargestellte Objekt, und b) aus der projektiven Vergrößerung, die sich aus der Projektionsgeometrie ergibt. Daher schwankt die horizontale Vergrößerung beträchtlich mit dem Abstand des betrachteten Objektes zur Mitte der Schicht scharfer Darstellung [Tronje et al., 1985b], während die vertikale Vergrößerung relativ konstant bleibt [Tronje et al., 1985a]. Eine sehr interessante, analytische Betrachtung der Vergrößerungseffekte auf der Panoramaschichtaufnahmen in Abhängigkeit von der tatsächlichen Objektposition wurde kürzlich von Devlin und Yuan veröffentlicht [Yuan and Yuan, 2012].
Typisch für Panoramaschichtaufnahmen sind sog. *Geisterbilder* (Abb. 8.39, S. 171). Diese entstehen, wenn hochgradig dichte Objekte (z. B. metallische Ohrringe, Piercing,

©R. Schulze, 2019

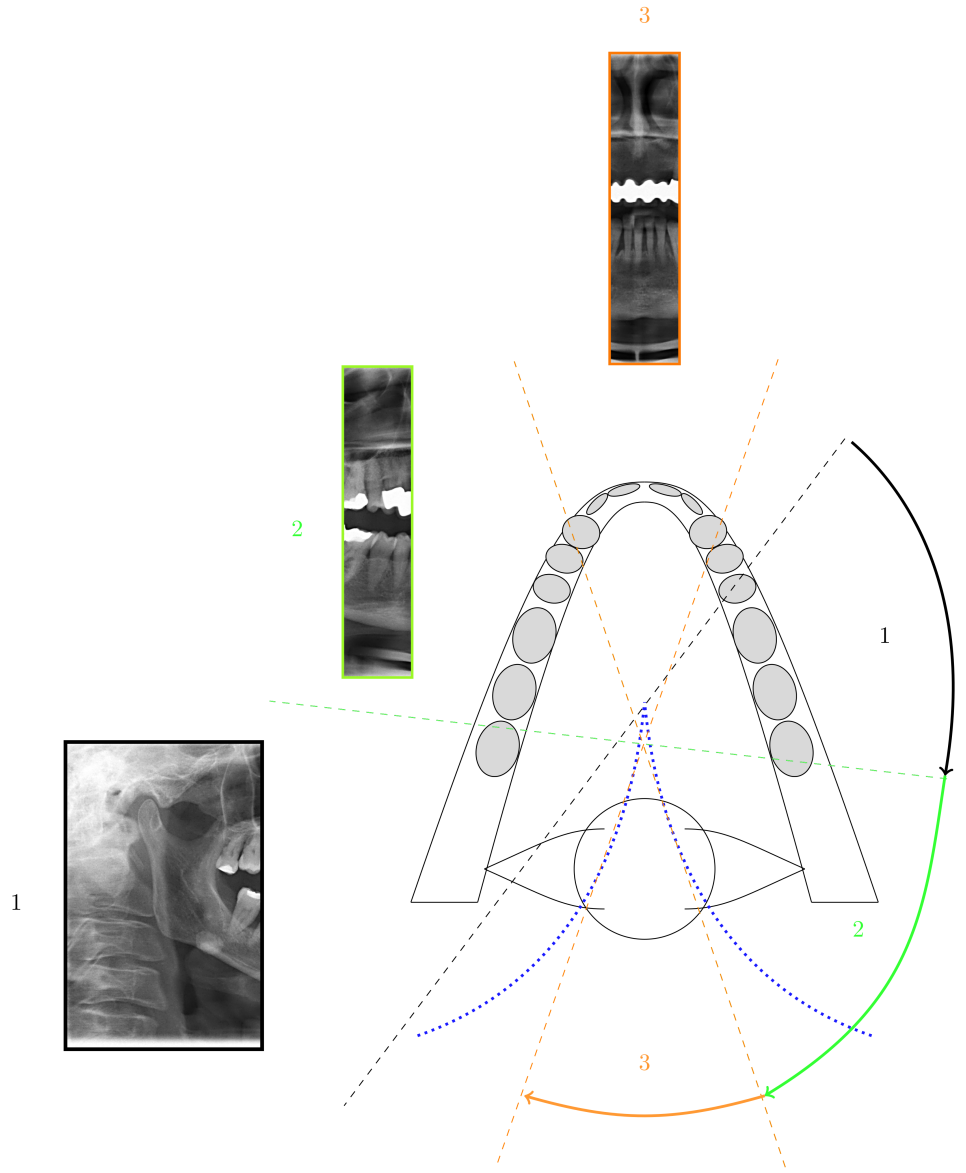


Abbildung 8.37: Schematische Darstellung des zeitlichen und räumlichen Entstehungs-Ablaufes einer Panoramaschichtaufnahme. Der vertikale Strahlenfächer (hier nur durch gestrichelte Linien angedeutet) beginnt mit der Durchstrahlung ca. im Bereich der rechten Fossa canina des Patienten. In den abgebildeten Umlaufzeiträumen (1 bis 3) werden jeweils ungefähr die gegenüberliegend abgebildeten Aufnahme-Anteile abgebildet. Zur besseren Illustration sind hier nur die Aufnahme-Anteile der rechten Patientenseite eingezeichnet. (Cave: um die Darstellung konsistent mit der regulären Seitenanordnung der Panoramaschichtaufnahme zu gestalten, ist die Ansicht auf den Unterkiefer hier von kaudal.)

©R. Schulze, 2019

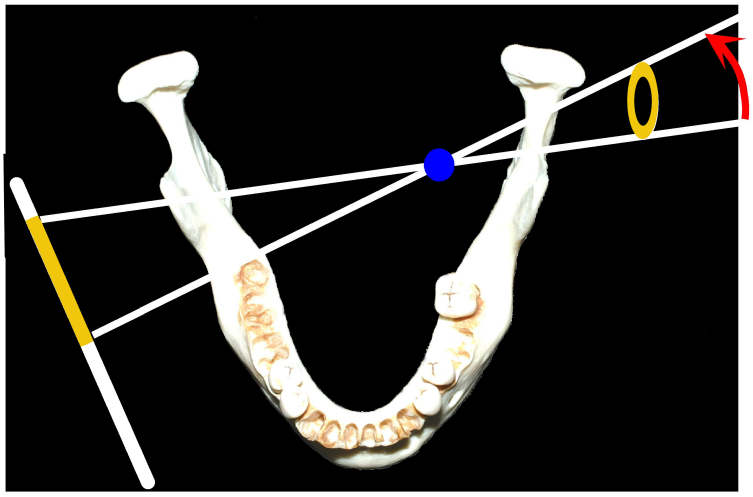


Abbildung 8.38: Befindet sich ein hochdichter, z. B. metallischer Gegenstand, der außerhalb der Schicht scharfer Darstellung gelegen ist, im Strahlengang einer Panoramaschichtaufnahme, so ergibt sich ein sog. *Geisterbild*. In dieser Skizze ist linksseitig ein Ohrring etwa in typischer Position eingezeichnet. Zu dem abgebildeten Zeitpunkt wird eigentlich der dorsale rechte Unterkieferseitenzahnbereich scharf abgebildet. Der Ohrring links liegt jedoch, obwohl im Moment weit außerhalb der abgebildeten (scharfen) Schicht, liegt jedoch zu diesem Zeitpunkt ebenfalls im Strahlengang und führt zu einer unscharfen, vor Allem in horizontaler Richtung stark vergrößerten Abbildung, dem *Geisterbild*. Dieses projiziert sich unscharf und etwas nach kranial verschoben über die scharf dargestellte anatomische Region, die zu diesem Zeitpunkt innerhalb der Schicht scharfer Darstellung lag (s. auch Abb. 8.38).

Halsketten, Verschlüsse der Bleischutz-Westen etc.) zwar im Strahlengang liegen, sich jedoch zum Zeitpunkt ihrer Abbildung nicht innerhalb der *Schicht scharfer Darstellung* befinden. Da sie nicht in der scharfen Schicht liegen, sind Geisterbilder durch ihre unscharfe, verwischte Abbildung charakterisiert. Wie Abb. 8.38 (S. 170) illustriert, ergibt sich dadurch eine in die Breite verwischte, unscharfe Abbildung der metallischen Struktur, die sich über die zu diesem Aufnahmezeitpunkt gerade innerhalb der Schicht scharfer Darstellung liegenden anatomischen Strukturen projiziert.
Typische Geisterbilder werden auf Panoramaschichtaufnahmen beispielsweise durch metallische Ohrringe verursacht, die während der Aufnahme nicht abgenommen wurden (Abb. 8.39, S. 171). Da die Ohrläppchen, an denen Ohrringe typischerweise befestigt sind, lateral am Kopf des Patienten liegen, werden sie zweimal vom vertikalen Strahlenfächer durchlaufen: einmal, wenn die Kiefergelenkregion der Seite des Ohrringes gerade abgebildet wird. Dann ist ihre Abbildung scharf, da sie sie auf Grund der Schichtbreite im Seitenbereich noch innerhalb der Schicht scharfer Darstellung befinden. Da der Ohrring sich jedoch noch einmal im Weg des Strahlenganges befindet, nämlich dann, wenn das Gerät gerade die Gegenseite (ca. die dorsale Molarenregion) abbildet, wird er jedoch nochmals auf der Gegenseite als *Geisterbild* abgebildet. Da häufig Ohrringe paarweise auf beiden Seiten getragen werden, ergeben sich auf diese Weise bei zwei Ohrringen

©R. Schulze, 2019

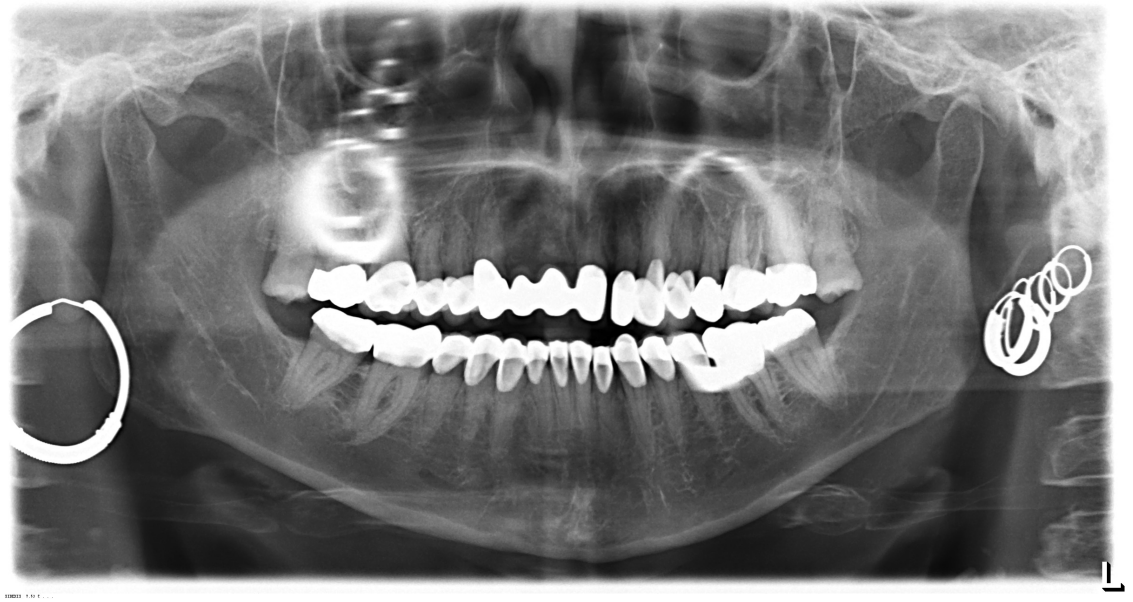


Abbildung 8.39: Typische Geisterbilder auf einer Panoramaschichtaufnahme hervorgerufen durch beidseitige metallische Ohrringe. Auf Grund der leicht von kaudal kommenden Strahlung werden die Geisterbilder im Verhältnis zu ihrer Originalposition etwas nach kranial versetzt abgebildet.

(einer links und einer rechts) insgesamt vier Abbildungen: Zwei reale Abbildungen sowie zwei Geisterbilder (s. Abb. 8.39,S. 171). Aus diesem Grund sollten röntgendichte, entfernbare Objekte, die während der Aufnahme im Strahlengang liegen, möglichst vorher entfernt werden. Dies gilt insbesondere für Objekte, die sich lateral im durchstrahlten anatomischen Bereich des Patienten befinden.

Definition:

Geisterbilder sind Abbildungen von röntgendichten Objekten, die während ihres Abbildungszeitpunktes zwar vom Strahlengang durchlaufen werden, sich jedoch nicht innerhalb der Schicht scharfer Darstellung befinden und daher unscharf, vergrößert und verwischt abgebildet werden.

Vergrößerungsfaktoren in der Panoramaschichtaufnahme

Das oben beschriebene Prinzip der Erzeugung von Panoramaschichtaufnahmen ist nach wie vor identisch mit dem bei der Einführung dieser Technik verwendeten. Objekte außerhalb der unendlich dünnen *Schichtmitte* (s. Abb. 8.41, S. 174), werden mit Vergrößerungsfaktoren abgebildet, die sich zwischen horizontaler und vertikaler Richtung unterscheiden [McDavid et al., 1993], was physikalisch eine *Verzerrung* der Abbildung bedeutet. Hierbei ist wichtig, dass die vertikale Vergrößerung wesentlich weniger schwankt, als

©R. Schulze, 2019

die horizontale [Tronje et al., 1981, Schulze et al., 2000]. Der entscheidende Nachteil hinsichtlich einer voraussagbaren Vergrößerung für beide Raumrichtungen leitet sich aus der einfachen Tatsache ab, dass alle Hersteller Mittelwerte für die Schichtform/-Geometrie verwenden, und bisher kein auf dem Markt befindliches Gerät einen wirklich individuellen, d. h. exakt dem jeweiligen Kieferbogenverlauf folgenden, auf diesen angepassten Schichtverlauf erzeugt. Letzteres würde auch nur dann möglich sein, wenn der Kieferbogenverlauf in seiner axialen Ansicht beispielsweise im Vorfeld von kaudal mit einer Projektionsröntgenaufnahme "vermessen" würde, um auf Basis dieses Röntgenbildes dann eine Schichtgeometrie zu berechnen, die exakt zu diesem individuellen Kieferbogenverlauf passt. Denn nur in diesem Falle ergäben sich exakt voraussagbare Vergrößerungsfaktoren der in der scharfen Schicht dann abgebildeten Strukturen, weil nämlich deren *Lage relativ zur Schichtmitte* (s. Abb. 8.41, S. 174) in diesem Fall bekannt wäre. Aus dieser Lagebeziehung ließe sich dann mit relativ hoher Genauigkeit die effektive horizontale und vertikale Vergrößerung berechnen. Alle bisher auf dem Markt befindlichen Geräte arbeiten jedoch nur mit mehr oder weniger gut auf den jeweiligen Patienten passenden, durch Mittelwertbildung aus sehr vielen Patientenkiefer berechneten, "Mittelwerts-Schichtgeometrien". Selbstverständlich können die Hersteller für jeden beliebigen Punkt innerhalb der dargestellten Schicht die exakten Vergrößerungsfaktoren in beiden Raumrichtungen rechnerisch ermitteln. Da man jedoch ohne weitere Hilfsmittel niemals die Lage des abgebildeten Objektes (z. B. eines Zahnes) innerhalb der gesamten Schicht tatsächlich wissen kann, lässt sich diese theoretische Information leider nicht auf die Patientenaufnahme übertragen. Somit ist leider eine Aussage über die Vergrößerungsfaktoren einer bestimmten, auf der Aufnahme abgebildeten Struktur, ohne weitere Hilfsmittel nicht möglich [Schulze et al., 2000]. Zur ungefähren Abschätzung der regionalen Vergrößerung ist man daher immer auf ortsnah positionierte, am besten auf Grund ihrer perfekten Rotationssymmetrie kugelförmige, Referenzkörper angewiesen [Schulze et al., 2000, Vazquez et al., 2011].

Wichtig:
Die von Herstellern häufig angegebene *nominale* Vergrößerung eines Panoramaschichtgerätes gilt nur für ganz bestimmte, exakte Positionen innerhalb der Schicht [Yuan and Yuan, 2012]. Da jedoch beim Auswerten der Panoramaschichtaufnahme dem Zahnarzt nicht bekannt ist, wo eine abgebildete Struktur sich während der Exposition genau innerhalb der Schicht befunden hatte, sagen diese nominalen Vergrößerungsfaktoren leider nichts über die tatsächliche Vergrößerung der abgebildeten Struktur aus.Deswegen sind zur Abschätzung der lokalen Vergrößerung immer ortsnah (d. h. am Ort der geplanten Abschätzung) eingebrachte Referenzobjekte bekannter Größe (z. B. Stahlkugeln von 5 mm Durchmesser) zwingend notwendig!

Bereits innerhalb der im Seitenzahnbereich recht breiten Schicht scharfer Darstellung ergeben sich deutlich unterschiedliche horizontale Vergrößerungsfaktoren, wie Abbildung 8.40 illustriert. Wie oben beschrieben, sind die Vergrößerungsfaktoren für jeden Punkt innerhalb der Schicht (und sogar auch außerhalb) berechenbar [Devlin and J, 2013] und daher den Herstellern prinzipiell bekannt. Da jedoch die Position eines bestimmten Objektes (z. B. eines Zahnes) innerhalb dieser Schicht scharfer Darstellung nicht bekannt

©R. Schulze, 2019

ist, kann man auch keine Aussage über die Vergrößerung/Verzerrung dieses Objektes in horizontaler Richtung machen. In dieser Dimension variiert nämlich, wie aus der Skizze in Abb. 8.40 (S. 173) gut erklärbar, auch innerhalb der Schicht scharfer Darstellung die horizontale Vergrößerung sehr deutlich.

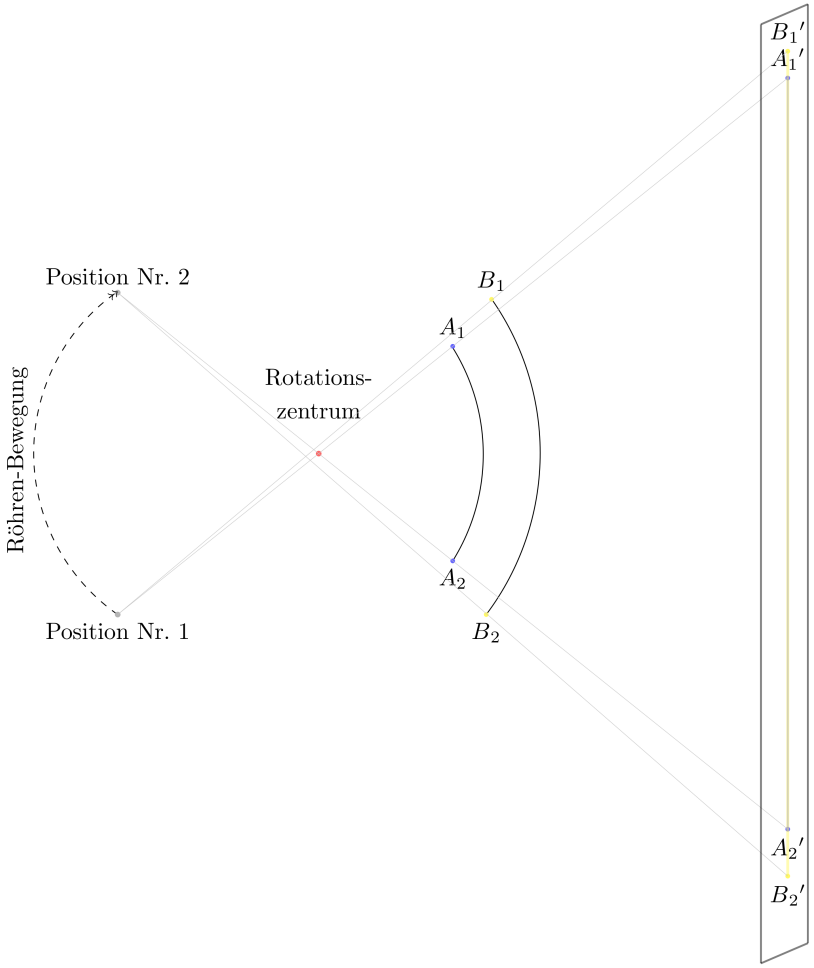


Abbildung 8.40: Zwei Punkte in verschiedenen Positionen innerhalb der Schicht (Punkt A_1 in Schichtmitte, Punkt B_1 am Rand der Schicht) bewegen sich bei der Röhrenbewegung von Position 1 nach Position 2 (Rotation um roten Punkt) relativ, für dieses Bezugssystem, nach Punkt A_2 bzw. Punkt B_2. Ihre Abbildungen auf der Projektionsebene rechts unterscheidet sich deutlich, wie man in der unterschiedlichen Länge der blauen Linie (resultierende Abbildung Punkt A) und gelben (resultierende Abbildung Punkt B) Linie erkennt. Dies erklärt die resultierenden, unterschiedlichen horizontalen Vergrößerungen, die sogar für unterschiedliche Positionen *innerhalb der Schicht scharfer Darstellung* unweigerlich entstehen. Modifiziert aus [Sanderink, 1987]

©R. Schulze, 2019

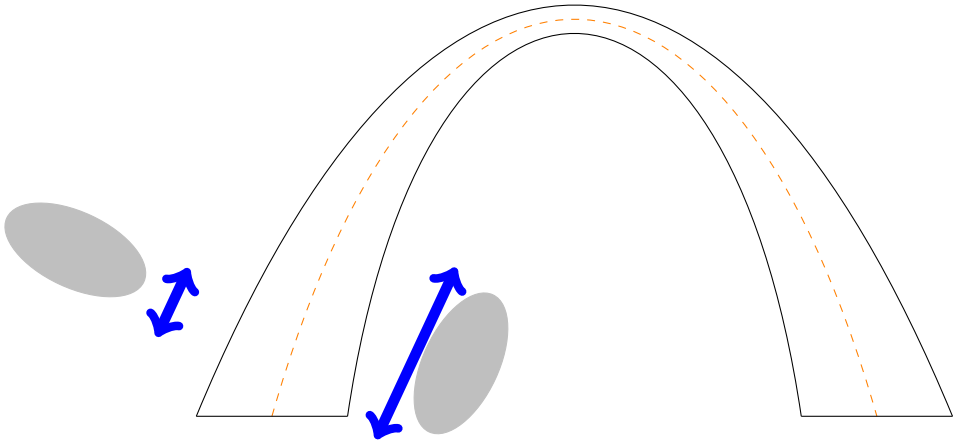


Abbildung 8.41: Aufsicht auf die Schicht (von kaudal): Durchgezeichnete Linien kennzeichnen die Schichtbegrenzungen, die gestrichelte, orangefarbene Linie stellt die Mitte der Schicht dar. Nur innerhalb dieser, unendlich dünnen *Schichtmitte* sind die Vergrößerungsfaktoren in beiden Raumrichtungen (horizontal und vertikal) identisch. Außerhalb dieser *Schichtmitte* sind die Vergrößerungsfaktoren in beiden Raumrichtungen unterschiedlich, sie ändern sich unabhängig voneinander als Funktion der Lage relativ zur Schichtmitte. Dadurch entstehen die typischen, und für die Auswertung der Panoramaschichtaufnahmen so charakteristischen Verzerrungen der Aufnahmetechnik. Die blauen Pfeile (und die elliptisch verzerrten Kugelabbildungen) veranschaulichen die horizontale Vergrößerung, die bei in Richtung Röntgenquelle verschobenen (d.h. oral liegenden) Positionen deutlich größer, bei in Richtung Detektor liegender (vestibulärer) Position jedoch deutlich verringert ist. Die resultierende Abbildung eines kugelförmigen Referenzkörpers dient zur Illustration dieses Effektes.

Anleitung zur systematischen Befundung von Panoramaschichtaufnahmen

Auf Grund ihrer einzigartigen Aufnahmetechnik nach dem Prinzip der linearen Verwischungstomographie unterscheidet sich die Herangehensweise in der Befundung bei einer Panoramaschichtaufnahmen von der bei normalen statischen Projektionsröntgenaufnahmen in einigen wichtigen Punkten. Während bei letzteren die Schärfe aller abgebildeten, d. h. im Strahlengang liegenden Objekte (einigermaßen) konstant ist, definiert die Schärfe der Abbildung bei der Panoramaschichtaufnahme die Lage des abgebildeten Objektes relativ zur Schicht scharfer Darstellung. Das bedeutet, dass man das Kriterium “Abbildungsschärfe” als Lageindikator heranziehen sollte. Es gelten hierfür die folgenden Grundsätze:

©R. Schulze, 2019

Merksätze zur Abbildungsschärfe in der Panoramaschichtaufnahme:

- ein scharf abgebildetes Objekt befindet sich innerhalb der Schicht scharfer Darstellung, d. h. dort, wo auch die umgebenden, in diesem Bereich abgebildeten Strukturen des Kiefers, anatomisch gesehen, liegen;
- unscharf abgebildete Objekte befinden sich außerhalb dieser Schicht scharfer Darstellung, d.h. anatomisch gesehen nicht im Bereich der Strukturen aus dem Kieferbereich, die am selben Abbildungsort dort scharf abgebildet sind;
- je unschärfer eine Struktur sich darstellt, desto weiter entfernt ist sie, anatomisch gesehen, von den anatomischen Strukturen aus dem Kieferbereich, die am selben Abbildungsort dort scharf abgebildet sind;
- je breiter die Struktur abgebildet ist, desto fokusnäher liegt sie im Patienten;
- je schmäler eine Struktur abgebildet ist, desto näher am Rezeptor ist sie gelegen.

Merkt man sich diese Grundsätze, so hat man einige einfache, aber sehr effektive Regeln zur Hand, die einem die Befundung der Panoramaschichtaufnahmen erleichtern. Der Algorithmus für diese Vorgehen ist grafisch als Flussdiagramm in Abb. 8.42 (S. 176) visualisiert.

Wesentliche Merkmale der Panoramaschichtaufnahme:

- Die Abbildungscharakteristika der Panoramaschichtaufnahme sind *einzigartig* und unterscheiden sich fundamental von denen einer normalen Projektions-Röntgenaufnahme.
- Horizontale und vertikale Vergrößerung unterscheiden sich je nach Lage des abgebildeten Objektes sehr deutlich voneinander, so dass vor allem Strukturen, die sich außerhalb der Schicht scharfer Darstellung befinden, stark *verzerrt* abgebildet werden.
- Anders als bei normalen Projektions-Röntgenaufnahmen oder auch bei dreidimensionalen Röntgenaufnahmen ist das erste Befundungskriterium bei der Panoramaschichtaufnahme die Analyse der *Abbildungsschärfe*, nicht der Abbildungsort. Letzterer ist, wie in Abb. 8.42 (S. 176) illustriert, erst in Zusammenhang mit der Abbildungsschärfe hinweisgebend.
- Man kann sich die Schärfe der Abbildung bei der Panoramaschichtaufnahme zunutze machen, um eine ungefähre Lage der Struktur in Richtung des Strahlenganges (Tiefeninformation) abzuschätzen.

©R. Schulze, 2019

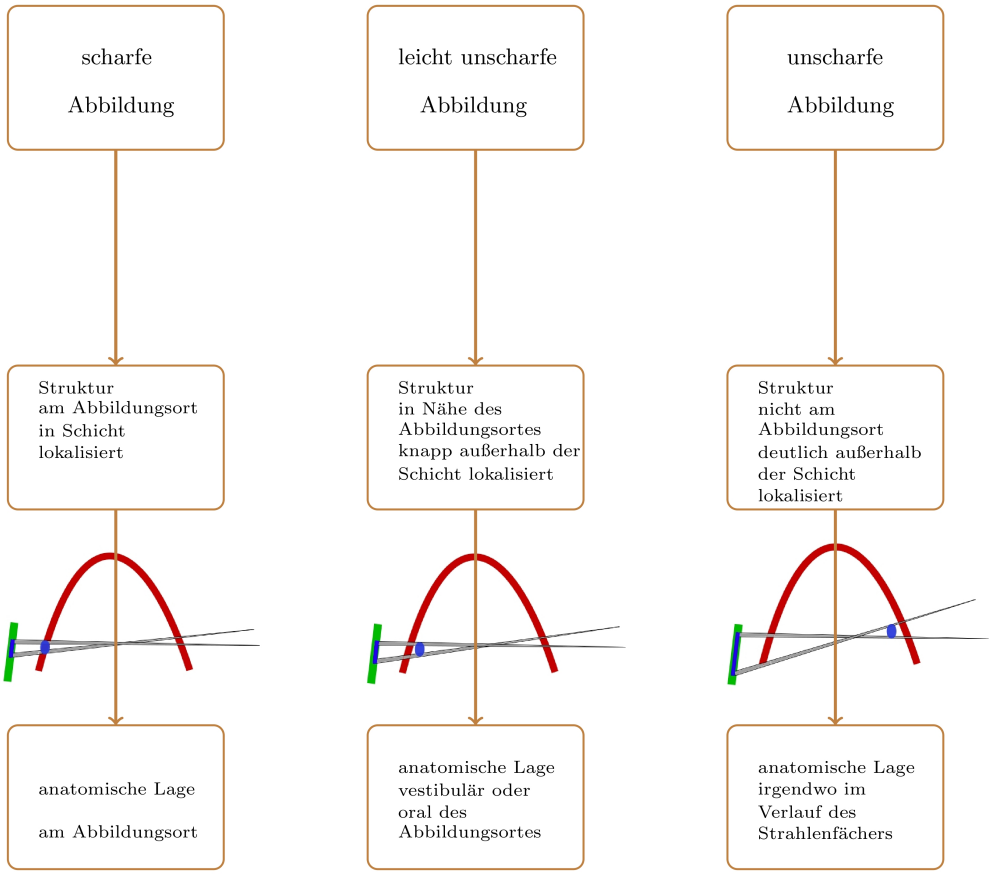


Abbildung 8.42: Flussdiagramm zur Ausnutzung der Abbildungsschärfe bei der Panoramaschichtaufnahme, um die anatomische Lage einer interessierenden Struktur (blaues ovales Objekt in den Skizzen) abschätzen zu können. Die jeweils aus der anatomischen Lage im Strahlengang resultierende, horizontale Breite der Abbildung ist auf dem Detektor (grün) als blauer Strich angedeutet.

Anatomie auf der Panoramaschichtaufnahme

Die Panoramaschichtaufnahme bietet eine Übersicht über den gesamten dentomaxillofazialen Komplex. Allerdings sind nur die in der Schicht liegenden Strukturen scharf abgebildet. In Abb. 8.43 (S. 177) sind die wichtigsten anatomischen Strukturen, die auf der Panoramaschichtaufnahme erkennbar sein sollten, eingezeichnet. Strukturen, wie das Os hyoideum (Nr.11 in Abb. 8.43, S. 177) oder der Großteil des harten Gaumens (Nr. 4 in Abb. 8.43, S. 177) liegen außerhalb der Schicht scharfer Darstellung und sind daher unscharf, verwischt, jedoch dennoch deutlich erkennbar abgebildet.
Auf Panoramaschichtaufnahmen kann man einige Regionen definieren, die für die Befundung von besonderer Bedeutung sind (Abb. 8.44, S. 178). Dies bedeutet nicht, dass nicht in den übrigen Regionen u. U. auch wesentliche Befunde auftreten können. Die Erfahrung

©R. Schulze, 2019

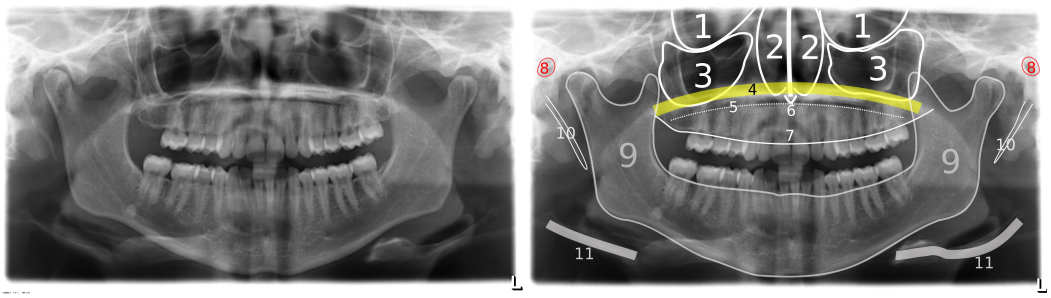


Abbildung 8.43: Anatomie auf der Panoramaschichtaufnahme

Nr.	Anatomische Struktur
1	Orbitae
2	Cavum nasi
3	Sinus maxillaris
4	harter Gaumen
5	Zungenoberseite
6	Spina nasalis anterior
7	marginaler Knochensaum Oberkiefer
8	Porus acusticus externus
9	Mandibula
10	Processus styliodeus (inkl. teilweise verknöcherten Lig. styloglossus)
11	Os hyoideum

zeigt jedoch, dass in den in Abb. 8.44 dargestellten, anatomischen Abbildungs-Regionen häufig relevante Befunde und Nebenbefunde gefunden werden. Daher ist ein systematisches Absuchen dieser Regionen auf der Panoramaschichtaufnahme ratsam, um keine wichtigen Nebenbefunde zu übersehen. Eine Beschränkung der Befundung auf den zahntragenden knöchernen Apparat ist auf keinen Fall zielführend und wäre auch nach Gesetzeslage in Deutschland obsolet, da immer das gesamte Röntgenbild befundet werden muss.

Indikationen der Panoramaschichtaufnahme

Die Panoramaschichtaufnahme bildet eine Basis-Röntgenaufnahme in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, da sie den sog. “dentomaxillofazialen Komplex” nahezu komplett auf einer kompakten Aufnahme abbildet. Sie wird daher häufig zur Überblicksdiagnostik über den Zahnapparat, den umgebenden Knochen sowie die Kieferhöhlen, Kiefergelenke und aufsteigenden Unterkieferäste verwendet. Da allerdings aus oben beschriebenen Gründen die Ortsauflösung der Panoramaschichtaufnahme (mindestens $\geq 2{,}5\,\mathrm{Lp/mm}$, [Bundesregierung BRD, 2009]), deutlich unterhalb derjenigen von intraoralen Tubusaufnahmen liegt, ist die Schärfe und Detailgenauigkeit dieser Aufnahmetechnik den intraoralen Aufnahmen bei Weitem unterlegen. Aus diesen Gründen werden ergänzend häufig noch Einzelzahnaufnahmen angefertigt, wo eine höhere Ortsauflösung (Detailgenauigkeit) notwendig ist.
Die Panoramaschichtaufnahme eignet sich gut zur Gesamtdarstellung aller Zähne (Positionen, Lage), auch derer von retinierten und verlagerten Zähnen, solange diese in der Schicht scharfer Darstellung (oder zumindest nahe daran) liegen. Selbstverständlich gelten auch hier die systemimmanenten Einschränkungen zweidimensionaler Röntgenaufnahmen. Auch knöcherne Veränderungen im Ober- und Unterkiefer sowie in den Kiefergelenken las-

©R. Schulze, 2019

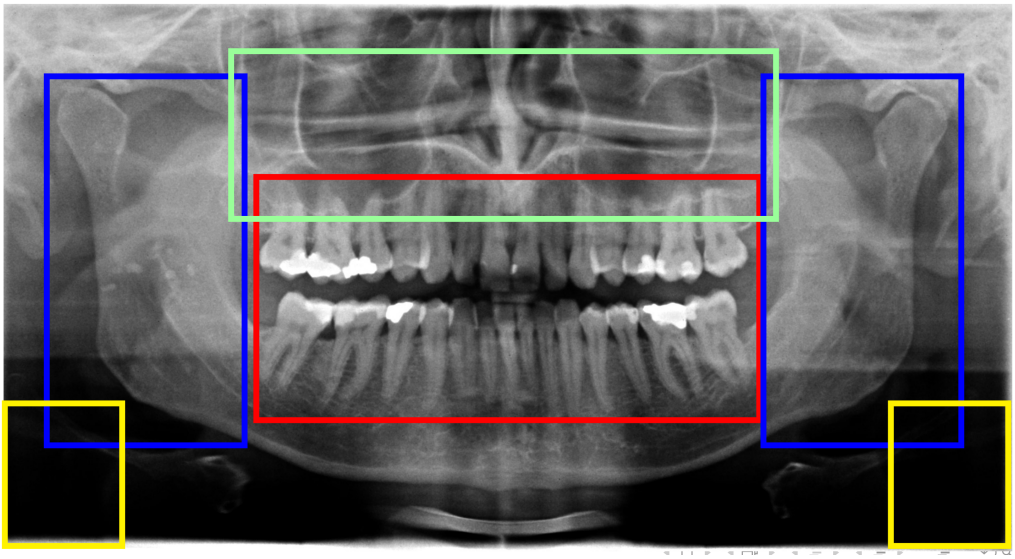


Abbildung 8.44: Zusammengefasste anatomische Regionen, die für die Befundung einer Panoramaschichtaufnahme von besonderer Bedeutung sind. Dies sind zum Einen die Zähne plus der knöcherne Zahnhalteapparat (rot), die aufsteigende Unterkieferäste inklusive der Kiefergelenke (blau), die Kieferhöhlen plus Nasenhöhle (grün) sowie zum Anderen (kaudale) Halsweichteile/Gefäße (gelb). Auf dieser Aufnahme zeigen sich nebenbefundlich mehrere, relativ unscharf abgebildete, kalkdichte, kleine rundliche Figuren, die sich über den rechten aufsteigenden Unterkieferast projizieren. Hierbei handelt es sich mit großer Wahrscheinlichkeit um Tonsillensteine in der rechten Tonsilla palatina. Die Geisterbilder derselben zeigen sich als sehr unscharfe, verwischte Strukturen im Bereich der Abbildung des linken aufsteigenden Unterkieferastes, ca. auf mittlerer Höhe desselben.

sen sich gut erkennen. Die Kieferhöhlendarstellung leidet in der Panoramaschichtaufnahme an vielen Überlagerungen, d.h. Abbildungen von Strukturen, die außerhalb der Schicht, jedoch dennoch im Strahlengang liegen. Hierbei handelt es sich vorwiegend um Anteile des Os occipitale und der restlichen knöchernen Schädelbasis. Dieser Nachteil macht nur ungefähre, recht vage Aussagen zu den Kieferhöhlen möglich, etwa auffälligen Dichteunterschieden im Seitenvergleich. Auch deutlich scharf abgebildete Strukturen innerhalb der Kieferhöhle deuten auf pathologische Veränderungen, wie etwa Schleimretentionszysten, dentogene Zysten, Tumoren oder andere Pathologien hin.
In jüngerer Zeit werden zudem weiterführende Indikationen, wie beispielsweise die Erkennung kalzifizierter Plaque der Arteria carotis (Abb. 8.45, S. 179) angeführt [Damaskos et al., 2008, 2009]. Es zeigt sich, dass die Panoramaschichtaufnahme zwar nur eine recht niedrige Spezifität und Sensitivität für die Entdeckung der kalzifizierten Plaque in der A. carotis aufweist, jedoch gleichzeitig auch, dass positive (Verkalkungs-)Befunde auf der Panoramaschichtaufnahme hochgradig prädiktiv für das Vorliegen einer artheriosklerotisch verengten Arteria carotis sind [Damaskos et al., 2008]. Aus diesem Grund sollten Patienten mit derartigen Veränderungen (Abb. 8.45, S. 179) auf alle Fälle einer weiteren ärztlichen Abklärung zugeleitet werden [Damaskos et al., 2009]. Da Thromben aus dem Bereich der

©R. Schulze, 2019



Abbildung 8.45: Deutliche Abbildung arterieller kalzifizierter Plaque im Bereich der A. carotis communis kurz vor der Gabelung beidseits, erkennbar unmittelbar median des kaudalen, lateralen Bildrandes beidseits (ovale Markierungen bds.).

A. carotis für einen Großteil der thromboembolisch bedingten Schlaganfälle verantwortlich gemacht werden, ist ein derartiger Nebenbefund für den betroffenen Patienten von großer Bedeutung. Hierbei sollte allerdings beachtet werden, dass derartige Indikationen in der Regel keine Primärindikation in der Zahnarztpraxis darstellen. Jedoch sollte die Panoramaschichtaufnahmen entsprechend auf diese Pathologien untersucht werden. Besteht zusätzlich Anhalt auf dazu passende klinische Auffälligkeiten sowie eine entsprechende Anamnese (Rauchen!) sollte eine Mitteilung an den behandelnden Hausarzt zur weiteren diagnostischen Abklärung erfolgen. Außerdem konnte in jüngerer Zeit gezeigt werden, dass sich Panoramaschichtaufnahmen auch als zusätzliches diagnostisches Mittel für die Erkennung osteoporotischer Stoffwechsellagen eignen [Horner and Devlin, 1998, Nakamoto et al., 2003]. Hierzu wurden Indices entwickelt, die für das Vorliegen einer reduzierten Knochen-Mineralisation (und damit für eine osteoporotische Stoffwechsellage) sprechen (Beispiel s. Abb. 8.46, S. 180). Die Panoramaschichtaufnahme diente in der Vergangenheit und auch teilweise heute noch als Basisaufnahme für die Planung enossaler Implantate. Hierzu wurden, um die lokalen Vergrößerungsfaktoren, wie oben beschrieben abschätzen zu können, an die geplanten Implantatpositionen jeweils eine Referenzkugel bekannten Durchmessers eingebracht. Meist werden hierzu Stahlkugeln von 5 mm Durchmesser verwendet, wie sie z. B. in Kugellagern verbaut sind. Zusätzlich wurde zur Bestimmung der sagittalen Lagebeziehung zwischen Ober- und Unterkieferfrontzahnbereich häufig in einer Fernröntgenseitenaufnahme verwendet (s. auch Abb. 8.60 in Abschnitt 8.0.3, S. 194).

Typische Fehler bei der Panoramaschichtaufnahme

Vor der Anfertigung einer Panoramaschichtaufnahme sollten Metallschmuck bzw. alle abnehmbaren Metallteile, die im Strahlengang der Aufnahme liegen, abgenommen werden. Hierdurch werden die durch Metalle verursachten *Geisterbilder* (Abschnitt 8.0.2, S. 163)

©R. Schulze, 2019

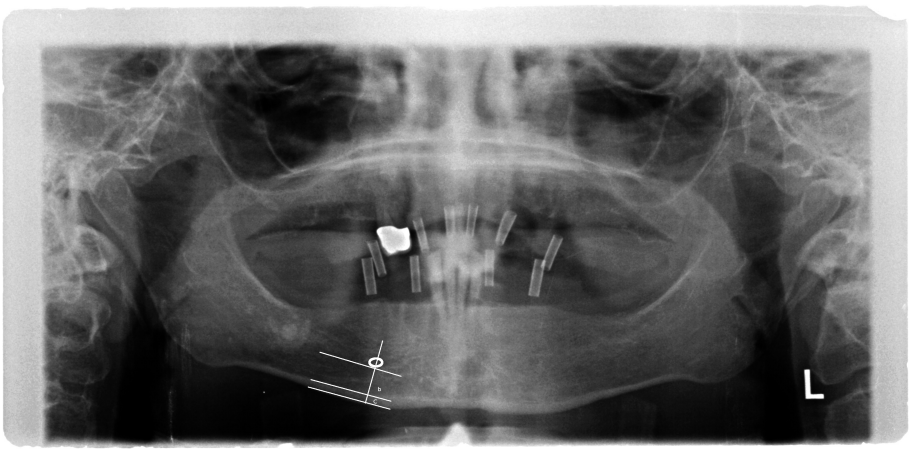


Abbildung 8.46: Panoramaschichtaufnahme einer Patientin mit auffälligem **Panoramic Mandibular Index (PMI)**, definiert aus dem Bruch aus den beiden am Foramen mentale gemessenen Messstrecken b und c [Devi et al., 2011]. Der PMI ist hinweisgebend auf eine osteoporotische Stoffwechsellage.

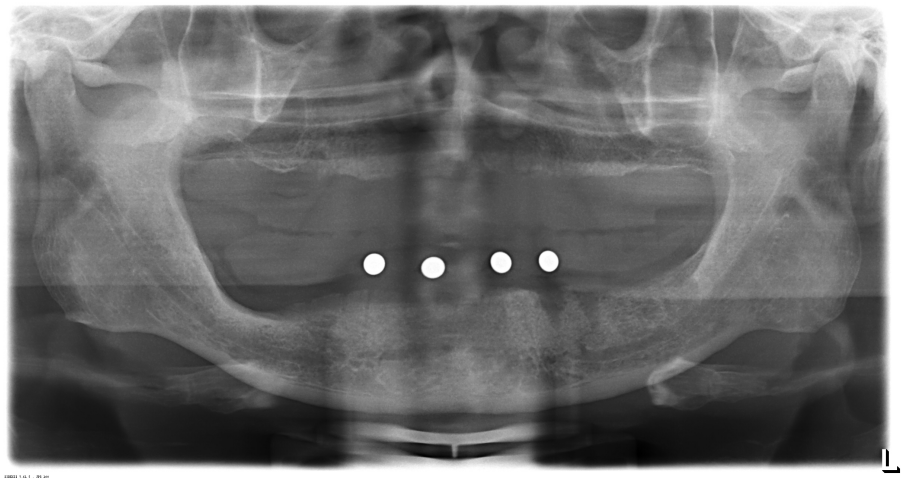


Abbildung 8.47: Panoramaschichtaufnahme mit Referenzkugeln bekannten Durchmessers an den geplanten Implantatpositionen in der Unterkieferfront. Die Kugeln werden beispielsweise mit Hilfe einer Kunststoffschablone oder einfach mit Hilfe von Dentalwachs während der Exposition an Ort und Stelle fixiert. Die abgebildete Größe erlaubt die Abschätzung der lokalen Vergrößerungsfaktoren (s. auch Abschnitt 4.3, S. 75)

©R. Schulze, 2019

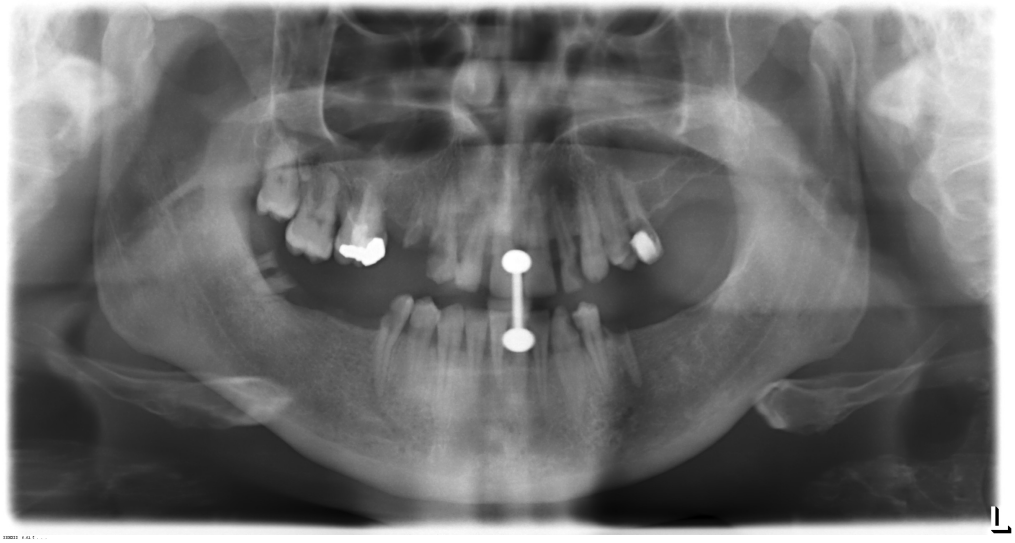


Abbildung 8.48: Patient mit metallischen Piercing nahe der Zungenspitze. Diese sollte vom Patienten mit dem Piercing während der Exposition nach median anterior, hinter die Oberkiefer-Frontzähne gedrückt werden, um das Piercing somit nahe an die Schicht scharfer Darstellung in der Front zu bringen. Daraus resultiert dann eine nur einmalige, wenig störende Abbildung in der Oberkieferfrontzahnregion.

vermieden. Nasenpiercing kann hierbei durchaus belassen werden, da die Nasenflügel nur während der Abbildung der Frontzahnregion im Strahlengang liegen und sich die Nasenpiercings damit lediglich einmal, und zudem noch innerhalb der Schicht scharfer Darstellung positioniert, im Strahlengang befinden. Somit erfüllt ein Nasenpiercing nicht die Kriterien für die Entstehung von Geisterbildern (Abschnitt 8.0.2, S. 163). Es wird lediglich einmal scharf, an seiner Originalposition abgebildet. Metallischer Piercingschmuck in der Zunge sollte am besten, wenn möglich, während der Aufnahme nahe an den Frontzähnen positioniert werden (s. Abb. 8.48, S. 181). Dort liegt das Piercing dann nur einmal im Strahlengang, nämlich wenn sich die Röhre hinter dem Patienten befindet, um die Frontzahnregion abzubilden. In der Regel sollten herausnehmbare prothetische Versorgungen ebenfalls vor der Aufnahme aus dem Mund des Patienten entfernt werden, da sie meist auch größere Metallanteile aufweisen und somit ebenfalls zu ungewünschten störenden Abbildungen führen können. Bei Verwendung von Schutzschürzen muss darauf geachtet werden, dass deren Verschluss am Nacken des Patienten soweit nach kaudal verlagert wird, dass dieser Teil der Schürze nicht mehr im Strahlengang liegt. Andernfalls ergibt sich ein leider recht häufig zu findendes, sehr typisches Geisterbild in der Kinnregion (Abb. 13.4, S. 281). Aus Strahlenschutzgründen ist das Verwenden solcher Schürzen bei der Panoramaschichtaufnahme, eine korrekte Positionierung vorausgesetzt, durchaus anzuraten, da beispielsweise auf der Hautoberfläche der strahlensensitiven weiblichen Brust ein mehr als einhundertfach erhöhter Dosiswert ohne Schürze nachgewiesen werden konnte [Schulze et al., 2017b].

Panoramaschichtgeräte weisen in der Regel ausgereifte Zielhilfen (heutzutage meist

©R. Schulze, 2019



Abbildung 8.49: Typische Fehleinstellung mit zu weit nach kranial angehobenem Kinn. Diese Fehlpositionierung entsteht häufig, wenn der Infraorbitalrand bei der Einstellung der Frankfurter Horizontalebene zu weit kaudal geschätzt wird.

Laser-Visierlinien) auf, die eine korrekte Patienteneinstellung erheblich erleichtern. Häufig findet man eine zu weit nach dorsal flektierte Kopfneigung des Patienten, die aus einer fälschlich zu weit kaudal angenommenen Position des Infraorbitalrandes resultiert. Hierdurch wird die *Frankfurter Horizontalebene* nicht korrekt eingestellt und der Kopf des Patient mit dem Nacken zu weit nach kaudal geneigt. In der Panoramaschichtaufnahme erkennt man das an den V-förmig divergierenden, dorsalen Kanten der beiden aufsteigenden Unterkieferäste (Abb. 8.49, S. 182). Diese Fehlposition ist am besten dadurch zu vermeiden, dass man den Infraorbiltalrand mit den Fingern ertastet und die Visierlinie exakt auf diese Kante einstellt. Seitliche Verdrehungen des Patientenkopfes führen zu im Seitenvergleich ungleichen horizontalen Vergrößerungen der Zähne. Dabei werden die durch die Verdrehung näher an den Detektor herangerückten Anteile in der Horizontalen weniger vergrößert (d.h. effektiv schmäler abgebildet) als diejenigen Anteile der Gegenseite, die durch die Verdrehung weiter vom Detektor entfernt liegen (Abb. 8.51, S. 184).

Sofern vorhanden und der Patient entsprechend bezahnt ist, sollten Einbiss-Positionierhilfen (Abb. 8.50, S. 183) verwendet werden. Diese sind für die Frontzähne gedacht und haben die Intention, die Patienten in diesem Bereich, in dem die Schicht die geringste Dicke aufweist, möglichst exakt zu positionieren.

Patienten sollten so eingestellt werden, dass sie ihre Schultern möglichst locker nach unten hängen lassen, damit das Gerät während des Umlaufs nicht mit diesen in Kontakt bekommt.

Um eine störende, transluzente, sichelförmige Figur verursacht durch Luft zwischen Zunge und dem harten Gaumen zu vermeiden, sollte der Patient während der Aufnahme die Zunge komplett an den Gaumen drücken. Wenn dies nicht beachtet wird, resultiert ein transluzenter, sichelförmiger Luftraum, der sich über die Oberkieferzähne (vor allem deren

©R. Schulze, 2019

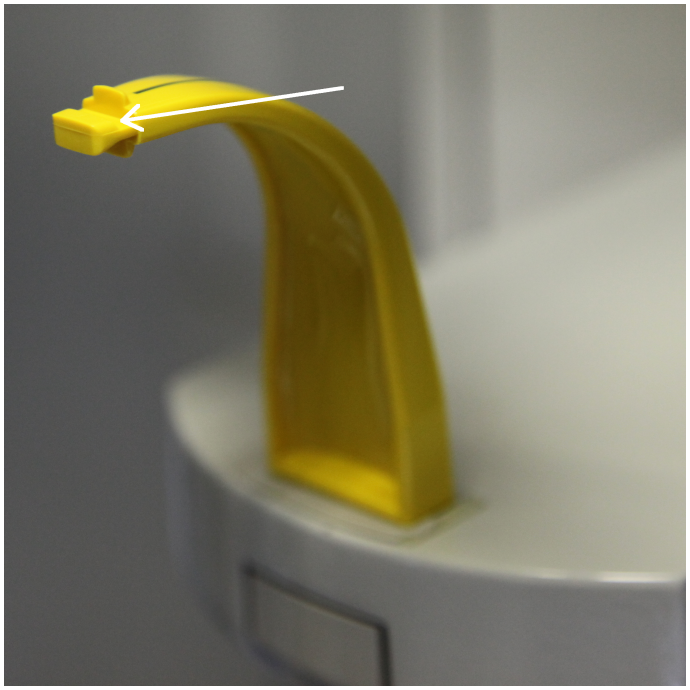


Abbildung 8.50: Aufbissbehelf für bezahnte Patienten im Panoramaschichtgerät. In die mit Pfeil markierte Rille beißt der Patient mit seinen Frontzähnen hinein, um Ober- und Unterkiefer-Frontzähne sicher in die Schicht scharfer Darstellung zu positionieren.

Wurzelbereich) projiziert (s. Abb. 8.52, S. 184). Dadurch werden die Kontraste in dieser Region deutlich verringert, was die Beurteilung der Aufnahme in dieser Region erschwert.

Neue technische Entwicklungen bei der Panoramaschichtaufnahme

In den letzten Jahren wurde auch die Panoramschichtaufnahme weiterentwickelt. Durch die Verwendung schneller digitaler Bildrezeptoren (Zeilensensor oder auch Flächensensor mit entsprechender Einblendung bei Kombinationsgeräten DVT plus OPG) ergeben sich Möglichkeiten der intelligenten Informationsverarbeitung, die zusätzliche Bildinformationen verfügbar machen. Auf Basis der *Tomosynthese* (s. Kapitel 11, S. 247) wurden Verfahren entwickelt, mehr Informationen aus den Aufnahmen herauszuholen, als dies bei der herkömmlichen Panoramaschichtaufnahme möglich ist. Diese stellt ja, wie oben beschrieben, eine *Schicht scharfer Abbildung* dar, die durch die beschriebenen Relativ-Geschwindigkeiten und die geometrische Konfiguration des jeweiligen Gerätes fest determiniert ist. Dies bedeutet, der Anwender erhält ein Panoramaschichtaufname, die anschließend nicht mehr hinsichtlich der Schichtlage und Darstellung veränderbar ist. Technisch gesehen, eignet sich jedoch die Art der Bild-Akquisition der Panoramaschichtaufnahme sehr gut zur digitalen Weiterverarbeitung der Daten. Das kann z. B. für die nachträgliche Änderungen des fokussierten Anteils innerhalb der Schicht sowie, in gewissen Grenzen, auch der Schichtlage verwendet werden. Während der komplexen Umlaufbewegung der

©R. Schulze, 2019



Abbildung 8.51: Panoramaschichtaufnahme mit seitlich verdrehter Patientenpositionierung. Der Patient wurde seitlich nach links verdreht eingestellt, so dass die linke Patientenseite inklusive Zähne deutlich schmäler abgebildet wird, als die rechte Seite (s. z. B. die Breite der aufsteigenden Unterkieferäste).

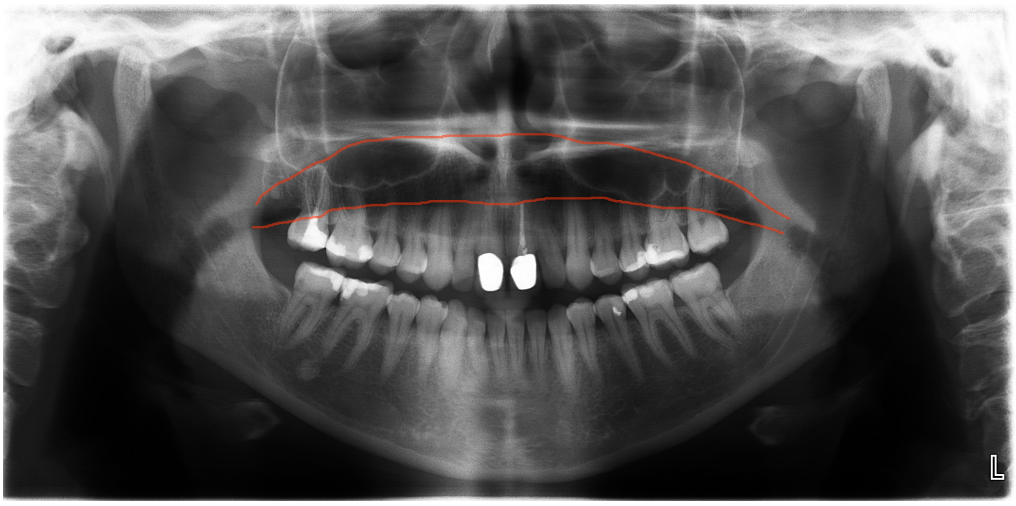


Abbildung 8.52: Wenn der Patient während der Aufnahme die Zunge nicht komplett an den harten Gaumen drückt, entstehen typische Abbildungen der im Vergleich zur Zunge und dem harten Gaumen wenig dichten Luft. Diese imponieren wie in dieser Abbildung beispielsweise als typisches transluzente, sichelförmige Abbildung, die sich über die Oberkieferzähne projiziert (hier zur besseren Erkennbarkeit rot umrandet).

©R. Schulze, 2019

Röhren-Detektor-Einheit um den Patientenkopf wird für jeden Teil der gebogenen Schicht mehr als nur eine Projektion (eingeblendet als vertikaler schmaler Streifen) aufgenommen. Dies bedeutet, dass jede Struktur des Zahnbogens mehrfach, (wegen des Rotationsbewegung der Röhren-Detektor-Einheit) aus leicht unterschiedlichen Richtungen, in solchen schmalen vertikalen Streifen abgebildet wird. Diese Mehrfachprojektionen aus unterschiedlichen Richtungen bilden die Grundlage für tomosynthetische Rekonstruktionen (s. Kapitel 11, S. 247). Da zudem die genaue Umlauf-Geometrie bekannt ist, können Verfahren der Tomosynthese zur Berechnung von Tiefeninformation (innerhalb systemimmanenter Grenzen) hierfür angewandt werden. Mit Hilfe schneller, digitaler Detektoren (z. B. Cadmium-Tellurid [CdTe] werden pro Position viele vertikale Streifenprojektionen in geringgradig unterschiedlichen Richtungen aufgenommen. Die unterschiedlichen Richtungen ergeben sich durch das Bewegungsmuster des Rotationszentrums [Ogawa et al., 2010] (Abb. 8.36, S. 167). Derartige, auf dem Tomosyntheseprinzip basierenden Rekonstruktionen werden mittlerweile von mehreren Herstellern angeboten und stellten den de facto technischen Standard dar (Beispiel s. Abb 8.55). Ein anderes Gerät (ORTHOPANTOMOGRAPH OP200 D– Volumetrische Tomographie (VT), Instrumentarium Dental, Tuusula, Finnland) nützt eine, im Vergleich zu normalen Panoramaschichtaufnahmen, veränderte Aufnahmegeometrie. Mit Hilfe einer kombinierten Panoramaschicht-Rotationsbewegung mit einer zusätzlichen, translativen Bewegung des entsprechend werden noch zusätzlich 5 bis 11 Projektionsaufnahmen, zentriert auf die interessierende Region, angefertigt [Cederlund et al., 2009]. Um die spätere korrekte Registrierung dieser Aufnahmen mit den Panoramaschicht-Projektionen gewährleisten zu können, befinden sich in einem speziellen, individualisierten Aufbissbehelf fünf Stahlkugeln (⌀ 1,5 mm) als Referenzkörper. Mit Hilfe eines iterativen Rekonstruktionsalgorithmus werden aus diesen verschiedenen Projektionen dann 3D-Repräsentationen der gewählten Regionen berechnet [Cederlund et al., 2009]. Dadurch lassen sich, trotz stark reduzierter Winkelinformation, qualitativ einigermaßen suffiziente, transversale Rekonstruktionen anfertigen. Dies ist in Abb. 8.53 (S. 186) anhand eines Implantates im Unterkiefer illustriert. Eine weitere Verbesserung wurde 2010 einer finnischen Arbeitsgruppe publiziert [Hyvönen et al., 2010]. In der von diesen Autoren vorgeschlagenen, ebenfalls auf Basis eines supplementierten Panoramaschichtverfahrens, arbeitenden Technik, werden zusätzlich zu den vertikalen Streifenprojektionen der Panoramaschichtaufnahme wenige (12) ebenfalls vertikale Streifenprojektionen aus der interessierenden Region angefertigt, die zu den Panoramaschicht-Projektionen ungefähr orthogonal verlaufen. Diese Zusatz-Projektionen sind also ungefähr parallel zum Kieferverlauf der entsprechenden Region orientiert (s. Abb. 8.54, S. S. 187). Dadurch ergibt sich eine bessere Ausgangslage für die 3D-Rekonstruktion, weil aus einem größeren Winkelbereich Informationen vorliegen. Allerdings sind diese immer noch (z. B. im Vergleich zu einem CT oder DVT) unvollständig, gleichzeitig sind es nur wenige Projektionen verteilt über den (nahezu) vollen Winkel. Um dieses Rekonstruktionsproblem zu lösen, verwenden die Autoren ein regularisiertes, iteratives Rekonstruktionsverfahren (s. auch Abschnitt 9.1.3, 216). Dennoch repräsentiert diese Arbeit den derzeitigen Wissensstand im Bereich der auf tomosynthetischen Verfahren basierenden 3D-Röntgentechniken auf Basis reduzierter Eingangsinformation (s. auch Kapitel 11, 247).

©R. Schulze, 2019

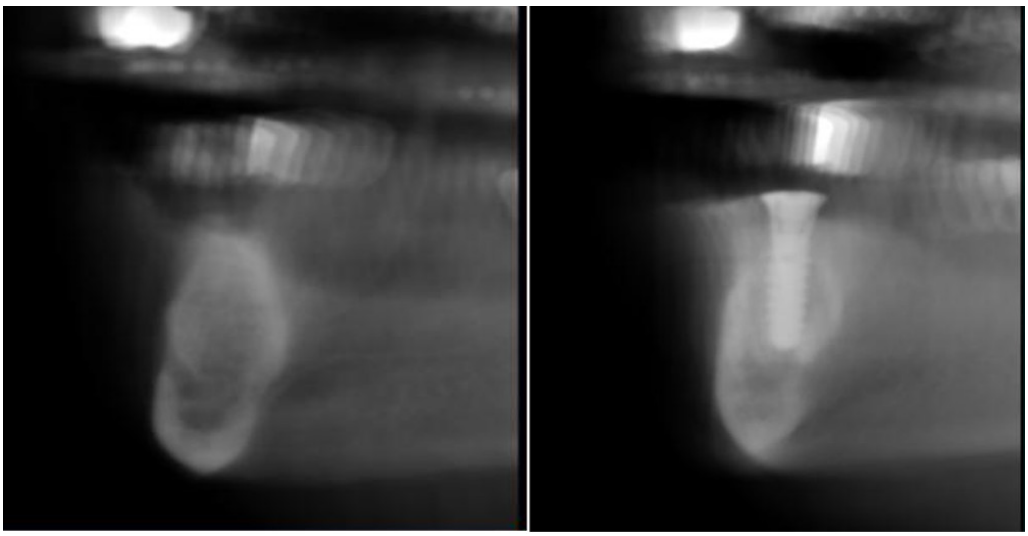


Abbildung 8.53: Beispielaufnahme einer auf der in Abb. 8.54 (S. 187) schematisch dargestellten, durch Zusatzprojektionen supplementierten Panoramaschichtaufnahme. Dargestellt sind transversale Schichten, die mit einem iterativen, regularisierten Rekonstruktionsverfahren erzeugt werden [Hyvönen et al., 2010]. (Bild zur Verfügung gestellt von Dr. Jörg Mudrak, Ludwigsau/Hessen)

©R. Schulze, 2019

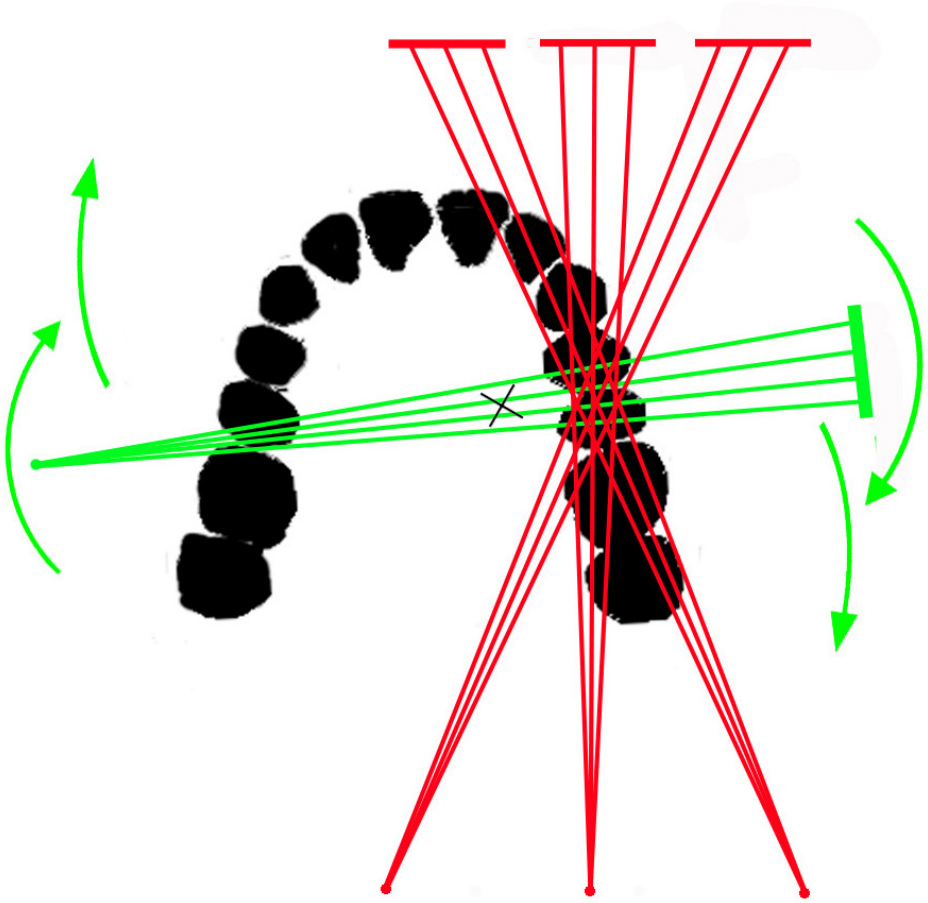


Abbildung 8.54: Geometrie eines speziellen Gerätes, welches die regulär bei der Panoramaschichtaufnahmen aufgenommenen, vertikalen Streifenprojektionen (grün) mit zusätzlichen, zu diesen ungefähr orthogonal orienterten, wenigen vertikalen Streifenprojektionen (rot) entlang des Kieferverlaufs supplementiert (modifiziert nach [Hyvönen et al., 2010]).

©R. Schulze, 2019

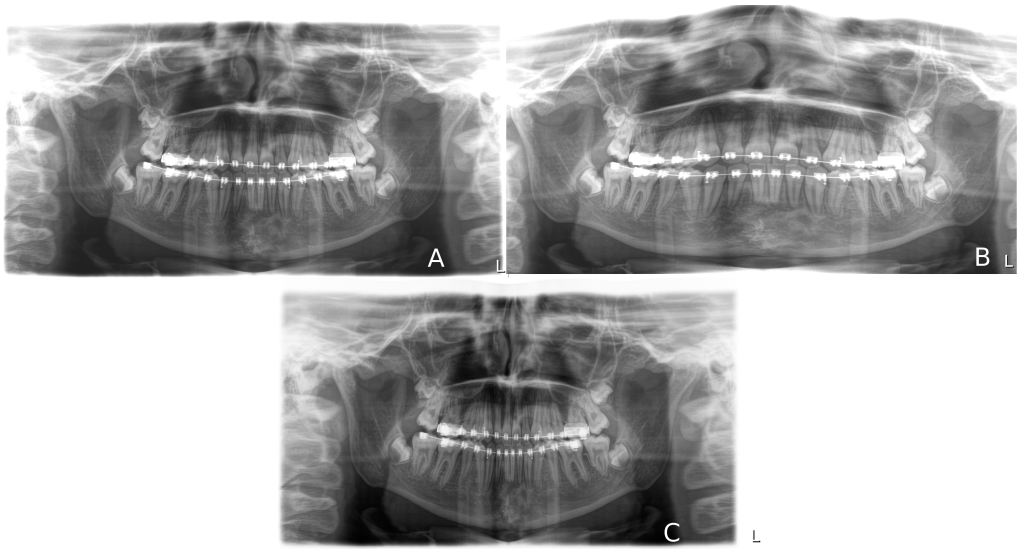


Abbildung 8.55: Beispiel für eine, auf dem tomosynthetischen Prinzip basierende Panoramaschichtaufnahme mit im Nachhinein modifizierter Lage der Schicht. Die ursprünglich vom Hersteller dargestellte Aufnahme (A) sowie zwei davon extrem abweichende Schichtlagen (B,C) werden aus nur einer Exposition nachträglich berechnet (Bildmaterial Orthophos SL, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim).

©R. Schulze, 2019

8.0.3 Fernröntgenaufnahme

A. J. Pacini legte die Grundlagen für die Vermessungs-Röntgenaufnahmen des Schädels in seiner Schrift "Roentgen Ray Anthropometry of the Skull" aus dem Jahr 1922 [Pacini, 1922]. Hier legte er die fundamentalen Grundlagen für eine derartige Aufnahmetechnik fest: a) einen möglichst großen Fokus-Detektor(damals war dies selbstverständlich ein Röntgenfilm)-Abstand sowie b) ein möglichst geringer Objekt-Detektor-Abstand. Diese Anforderungen ergeben sich den in Kapitel 4.3.2 (S. 78) besprochenen physikalischen Grundlagen. Letztlich sind sie eine simple Folge der von der Röntgenquelle aus divergenten Strahlenausbreitung. Eingeführt in die Kephalometrie (Vermessung des Schädels) wurde die Fernröntgenaufnahme dann 1931 vom amerikanischen Zahnarzt und Kieferorthopäden Birdsall Holly Broadbent [Broadbent, 1931] sowie zufällig zur gleichen Zeit vom deutschen Kieferorthopäden Herbert Hofrath mit seinem Aufsatz "Die Bedeutung der Roentgenfern- und Abstandsaufnahme für die Diagnostik der Kieferanomalien [Hofrath, 1931]. Grundlegend war die Idee, anstatt der bis dahin verwendeten, weichteilbasierten Referenzpunkte zur Analyse der Kieferlage/Größe in Relation zum restlichen Schädel, knöcherne Referenzpunkte zu betrachten. Logischerweise sind Weichteil-Referenzpunkte auf der Haut verschieblich und können damit nur mit erheblicher Unsicherheit reproduziert werden. Die Idee, dies durch einen standardisierten, röntgenologischen Ansatz zu verbessern, führte zur Fernröntgen-Aufnahmetechnik, die im Englischen als "Cephalometric Radiography" bezeichnet wird.

Merke

Kephalometrische Röntgenaufnahmen sind hinsichtlich ihrer Projektionsgeometrie hochgradig standardisierte, reproduzierbare Projektions-Röntgenaufnahmen des menschlichen Schädels, entwickelt für die Therapieplanung und Diagnostik in der Kieferorthopädie, die eine einigermaßen exakte Vermessung von Distanzen und Winkeln ermöglichen.

Die Fernröntgenaufnahme macht sich die projektive Geometrie von Röntgenaufnahmen zu Nutze (s. auch Kapitel 4.3.2, S. 78). Sie ist die einzige, mit Hilfe einer hochgradig standardisierten *Projektionsgeometrie* angefertigte Projektions-Röntgenaufnahme in der Zahnheilkunde und daher auch als einzige einigermaßen maßstabsgetreu in der Abbildung. Da sie für kieferorthopädische Analysen (s. Abschnitt 8.0.3, S. 195) entwickelt wurde, ist dies auch eine essentielle Grundvoraussetzung für ihre Anwendung. Namensgebend ist der große Fokus-Objekt-Abstand, der einen sehr kleinen Winkel zwischen den das Objekt treffenden Röntgenstrahlen bedingt und damit zu einer geringen Vergrößerung der Röntgenabbildung führt (s. auch Abschnitt 8.0.3, S. 190). Interessant ist, dass bereits der Erfinder B.H. Broadbent in seiner initialen Publikation über die neue Technik [Broadbent, 1931] einen Fokus-Objektabstand von fünf Fuß (= 1,52m) verwendete in Kombination mit einem Kopfhalter, den den in heutigen Geräten verbauten stark ähnelt. Hofrath propagierte sogar einen Fokus-Objektabstand von 2,3 m [Hofrath, 1931].

©R. Schulze, 2019

Man unterscheidet prinzipiell zwei Aufnahmearten bei der Fernröntgentechnik:

1. Fernröntgenseiten-Aufnahme (FRS)
2. frontale Fernröntgenaufnahme (anterior-posteriore oder posterior-anteriore Fernröntgenaufnahme)

FRS-Aufnahmetechnik

Der Patient wird mit Hilfe eines Stativs mit seiner Mediansagittalebene parallel zur Projektionsebene (Detektorebene) ausgerichtet. Dies geschieht mit Hilfe von Hilfsmitteln zur Fixierung wie z. B. den "Ohroliven" und der "Glabellastütze" mit Hilfe eines Kephalostaten (s. Abb. 8.56, S. 190). Durch diese Dreipunktabstützung wird eine stabile und reproduzierbare Ausrichtung des Patientenkopfes erreicht. Zusätzlich wird durch diese drei Fixierungspunkte gewährleistet, dass die Frankfurter Horizontalebene ungefähr parallel zur Horizontalebene verläuft. Für die kieferorthopädische Analyse der Aufnahme (s. Abschnitt 8.0.3, S. 195) wurde bereits seit den 1950er Jahren die sog. "Natural Head Position" (NHP) propagiert [Leitao and Nanda, 2000]. In der anthropologischen Anwendung datiert ihre Einführung sogar bis in die Mitte des 19. Jahrhunderts zurück [Broca, 1862]. Die NHP wird als die Position bezeichnet, in der die Sichtachse einer stehenden Person horizontal verläuft[Leitao and Nanda, 2000]. Die NHP entspricht der natürlichen



Abbildung 8.56: Patient ausgerichtet in einem Cephalostat integriert in ein Panoramaschichtgerät zur Anfertigung einer lateralen Fernröntgen-Seitenaufnahme. Durch die Dreipunktfixierung über die Ohroliven plus die Glabellastütze ist eine reproduzierbare Ausrichtung der Mediansagittalebene parallel zur Detektorebene gewährleistet. Zusätzlich wird durch diese Abstützung eine ungefähr horizontale Ausrichtung der Frankfurter Horizontalebene des Patienten (als weiße Linie angedeutet) erreicht.

©R. Schulze, 2019

Kopfhaltung des aufrecht gehenden Menschen. Hintergrund dieser Ausrichtung ist u. A., dass in der kephalometrischen Analyse auch Weichteil-Referenzpunkte verwendet werden, deren Position sich durch die Schwerkraft in Abhängigkeit von der Kopfausrichtung relativ zur knöchernen Unterlage verändert. Außerdem ändert sich die Position und Lage des Unterkiefers in Abhängigkeit von der Kopfhaltung, so dass auch die knöchernen Referenzpunkte am Unterkiefer ihre relative Position zu den anderen am Schädelknochen fixierten Referenzpunkten verändern. Als beste Approximation zur NHP hat sich die Frankfurter Horizontalebene etabliert [Moorrees and Kean, 1958], die zur Ausrichtung des Patientenkopfes im Cephalostat verwendet wird. Allerdings sind aus der wissenschaftlichen Literatur geringe Winkelabweichungen dieser natürlichen Kopfposition NHP von der Frankfurter Horizontalebene bekannt [Leitao and Nanda, 2000]. Wichtig ist zudem, dass der Patient während der Aufnahme die Zähne in maximale Okklusion bringt [Christensen and Melsen, 2004], um eine definierte Position des Unterkiefers relativ zum Restschädel zu gewährleisten. In der Regel werden die Patienten so im Cephalostat positioniert, dass ihre rechte Patientenseite detektornah zu liegen kommt [Christensen and Melsen, 2004]. Wie die Bezeichnung der FRS-Aufnahme bereits besagt, befindet sich die Röntgenquelle weit entfernt vom Patienten. Der Mindestabstand zwischen Fokus und Mediansagittal-Ebene des Patienten sollte bei der FRS Aufnahme $\geq$1,5m betragen [Bundeszahnaerztekammer, 2007]. Bei einem solchen Fokus-Detektor-Abstand von 1,5 m und einem Abstand der Mediansagittalebene des Patientenkopfes vom Detektor von 15 cm liegt die Vergrößerung V_F hier bei $V_F = \frac{1{,}65\text{m}}{1{,}5\text{m}} = 1,1$.
Selbstverständlich sinkt die Vergrößerung bei weiteren Fokus-Detektorabständen linear mit dem Abstand, so dass aus geometrischer Sicht größere Abstände eigentlich zu fordern wären. Bei einem Fokus-Detektor-Abstand von 4,0 m und gleichem Objekt-Detektorabstand beträgt die Vergößerung nur mehr $V_F = \frac{4{,}15\text{m}}{4{,}0\text{m}} = 1,0375 \approx 1,04$.
Die Fernröntgen(seiten)aufnahme weist auch deswegen eine bestmöglich standardisierte Aufnahmegeometrie auf, weil der Patient durch Fixierung an der Glabella und an den äußeren Gehörgängen mit seiner Mediansagittalabene parallel zur Detektorebene ausgerichtet ist. In der Kombination mit dem sehr großen Fokus-Objektabstand bei gleichzeitig kleinem Objekt-Detektorabstand sind somit optimierte Verhältnisse gegeben. Nur auf Grund dieser sehr standardisierten Projektionsgeometrie ist die in der Projektionsradiographie einzigartige, ungefähr maßstabsgetreue Vermessbarkeit der Aufnahme erreichbar. Jedoch muss man auch hier bedenken, dass es sich dennoch um eine Projektionsradiographie handelt, was bedeutet, dass das dreidimensionale Objekt auf lediglich zwei Dimensionen in der Bildebene reduziert wird. Daher werden, wie bereits im Kapitel 4.3.2 (S.78) eingehend erläutert, schräg zum Detektor liegende Messstrecken natürlich nur in ihrer *projizierten Länge* abgebildet, die tatsächliche Länge ist aus der Abbildung nicht zu ermitteln. Dies bedeutet wiederum, dass es sich, wie in Abschnitt 8.0.3 näher ausgeführt, bei den Messstrecken meist um in 2D konstruierte Strecken handelt, die kein tatsächliches Korrelat in selber Länge am 3D Objekt haben. Aufgrund der hochgradigen Standardisierung der Aufnahmegeometrie sind diese jedoch dennoch recht zuverlässig auf den Fernröntgenaufnahmen reproduzierbar. Die routinemäßige Anwendung in der Kieferorthopädie hat seit vielen Jahren gezeigt, dass eine Planung der notwendigen kieferorthopädischen Arbeitsschritte anhand von Fernröntgenseitenaufnahmen in der Praxis gut

©R. Schulze, 2019

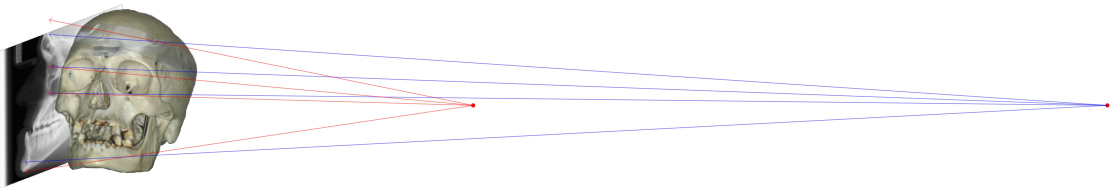


Abbildung 8.57: Projektionsgeometrie bei der Fernröntgenseitenaufnahme. Deutlich erkennbar wird die Projektion kleiner, d.h. maßstabsgerechter, wenn der Fokus von einem kurzen Fokus-Objektabstand (rote Linien) auf einen großen (blaue Linien) verschoben wird. Wichtig: tatsächlich keine Vergrößerung der Abbildung wäre nur in der Theorie möglich, nämlich bei einem unendlich großen Fokus-Objektabstand. Nur in diesem (theoretischen) Fall würden die Röntgenstrahlen parallel zueinander verlaufen und somit eine 1:1-Abbildung erlauben.

funktioniert.

Die Fernröntgenseitenaufnahme (FRS) benötigt naturgemäß einen flächigen Detektor, was einen Vorteil für einen speicherfolienbasiertes System darstellt. Da Festkörperdetektoren der benötigten Größe (ca. 18 cm x 24 cm) extrem teuer sind, behelfen sich die meisten Hersteller von festkörperbasierten Systemen mit den ohnehin in Panoramaschichtgeräten mit FRS-Aufsatz integrierten Zeilensensoren. Diese werden einfach gleichmäßig durch die Bildebene geführt und tasten somit das Bild zeilen- bzw. spaltenweise ab (sog. "Slot-Technik"). Somit wird die FRS kontinuierlich über die Zeilensensorbreite und deren Seitwärtsbewegung aufgenommen und anschließend zusammengesetzt dargestellt (Slottechnik, s. Abb. 8.59, S. 193). Es gibt Hinweise, dass die wegen der langen Scan-(Aufnahme-)Zeit zu erwartenden Bewegungen der Patienten zu einer relevanten Verschlechterung der Abbildungsgenauigkeit führen [Menzel and Gebauer, 2009]. Zwischenzeitlich wurde zumindest von mindestens zwei Herstellern auch bereits ein "one-shot" Gerät mit integriertem, kleinflächigen CCD- bzw. CMOS-Detektor auf den Markt gebracht. Dies ermöglicht sehr kurze Belichtungszeiten (nach Herstellerangaben ca. 1 s bzw. 0,9 s). Bei dieser Technik wird die Abbildung über Umwege auf den kleineren Detektor verkleinert und anschließend pixelbasiert abgebildet. Da die Monitor-Pixel größer sind als die Detektor-Pixel, ergibt sich eine ausreichend große Abbildung auf dem Bildschirm, die zudem selbstverständlich auch noch vergrößert werden kann.
Wichtig bei der FRS-Aufnahme ist auch die Verwendung eines Weichteilfilters für die Darstellung der Gesichtsprofil-Weichteile. Er besteht in der Regel aus Aluminium, das hinsichtlich seiner Dicke exakt so gewählt wird, dass die diesen Filter durchdringende Strahlung zu einem möglichst großen Anteil im Weichteilprofil des Patientenkopfes absorbiert wird (s. Abb. 8.58, S. 193) und somit das Weichteilprofil eine gut erkennbare Röntgenabbildung verursacht.

Vor der Einführung der dentalen digitalen Volumentomographie (Kapitel 9.2, S. 223) wurde die FRS-Aufnahme auch häufig zur Bestimmung der sagittalen Lagebeziehung zwischen Ober- und Unterkiefer, im Rahmen der Planung einer Implantatversorgung bei

©R. Schulze, 2019

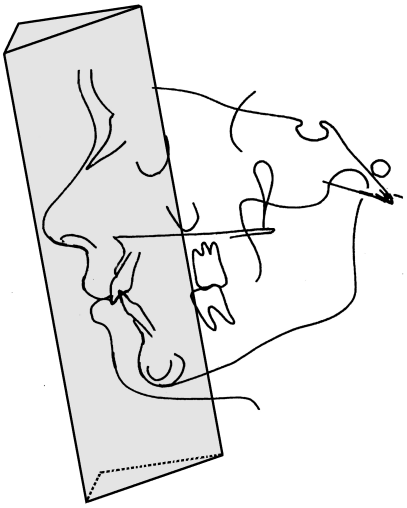


Abbildung 8.58: Typischer Weichteilfilter bei der FRS-Aufnahmetechnik aus einem Aluminiumkeil, der sich in Richtung Weichteilprofil verdickt. Abbildung modifiziert nach [Christensen and Melsen, 2004]

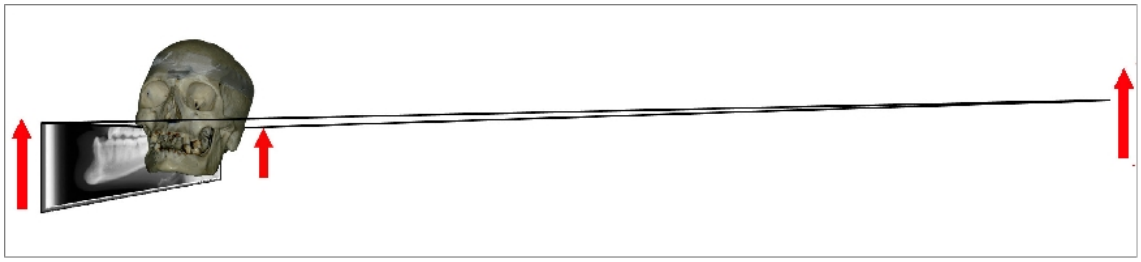


Abbildung 8.59: Slottechnik (vertikaler Scan) mit einem horizontal eingeblendeten Strahlenfächer und einem ebenfalls horizontal orientierten Zeilendetektor, bei dem die FRS-Aufnahme sukzessive aufgebaut wird durch koordiniertes vertikales Verschieben von Detektor und Strahlenfächer.

zahnlosen Kiefern verwendet. Auf Grund der bekannten, im Zeitverlauf unterschiedlichen Atrophie-Muster von Unter- und Oberkiefer kommt es bei längerfristiger Zahnlosigkeit meist zu einer in Richtung Angle Klasse III gehenden Relation. Für die Planung der Implantatpositionen und die spätere prothetische Versorgung wurde daher im Unterkieferfrontbereich ein einige Millimeter breiter Streifen Zinnfolie um die vorhandene Vollprothese gewickelt, der dann in der FRS-Aufnahme die Position der Prothese gut abbildete (Abbildung 8.60, S. 194). Da auch der Kieferkamm beider Kiefer in der Front auf der Aufnahme gut dargestellt wird, kann, darauf basierend, eine ungefähre Planung der Implantatpositionen in der Sagittalebene erfolgen.

Frontale Fernröntgenaufnahme

Neben der klinisch wesentlich häufiger angewandten FRS-Technik wurde bereits von

©R. Schulze, 2019



Abbildung 8.60: Zur Planung der Position enossaler Implantate in der zahnlosen Front wurde vor der Einführung der 3D-Aufnahmen beispielsweise ein Streifen röntgenopaker Zinnfolie um die Front der vorhandenen Prothese gewickelt. Dieser bildet sich auf der FRS-Aufnahme gut sichtbar ab und ermöglicht zusammen mit den dargestellten Alveolarkämmen in der Ober- und Unterkieferfront eine Planung der bestmöglichen Implantatpositionen in sagittaler Richtung. Zusätzlich wurde noch eine Panoramaschichtaufnahme mit eingebrachten Referenzkugeln zur Planung in der Vertikalen verwendet (s. auch Abb. 8.47, S. 180)

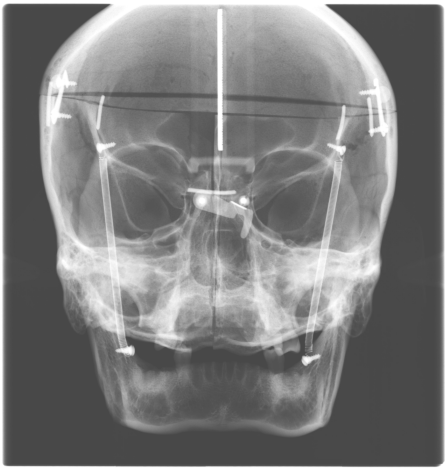


Abbildung 8.61: Frontale (posterior-anteriore) Fernröntgenaufnahme eines humanen Schädelpräparates

©R. Schulze, 2019

Broadbent Anfang der 1930er Jahre die frontale Fernröntgenaufnahme (FRF) eingeführt [Broadbent, 1931]. Sie wird ebenso in einem Cephalostat angefertigt, wegen der besseren Reproduzierbarkeit zumeist in posterior-anteriorer Richtung (Abb. 8.61, S. 194).
Da die frontale Aufnahmetechnik mit mehr Positionierungs-Fehlern behaftet ist und somit eine standardisierte Auswertung erschwert zu sein scheint, spielt ihre Anwendung in der kieferorthopädischen Analyse eher eine untergeordnete Rolle [Joda, 2004]. Der Fokus-Objektabstand beträgt in der Regel zwischen 1,5 m und 2,5 m. Der Zentralstrahl wird so eingestellt, dass er horizontal in Höhe der Nasenwurzel durch den Schädel verläuft. Dabei ist die Frontalebene (Coronalebene) des Patientenkopfes ungefähr parallel zur Detektorebene.

Dosis und Strahlenschutzaspekte bei der Fernröntgenaufnahme

Da Fernröntgenaufnahmen häufig bei Kindern und Jugendlichen angewandt werden, ist aus den bekannten Strahlenschutzgründen (s. Kapitel

Die digitale Fernröntgenaufnahme liegt hinsichtlich ihrer effektiven Dosis in einem Bereich zwischen ca. $1\,\mu$Sv und $3\,\mu$Sv [Gijbels et al., 2004, Li, 2013], wenn man die Gewichtungsfaktoren von 1991 ansetzt [International Commission on Radiological Protection ICRP, 1991]. Werte für die aktuell gültigen Gewichtungsfaktoren nach ICRP 103 aus dem Jahr 2007 [International Commission on Radiological Protection ICRP, 2007] sind in der Literatur kaum zu finden. Einzig Ludlow und Kollegen [Ludlow et al., 2008] geben mit ca. $5,6\,\mu$Sv einen Wert an, der etwas über den vorher genannten liegt.

Durch Einblendung auf die interessierenden Strukturen (Abb. 8.62, S. 196) können zumindest die Teile der Schädelkalotte vor Strahlung geschützt werden, die nicht für die reguläre kieferorthopädische Auswertung relevant sind.

Durch Verwendung von Thyroidea-Schutzschildern (Beispiel für andere Aufnahmearten wie intraorale Tubusaufnahmen s. Abb. 13.3, S. 280) kann nach neuesten wissenschaftlichen Untersuchungen eine insgesamte Dosisreduktion zwischen 36% und 58% bei einer gleichzeitigen Dosisreduktion für die empfindliche Schilddrüse zwischen 85% und 89% erreicht werden [Hoogeveen et al., 2015]. Eine Studie konnte auch zeigen, dass die Abbildung eines speziellen Thyroideaschutzes auf der FRS-Aufnahme nur wenige, sehr weit kaudal liegende und nicht häufig in der kieferorthopädischen Analyse benötigten Strukturen maskiert [Sansare et al., 2011].

FRS-Kephalometrie

Die Hauptanwendung der FRS-Aufnahme liegt in der *Kephalometrie*, deren genauere Darstellung nicht in den Aufgabenbereich dieses röntgenologischen Lehrbuches fällt. Hier wird daher nur ein sehr kurz gehaltener Überblick zu den Hintergründen und zu den wesentlichen Grundlagen gegeben. Wörtlich übersetzt bedeutet Kephalometrie Vermessung des Kopfes bzw. Schädels. Diese ist für die Analyse des Gesichsschädeltyps, des Wachstums sowie der durch kieferorthopädische Maßnahmen verursachten Änderungen für das Fachgebiet der Kieferorthopädie von enormer Wichtigkeit.
Im Jahr 1931 veröffentlichten simultan der Amerikaner B. Holly Broadbent [Broad-

©R. Schulze, 2019



Abbildung 8.62: Von kranial auf die normalerweise für kieferorthopädische Fragestellungen ausreichende anatomische Region eingeblendete Fernröntgen-Seitenaufnahme. Zusätzlich ist am linken kaudalen Bildrand die Abbildung der Bleischürze erkennbar.

bent, 1931] sowie zufällig zur gleichen Zeit der deutsche Kieferorthopäde Herbert Hofrath [Hofrath, 1931] eine standardisierte Röntgentechnik, die in geringer Modifikation heute im deutschsprachigen Raum als Fernröntgen-Seitenaufnahme bekannt ist. Da diese Aufnahme, geometrisch bedingt (s. auch Abschnitt 8.0.3, S. 190), nur geringe Vergrößerungen aufweist, eignet sie sich zur Vermessung des Schädels aus Lateralansicht. Dies bedeutet, dass vor Allem sagittale und auch vertikale Dimensionen auf der FRS-Aufnahme erkenn- und vermessbar sind. Selbstverständlich gilt auch hier, wie für andere alle Projektionsröntgenaufnahmen auch, die Limitation, dass ein 3D-Objekt auf einer 2D-Projektionsebene abgebildet wird. Ermöglicht wird die metrische Analyse durch die oben bereits angesprochene, standardisierte reproduzierbare Positionierung des Patientenkopfes im Cephalostat mit seiner Mediansagittalabene parallel zur Detektorebene ausgerichtet und mittels Glabellastütze und Ohrpositionierungshilfen im Gerät fixiert (s. Abb. 8.56, S. 190). Für die Analyse (und Befundung) wird die FRS-Aufnahme in der Regel so auf dem Betrachtungsmedium ausgerichtet, dass das Profil nach rechts zeigt [Segner and Hasund, 1998]. Die kepahlometrische Analyse anhand kieferorthopädischer, röntgenologischer Referenzpunkte geht auf Brodie in den späten 1930er-Jahren zurück [Brodie et al., 1938]. Brodie

©R. Schulze, 2019

wiederum hatte die wenigen bereits von Broadbent 1931 [Broadbent, 1931] vorgeschlagenen Punkte herangezogen, um darauf basierend eine verfeinerte Analyse zu propagieren [Brodie et al., 1938]. Im Prinzip beruht eine kephalometrische Analyse aus dem Vermessen bestimmter Strecken und Winkel. Diese Daten erlauben dann Wachstumsprognosen, die quantitative Evaluation des Wachstums sowie die Ermittlung der Auswirkungen kieferorthopädischer Therapie. Beispiele für einige direkt aus den projizierten knöchernen Konturen definierte Referenzpunkte sind in Abb. 8.63 (S. 198) eingezeichnet. Bedingt durch die Röntgenprojektion ergeben sich derartige Referenzpunkte natürlicherweise an konvexen oder konkaven Knochenkontouren (Beispiele: Me, Pog in Abb. 8.63, S. 198). Oder sie sind, wie z. B. der "Punkt" Sella (S) aus der umgebenden Kontur einer anatomischen Struktur (hier: Sella turcica) z. B. als deren gedachter Mittelpunkt, zu konstruieren. Wieder andere Punkte werden als Schnittpunkt (auf der Abbildung!) zwischen zwei unterschiedlichen anatomischen Strukturen definiert. Ein Beispiel hierfür ist der "Punkt" Articulare (Ar), der sich durch den Schnittpunkt der dorsalen Kontur des Collum mandibulae mit der kaudalen Kontur der Schädelbasis ergibt. Hier wird klar erkennbar, dass es sich daher nicht um Punkte im engeren Sinne handelt, sondern vielmehr um konstruierte 2D-Marker. Interessant ist hierbei, gerade unter dem Aspekt des Trends zur 3D-Diagnostik, dass im Raum (3D) eine derartige einfache Definition von Referenzpunkten nicht möglich ist, da diese Konturen in drei Dimensionen häufig keine so einfache geometrische Form haben. Als Beispiel sei nur der Punkt Pogonion (Pog) angeführt, der als ventralster Punkt des knöchernen Kinns definiert ist. Die Fehler, die auf Grund der Projektion auf den zweidimensionalen FRS-Aufnahmen bei der kephalometrischen Analyse resultieren, sind bekannt und beispielsweise in [Eliasson et al., 1982, Ahlqvist et al., 1988] genauer analysiert. Weiterführende Details zur Kephalometrie sind in deutscher Sprache beispielsweise in [Kahl-Nieke, 2010] zu finden.

8.0.4 Andere zahnärztliche Projektionsaufnahmen

Schädelübersichtsaufnahmen

Schädelübersichtsaufnahmen gehören seit dem Inkrafttreten der Fachkunderichtlinie [Bundesregierung BRD, 2006] am 1. März 2006 nicht mehr zur normalen Fachkunde für die Untersuchung von Menschen mit Röntgenstrahlung auf dem Gebiet der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, die Zahnärzte/innen innerhalb ihres Studiums erwerben können. Die erweiterte Fachkunde hierfür kann jedoch innerhalb einer fachzahnärztlichen Weiterbildung in der zahnärztlichen Chirurgie/Oralchirurgie oder der Kieferorthopädie erworben werden [Bundesregierung BRD, 2006], wenn ein entsprechender Fachkundekurs erfolgreich absolviert wurde und die Sachkunde zusätzlich nachgewiesen wurde.
Die Richtungen der Aufnahmen orientieren sich an den bekannten Körperhauptebenen (Mediansagittal-, Axial- und Koronarebene). Eine posterior-anteriore Aufnahme wird also beispielsweise in posterior-anteriorer Strahlengangsrichtung exponiert. Die Aufnahme selbst entspricht daher folgerichtig einer Projektion des Schädels in posterior-anteriorer Richtung auf die Koronarebene. Dahingegen wird bei einer seitlichen Strahlengangsführung der Schädel auf die eine parallel zur Mediansagittalebene liegende

©R. Schulze, 2019

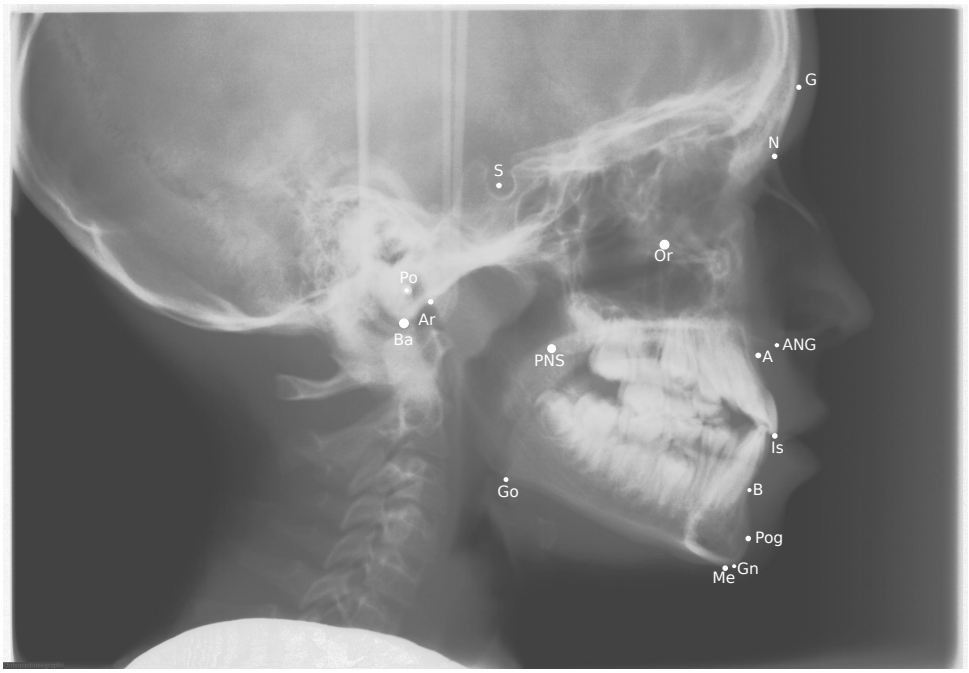


Abbildung 8.63: FRS-Aufnahme mit einigen wenigen typischen Referenzpunkten, die in der Kephalometrie Verwendung finden.

Ebene projiziert. Die axiale Projektionsrichtung orientiert sich begriffsgemäß an der Körperhauptachse, nämlich dessen Längsachse. Daher wird der Schädel hier entlang der Schädel-Hauptachsrichtung auf eine axiale Ebene projektiv abgebildet. Im Folgenden werden die wesentlichen Schädelübersichtsaufnahmen kurz vorgestellt.

Schädel-Übersicht posterior-anterior

Diese Aufnahme wird meist in posterior-anteriore Richtung exponiert, kann jedoch auch in entgegengesetzter Richtung (anterior-posterior) angefertigt werden. Der Patient legt seine Nase an die Detektorkassette an, so dass Kinn und Stirn ca. gleich weit von der Kassette entfernt sind. Der Zentralstrahl wird hierbei bei der typischen, posterior-anterioren Einstellung rechtwinklig und mittig auf den Bildrezeptor in Richtung Nasenwurzel eingestellt (s. Abb. 8.64, S. 199). Der Patient kann für diese Aufnahme sitzend und auch liegend positioniert werden. Nach den aktuellen Kritierien der Qualitätsbeurteilungs-Richtlinie Radiologie [Bundesausschuss, 2010] sind die charakteristischen Bildmerkmale der Schädel-p-a-Aufnahme:

- Symmetrische Darstellung beider Schädelhälften mit Kalotte, Orbitae und Felsenbeinen

- Projektion der Pyramidenoberkante in die Mitte bei anterior-posterior Projektion in das untere Drittel der Orbitae

©R. Schulze, 2019

- Visuell scharfe Begrenzung der Stirnhöhlen, Siebbeinzellen und Pyramidenoberkante mit innerem Gehörgang
- Darstellung der Lamina externa

Die Aufnahme stellt eine Übersicht über den gesamten Schädel in koronarer Richtung dar. Sie findet jedoch nur selten für die speziellen Fragestellungen der Zahnheilkunde Anwendung, weil meist die spezialisierten Projektionen, wie die Clementschitsch-Aufnahme (Punkt 8.0.4) bzw. die halbaxiale Aufnahme (Punkt 8.0.4) vorgezogen werden.

Schädelaufnahme kaudalexzentrisch – Clementschitschaufnahme

Synonym wird der Begriff "Unterkieferübersichtsaufnahme" (oder auch "Unterkieferübersichtsaufnahme nach Clementschitsch") verwendet. Die Clementschitsch-Aufnahme wird ebenso in posterior-anteriorer Richtung angefertigt. Der sitzende Patient legt seinen Kopf mit Stirn und Nase an den Detektor an und öffnet den Mund soweit wie möglich. Die Mundöffnung kann durch einen Aufbiss, beispielsweise auf einen Korken oder Ähnliches, erleichtert werden (s. auch Abb. 8.65, S. 200). Sie ist deswegen notwendig, weil nur so die interessierenden Kiefergelenkköpfchen von der Schädelbasis (Felsenbein) frei projiziert werden können. Der Zentralstrahl wird, vom Nacken kommend, in Richtung Nasenmitte (nuchonasal) geführt und trifft senkrecht auf dem Detektor auf.
Als Indikation dieser Aufnahme in der Zahnheilkunde gilt die Frakturdiagnostik im Unterkiefer und vor allem in der Kiefergelenks- und aufsteigenden Unterkieferast-Region. Leider können Patienten genau mit diesen Problemen meist den Mund nicht oder nur unter beträchtlichen Schmerzen so weit öffnen, wie die Aufnahmegeometrie es eigentlich fordert. Auch aus dieser Limitation heraus kommt die Aufnahme vor allem seit Einführung der Dentalen digitalen Volumentomographie zusehends seltener zum Einsatz.

Schädelaufnahme kranialexzentrisch – Halbaxiale Aufnahme

Nomenklatorisch korrekt ist die Nasennebenhöhlen-Aufnahme (NNH) eine auf diesen Bereich eingeblendete *halbaxiale Schädelaufnahme*. Oft werden die beiden Begriffe jedoch

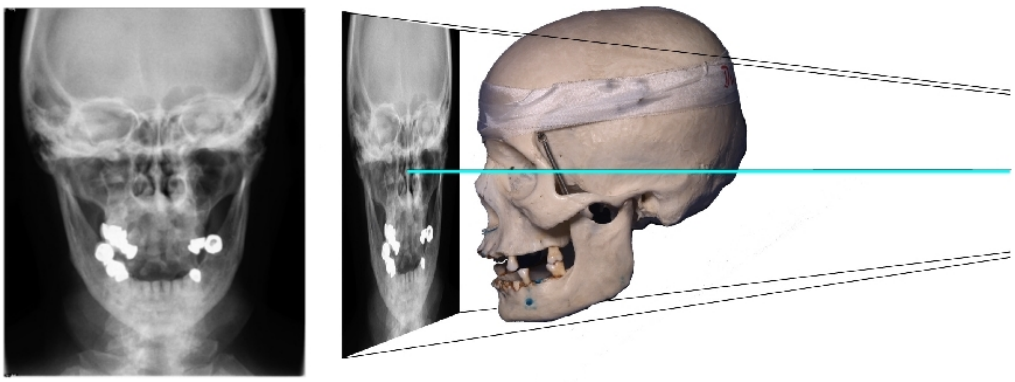


Abbildung 8.64: Schädelübersicht in posterior-anteriorer Strahlengangsführung und sitzender Patientenposition.

©R. Schulze, 2019

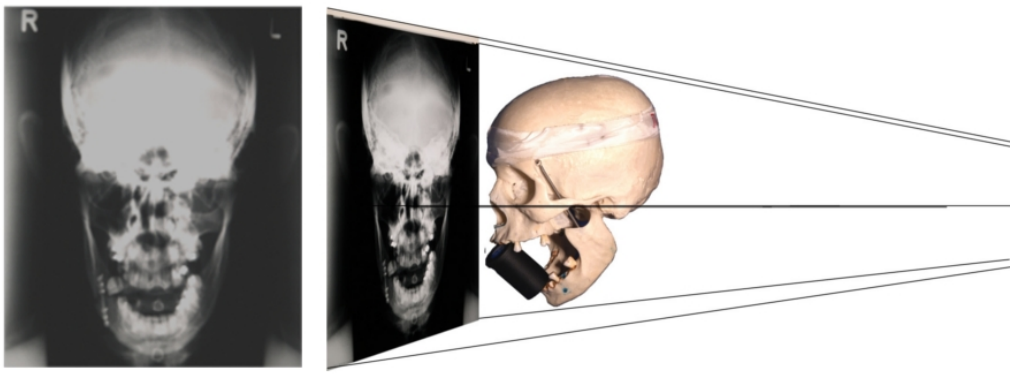


Abbildung 8.65: Kaudalexzentrische Schädelaufnahme (Clementschitsch-Aufnahme). Der Patient muss den Mund weit öffnen (hier mit einem Hilfsmittel dargestellt), damit die Kiefergelenkköpfchen von der Schädelbasis frei projiziert werden können und somit klar zur Darstellung kommen.

synonym verwendet. Auch bei dieser Aufnahme hat der Patient den Mund weit zu öffnen, wobei auch hier ein geeigneter Aufbiss sehr hilfreich sein kann (s. Abb. 8.66, S. 201). Die maximale Mundöffnung ist bei dieser Technik nötig, um den Sinus sphenoidalis in die Abbildung der Mundhöhle zu projizieren. Andernfalls wäre er von anderen knöchernen Schädelstrukturen komplett überlagert und daher nicht diagnostizierbar. Der Patient legt dazu in sitzender Position das Kinn an den Detektor an, so dass bei maximaler Mundöffnung die Oberlippe diesen ebenfalls berührt. Wie der Name besagt, wird der Zentralstrahl in 45◦ zur Körperlängsachse wiederum senkrecht auf den Detektor ausgerichtet. Bei korrekter Kopfausrichtung verläuft er vom Hinterhaupt in Richtung subnasal (Abb. 8.66, S. 201).
Die Nasennebenhöhlenaufnahme hat auch nach dem Einzug der DVT auch heute noch ihre Indikation als Primärdiagnostik, vor allem, wenn sich klinische Hinweise auf eine Sinusitis maxillaris ergeben. Hierbei ist entscheidend, dass die effektive Dosis dieser Aufnahme ungefähr im Bereich von 2 μSv [Pasler, 2000] und damit zwei Größenordnungen unterhalb derer eines durchschnittlichen DVTs liegt, was durchschnittlich über Einhundert Mikrosievert an effektiver Dosis verursacht [Pauwels et al., 2012].

Schädelübersicht axial
Diese auch oft auf Grund der Abbildung der frei projizierten Jochbögen als *Henkeltopfaufnahme* bezeichnete, axiale Schädelaufnahme wurde und wird zur Darstellung der Jochbögen verwendet. Dieses sind bei Erwachsenen frei projiziert. Bei Kindern und jüngeren Jugendlichen ist die Freiprojektion der Jochbögen aufgrund der überproportionalen Größe des Hirnschädels im Verhältnis zum Gesichtsschädel nicht möglich. Im Gebiet der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde wird die Aufnahme meist zum Ausschluss/Nachweis von Jochbogenfrakturen verwendet (Abb. 8.68, S. 202). Der Strahlengang ist, wie in Abb. 8.69 (S. 202) dargestellt, bei nach dorsal überstrecktem Kopf von submental kommend leicht schräg auf den hinter dem Hinterhaupt platzierten Detektor gerichtet. Der Zentralstrahl verläuft hierbei von kaudal kommend, in der Mediansagittal-

©R. Schulze, 2019

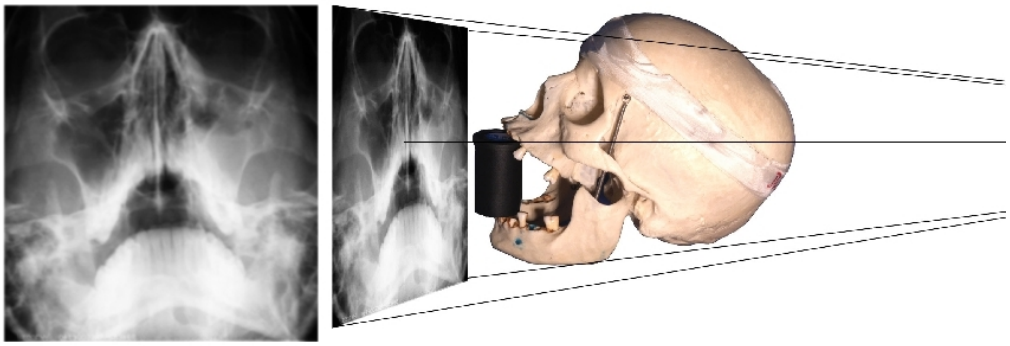


Abbildung 8.66: Halbaxiale Schädelaufnahme eingeblendet als Nasennebenhöhlen-Aufnahme (NNH). Der Patient muss den Mund auch bei dieser Aufnahme weit öffnen (hier mit einem Aufbiss dargestellt), damit der andernfalls von der Schädelbasis überlagerte Sinus sphenoidalis in die Abbildung der Mundhöhle projiziert wird und damit überhaupt zur Darstellung kommt.



Abbildung 8.67: Nasennebenhöhlenaufnahme mit weiß markierter Abbildung der Kieferhöhlen, der Stirnhöhlen (angeschnitten) sowie des Sinus sphenoidalis (angeschnitten abgebildet in Projektion in die Mundhöhle).

ebene, etwa in Höhe der Kiefergelenkregion.

©R. Schulze, 2019

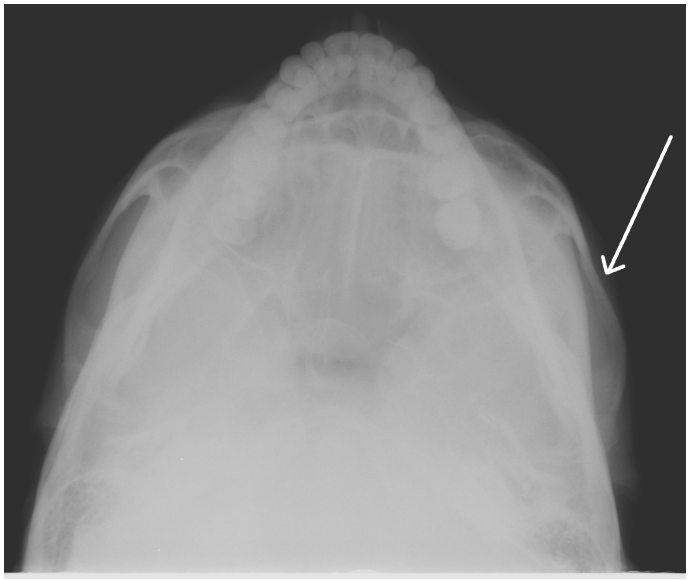


Abbildung 8.68: Axiale Schädelaufnahme (Henkeltopfaufnahme) mit Jochbogen-Impressionsfraktur links (Pfeil).

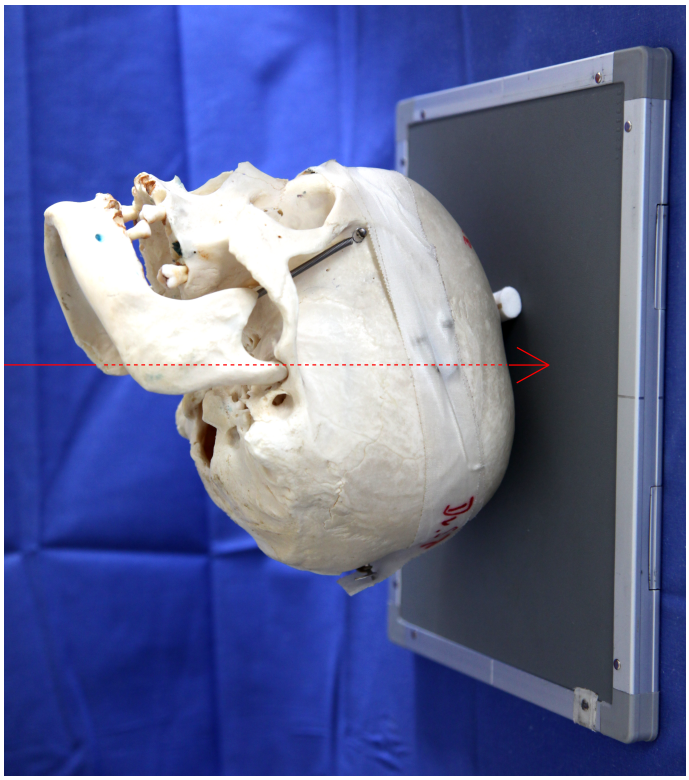


Abbildung 8.69: Strahlengang der axialen Schädelaufnahme (Henkeltopfaufnahme) mit stark nach dorsal überstrecktem Kopf.

©R. Schulze, 2019

Kiefergelenkaufnahmen

Die folgenden Kiefergelenkaufnahmen nach *Schüller* bzw. nach *Parma* sind die gebräuchlichsten aus dem Bereich der zahnärztlichen Kiefergelenks-Projektionsaufnahmen. Hierbei ist wichtig anzumerken, dass diese Aufnahmetechnik hier mehr aus historischen Gründen hier beschrieben werden, da sie heutzutage eigentlich keine wirkliche Bedeutung mehr haben. Zum Einen ist der Großteil der Kiefergelenkerkrankungen weichteilbedingt und die Beschwerden korrelieren nicht mit dem knöchernen Befund, weswegen hier Röntgendiagnostik nicht zielführend ist [EuropeanCommission, 2012]. Zum Anderen werden beim Verdacht einer primären, knöchernen Kiefergelenkserkrankung (Rheumatoidarthritis, andere Arthritiden, benigne oder maligne Tumore) heutzutage eher dreidimensionale Röntgenverfahren (CT, DVT oder MRT) eingesetzt, um eine räumliche Beurteilung der Gelenkveränderungen zu ermöglichen. Der Vollständigkeit halber sollen jedoch die speziell für die Darstellung der Kiefergelenke entwickelten Projektions-Aufnahmetechniken nicht unerwähnt bleiben. Für beide im Folgenden beschriebenen Kiefergelenkaufnahmen wird in der Regel eine Detektorgröße (Speicherfolie/Sensor) von 18 cm x 24 cm im Hochformat verwendet, wobei die eigentliche Aufnahme noch auf einen kleineren Bereich (12 cm x 15 cm oder kleiner) eingeblendet wird.

Kiefergelenkaufnahme nach Schüller

Bei der Kiefergelenkaufnahme nach *Schüller* handelt sich offiziell um eine geschlossene Kiefergelenkaufnahme. Sie geht auf eine Modifikation einer Felsenbeinaufnahme von Arthur Schüller aus dem Jahr 1905 zurück [Schüller, 1905]. Es handelt sich dabei um eine laterale transkraniale Projektionsaufnahme mit einem leicht schräg von kranial kommendem Strahlengang. Bei der Kiefergelenksaufnahme modifiziert nach *Schüller* (Abb. 8.71, S. 205, meist als "Schüller-Aufnahme" bezeichnet) legt der Patient die zu untersuchende Seite an den Detektor an. Der Zentralstrahl wird in einem Winkel von ca. 30° von kranial kommend auf das zu untersuchende Kiefergelenk ausgerichtet. Manche Autoren fordern zusätzlich auch noch eine leicht von dorsal kommende Zentrierung des Zentralstrahls (ca. 10° von dorsal) [Pasler, 2000]. Der Fokus-Detektor-Abstand liegt bei knapp über einem Meter.

Kiefergelenkaufnahme nach Parma

Diese Kiefergelenkaufnahme wird insgesamt noch seltener als die nach Schüller verwendet. Hauptsächlich wird die Kiefergelenkaufnahme nach *Parma* zur Darstellung des Condyluskopfes, des Collum mandibulae, sowie des aufsteigenden Unterkieferastes der detektornahen Seite herangezogen. Auch bei der *Kiefergelenkaufnahme nach Parma* handelt es sich um eine transkraniale Projektionsaufnahme. Der Bildrezeptor liegt der zu untersuchenden Seite, in paralleler Ausrichtung zur Mediansagittalebene, des Patienten am Kopf des Patienten an. Der Mund des Patienten ist geöffnet und der Zentralstrahl durchquert die Tragi beider Seiten und ist rechtwinklig auf den Rezeptor ausgerichtet (Abb. 8.72, S. 205). Entscheidend bei dieser Einstellung ist, dass für diese Aufnahme ein kurzer Fokus-Objekt-Abstand z. B. unter Verwendung eines zahnärztlichen Kurztubus verwendet wird, um die entsprechenden Strukturen der detektorfernen Seite so zu vergrößern, dass sie die interessierenden detektornahen Strukturen nicht störend überlagern.

©R. Schulze, 2019



Abbildung 8.70: Schüller Aufnahme (= „Kiefergelenk geschlossen“) des rechten Kiefergelenks.

Wie aus Abbildung 8.73, S. 206 erkennbar, überlagert das Felsenbein und die restliche Schädelbasis u. U. das interessierende Kiefergelenk, je nach Anatomie und Mundöffnung jedoch immer noch störend. Dieser wesentliche Nachteil der Überlagerung hochdichter Strukturen der Schädelbasis gilt auch für die anderen Kiefergelenks-Projektionsaufnahmen und hat, in Kombination mit dem ohnehin bemerkbaren Boom der 3D-Aufnahmen, zwischenzeitlich zu einem drastischen Rückgang ihrer Anwendung geführt.

©R. Schulze, 2019

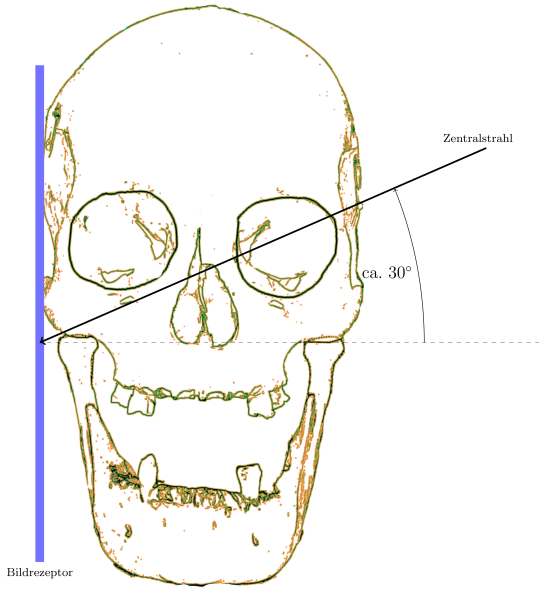


Abbildung 8.71: Strahlengang bei der Aufnahme nach *Schüller*. Der Zentralstrahl wird in vertikaler Richtung ca. 30° von oben in Richtung des interessierenden Kondylus (rezeptornahe Seite) gerichtet.

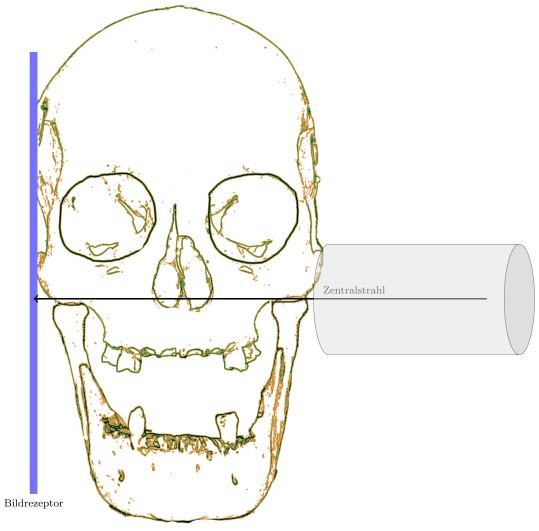


Abbildung 8.72: Strahlengang bei der Aufnahme nach *Parma*. Der Zentralstrahl verläuft durch beide Tragi und ist in Richtung des interessierenden Kondylus (rezeptornahe Seite) gerichtet. Hierbei ist wichtig einen kurzen Fokus-Objektabstand zu verwenden (Kurztubus!) um die Vergrößerung der fokusnahen Strukturen zu nutzen um sie sozusagen “unsichtbar” zu machen.

©R. Schulze, 2019

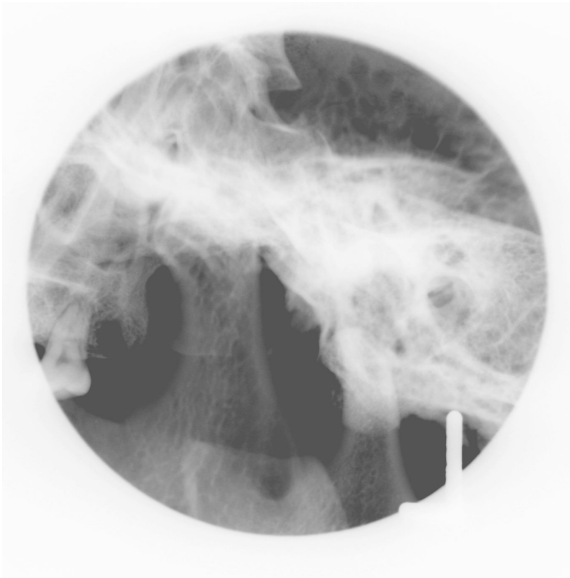


Abbildung 8.73: Bei der Kiefergelenksaufnahme nach *Parma* erkennt man deutlich, dass das interessierende, detektornahe Kiefergelenk (links im Bild) deutlich weniger vergrößert wird, als das detektorferne (rechts im Bild). Dies wird durch einen kurzen Fokus-Objektabstand unter Verwendung z. B. einer zahnärztlichen Röntgentubusröhre erreicht.

©R. Schulze, 2019

Handaufnahme

Auf den ersten Blick erscheint es merkwürdig, beim Thema zahnärztliches Röntgen Handröntgenaufnahmen zu behandeln. Allerdings ist die *Handaufnahme* oder auch *Handwurzelaufnahme* in der Zahnheilkunde, genauer im Fachgebiet Kieferorthopädie, seit vielen Jahrzehnten etabliert. Die Handwurzelaufnahme (Abb. 8.74, S. 208), oder wie sie offiziell heißt "Handaufnahmen zur Skelettwachstumsbestimmung" [Bundesregierung BRD, 2012] wird in diesem Fachgebiet verwendet, um das Skelettwachstum eines Patienten zu bestimmen. Hierbei werden verschiedene, tabellarisierte Reifungsstadien des Handskelettes sowie definierte Wachstumsstadien spezifischer Ossifikationsbereiche des Handskeletts herangezogen, um das biologische skelettale Alter eines Patienten abzuschätzen. Die Notwendigkeit der Bestimmung des biologischen Skelettalters entsteht, weil im Wachstum befindliche Individuen eines Lebensalters bekanntermaßen stark hinsichtlich ihres Wachstumsverlaufes und ihrer Wachstumsgeschwindigkeit differieren [Verma et al., 2009]. Es ist bekannt, dass das Lebensalter keinen guten Indikator für das biologische Wachstumsalter darstellt [Flores-Mir et al., 2004]. Die Kenntnis des biologischen Wachstumsalters hilft jedoch beispielsweise bei der Einschätzung, inwieweit sich bestehende, skelettale Anomalien noch weiter verstärken bzw. sich noch spontan verbessern können. Auch zur Abschätzung eines bestmöglichen Zeitpunktes einer eventuell notwendigen chirurgischen Intervention ist die möglichst präzise Vorhersage des noch zu erwartenden Wachstums sowie des vermutlichen Wachstumsstopps essentiell. Genau für diese Zwecke stellt die Abschätzung des biologischen Wachstums eines Patienten anhand von Hand(wurzel)aufnahmen im Fachgebiet der Kieferorthopädie ein passendes Verfahren dar. Etabliert wurde die Analyse von Handaufnahmen zur Abschätzung des skelettalen Alters und des Wachstums bereits durch Todd in den 1930er Jahren [Todd, 1937]. Eine der bekanntesten Analysen des biologischen Wachstumsalters basierend auf Handaufnahmen ist die von Greulich & Pyle [Greulich and Pyle, 1959]. Auch die Analyse des in der Kieferorthopädie bekannten schwedischen Zahnarztes Arne Björk [Björk, 1972] ist weit verbreitet. Da die Auswertung der Handaufnahme jedoch eine sehr spezielle Analyse darstellt, die Teil der Fachzahnarzt-Weiterbildung für Kieferorthopädie ist, wird in diesem röntgenologischen Lehrbuch auf ihre detaillierte Darstellung verzichtet. Interessierte Leser werden auf die einschlägigen Fachbücher (z. B. [Greulich and Pyle, 1959, Kahl-Nieke, 2010]) sowie wissenschaftlichen Artikel (z. B. [Björk, 1972] verwiesen.

Grundsätzlich ist die Aussagekraft der Handaufnahme für die Bestimmung des skelettalen Alters in Abhängigkeit zur gesamten skelettalen Wachstumsgeschwindigkeit gut untersucht. Sie stellt daher für verschiedene ethnische Gruppen ein validiertes Verfahren dar [Flores-Mir et al., 2004]. Da jedoch große Varianzen zwischen Individuen sowie unterschiedlichen Subgruppen von Patienten auftreten [Verma et al., 2009], setzt die klinische Anwendung derartiger Analysen dennoch viel Erfahrung voraus. Insgesamt erscheint es, dass die Handaufnahme in letzter Zeit generell etwas an Bedeutung verloren hat. Mittlerweile besteht zudem gute wissenschaftliche Datenbasis, eine Altersschätzung auf Basis etwa der auf der Fernröntgen-Seitenaufnahme (s. Abschnitt 8.0.3, S. 189) abgebildeten Halswirbelkörper vorzunehmen [Hassel and Farman, 1995, Danaei et al., 2014]. Diese Analyse hat im Vergleich zur Handwurzelanalyse den wesentlichen Vorteil, dass Fernröntgen-Seitenaufnahmen ja ohnehin für die kieferorthopädische Analyse angefertigt werden und

©R. Schulze, 2019



Abbildung 8.74: Die “Handaufnahme zur Skelettwachstumsbestimmung” [Bundesregierung BRD, 2012] wird zur Ermittlung des biologischen Skelettwachstums von Patienten meist im Rahmen der kieferorthopädischen Behandlung, oder auch in der forensischen Zahnheilkunde, angefertigt

somit keine zusätzliche Strahlendosis für eine Handaufnahme anfällt.

Handaufnahmen können mit speziellen medizinischen Röntgengeräten angefertigt werden (beispielsweise einem Bucky-Tischgerät), oder auch mit mit einem dentalen Tubusgerät [Safer et al., 2015] oder auch den im Panoramaschichtgerät integrierten Fernröntgen-Aufsätzen [Schopf, 1978]. Der Fokus-Detektorabstand beträgt ungefähr 70 cm bis 80 cm bei einer Detektorgröße von ca. 18 cm x 24 cm. Die Hand wird mit ihrer Innenseite auf den Detektor platziert und der Zentralstrahl triff den Handrücken ca. mittig und ist orthogonal auf den Detektor ausgerichtet. Der Daumen der Hand sollte ca. 30 Grad abgespreizt werden, und die Finger der Hand leicht gespreizt werden (s. auch Abb. 8.74, S. 208).

©R. Schulze, 2019

9 Dreidimensionale Röntgenverfahren

9.1 Computertomographie und Digitale Dentale Volumentomographie

9.1.1 Historische Entwicklung der Computertomographie

Weil es sich um so eine bedeutende technische Entwicklung handelt, die die gesamte Medizin revolutionierte, soll hier die historische Entwicklung der Computertomographie kurz dargestellt werden.
Wie bereits in Kapitel 1 (S. 15) angesprochen, entwickelte der Wiener Mathematiker Johann Radon bereits im Jahr 1917 eine Lösung für ein mathematisches Problem, was sich später für technische Anwendungen als fundamental wichtig erwies. Radon hatte bewiesen, dass man eine Verteilungsfunktion vollständig rekonstruieren kann, wenn man eine (unendliche) Anzahl an Integralen durch diese Funktion zur Verfügung hat [Radon, 1917]. Jedes Objekt, also z. B. auch ein Körperteil, kann man physikalisch als Dichteverteilung auffassen. Diese kann wiederum im mathematischen Sinne als eine Funktion aufgefasst werden. Der Röntgenvorgang an sich, kann als die Messung von Integralen entlang der Projektionspfade, die durch das Objekt hindurchtreten, interpretiert werden. Letzteres bedeutet nichts Anderes, als dass entlang dieser Linien (d. h. entlang der gemessenen Röntgenpfade), von der Strahlenquelle bis zum Detektor, die Gesamtabsorption durch die vom Pfad durchdrungenen Gewebe/Materialien einfach der Summe der Einzelabsorptionen entspricht. Mathematisch ausgedrückt, entspricht das (eindimensionale) Röntgenbild der Radon-Transformierten der Objektfunktion. Anschaulich betrachtet, bedeutet dies lediglich, dass die Messungen (das Röntgenbild) sich aus der jeweilig entlang jedes einzelnen gemessenen Röntgenpfades ("Strahls" zwischen Fokus und jeweiligem Bild-Pixel) gemessenen Summenabsorption zusammensetzt. Umgekehrt kann man, durch Invertierung der Radon-Transformation, aus den Messungen (dem Röntgenbildern) wieder die Objektfunktion berechnen. Darauf basiert die Rekonstruktion von CT- und auch DVT-Geräten. Funktionieren wird dieser Vorgang jedoch nur, wenn genügend Messungen aus einem ausreichend großen Winkelbereich (d.h. viele unterschiedliche Richtungen) vorhanden sind. Ursprünglich hatte der in Johannesburg, Südafrika geborenen und später in die USA emigrierte Physiker Allan MacLeod Cormack (1924 – 1998) in den 1950er Jahren erste Versuche der Anwendung der Radon-Transformation in der Röntgenbildgebung in den 1960er Jahren durchgeführt [Cormack, 1963]. Diese wurden jedoch anfänglich wenig beachtet und erst nachdem der britische Ingenieur Godfrey Newbold Hounsfield (1919 - 2004, Abb. 9.1, S. 210) das erste praktisch funktionierende CT-Gerät im Jahr 1972 entwickelt hatte [Hounsfield, 1973] als Grundlagenforschung in diesem Gebiet erkannt. Kommerziell als "EMI-Head-Scanner" von der Electric and Musical Industries Group ver-



Abbildung 9.1: Godfrey Newbold Hounsfield (1919 - 2004), englischer Ingenieur und Erfinder des ersten funktionierenden CTs (Abbildung mit freundlicher Genehmigung zur Verfügung gestellt vom Deutschen Röntgenmuseum, Remscheid, 2015).

trieben, gewann das Gerät von Godfrey Hounsfield den britischen "Queen's Award for Technological Innovation". Godfrey Hounsfield gilt seither als eigentlicher Erfinder der Computertomographie. Er erhielt im Jahr 1979 zusammen mit Allan MacLeod Cormack für seine Erfindung den Nobelpreis für Medizin. Damit wurde sicherlich eine der fundamental wichtigsten technischen Entwicklungen in der Medizin mit diesem Preis geehrt.

Um aus allen Richtungen rund um den Patienten Aufnahmen zu erhalten wurde ein ringförmiges Röhren-Detektorsystem ("Gantry") entwickelt, das um den auf einer Liege (Patiententisch) befindlichen Patienten herum angeordnet war. Anfänglich waren Röhre und Detektor per Kabel mit der Gantry verbunden, weswegen die Röhre nach einer $360°-$Drehung anfänglich immer zurück in ihre Ausgangsposition rotiert werden musste. Durch die spätere Einführung von Schleifringen, die einen Gleitkontakt darstellen und

©R. Schulze, 2019

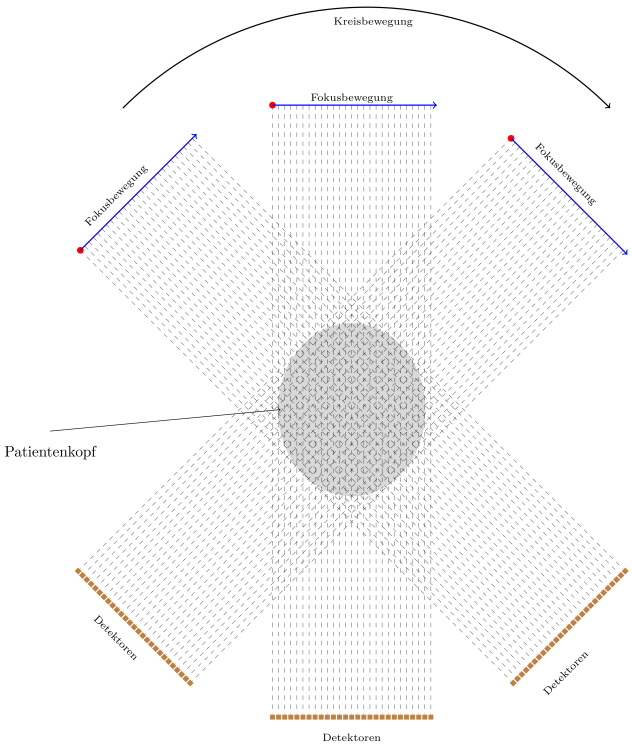


Abbildung 9.2: Skizze des Aufbaus der ersten CT-Scanner: eine Röhre bewegt sich auf einer linearen Bahn (Gerade) und sendet einen dünnen Röntgenstrahl "Pencil-Beam") aus, der auf einer Reihe gegenüberliegender Detektoren gemessen wird. Danach rotiert das gesamte System um den Patienten zur nächsten Position, in der sich der Scanvorgang wiederholt. Das Ganze wird so lange wiederholt, bis die Drehbewegung 360° erreicht hat (modifiziert aus [Hounsfield, 1973])

somit die Übertragung elektrischer Signale auf rotierende Bauteile ermöglichen, wurde dieses Problem technisch gelöst. Auf dieser Technologie basierend, war der nächsten wichtige technische Entwicklungsschritt die Erfindung des Spiral-CTs im Jahr 1989 durch den deutschen Physiker Willy Alfred Kalender [Kalender et al., 1987]. Bis zu diesem Zeitpunkt waren CT-Geräte entweder (original) mittels eines zusätzlich translativ bewegten "Pencil-Beams" ("Bleistiftstrahls", s. a. Abb. 9.2, S. 211) oder, etwas später, mit Hilfe einer fächerförmigen Strahlengeometrie (englisch "fan-beam") ausgestattet, wobei sich der Strahl in einer Kreisbahn um den zu untersuchenden Patienten bewegte.

Das Spiral-CT (auch "Helix-CT") fährt als effektive Umlaufbahn eine Spirale um den interessierenden Patienten(teil). Technisch wird dies gelöst durch einen konstanten Vorschub des Patiententisches durch die Gantry, woraus sich effektiv eine spiralförmige Bewegung des Röhren-Detektorsystems um den Patienten ergibt (Abb. 9.3, S. 212). Der Vorteil des Verfahrens gegenüber dem rein kreisförmigen Umlauf der CTs der ersten Ge-

©R. Schulze, 2019

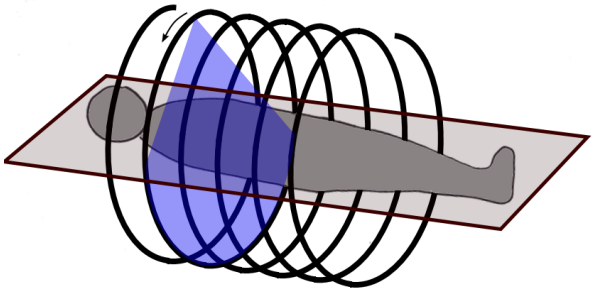


Abbildung 9.3: Schematische Darstellung eines Spiral-CT mit eingezeichneter, effektiver Bewegung des Fokus-Detektorsystems in einer spiralförmigen Bahn. Technisch erreicht wird dies durch eine normale, ringförmige Gantry (s. auch Abb. 9.4, S. 213) und kontinuierlichen Vorschub des Patiententisches in z-Richtung.

neration sind die erheblich verkürzten Scanzeiten sowie die Möglichkeit, ein Objekt kontinuierlich aufnehmen zu können, ohne separierte Schichten anfertigen zu müssen. Selbstverständlich ist auch beim Spiral-CT eine Interpolation notwendig, die in z-Richtung erfolgt (z-Interpolation). Die fundamentale Verbesserung durch Einführung des Spiral-CTs führte im Weiteren Verlauf zu drastisch reduzierten Expositionszeiten, weil die klassische scheiben-basierten, planare durch eine kontinuierliche Akquisition der Bilddaten ersetzt werden konnte. Gleichzeitig wurde die Ortsauflösung in Richtung Körperlängsachse (z-Achse) deutlich verbessert. Die verwendeten Rekonstruktionsalgorithmen wurden weiterentwickelt, desgleichen natürlich auch die Scanner-Hardware. Mit der Jahrtausendwende wurden immer mehr zusätzliche Detektorreihen eingeführt, so dass mehrere Schichten gleichzeitig aufgenommen werden konnten. Diese sogenannten "Mehrzeiler-CTs" stellten sozusagen die natürliche Weiterentwicklung der klassischen Einzeiler-Systeme dar. Die fächerförmige Strahlengeometrie wurde folglich durch eine, zunehmend mehr dreidimensionale, konusförmige ersetzt. Die Entwicklung flächiger Detektoren, die über sogenannte C-Arm-Systeme gegenüberliegend von der Strahlenquelle montiert, auf einer ebenfalls kreisförmigen Umlaufbahn um den Patienten rotieren, führte zur derzeit letzten Entwicklungsstufe, der sogenannten Flachdetektor-CTs. Die Synonyme "Cone Beam CT" oder der in Deutschland für die zahnmedizinische Geräte in den späten 1990er Jahren geprägte Begriff der "Digitalen Volumentomographie" beziehen sich technisch alle auf dieselbe, in Abb.9.8 (S. 224) dargestellte Konstruktion.

©R. Schulze, 2019

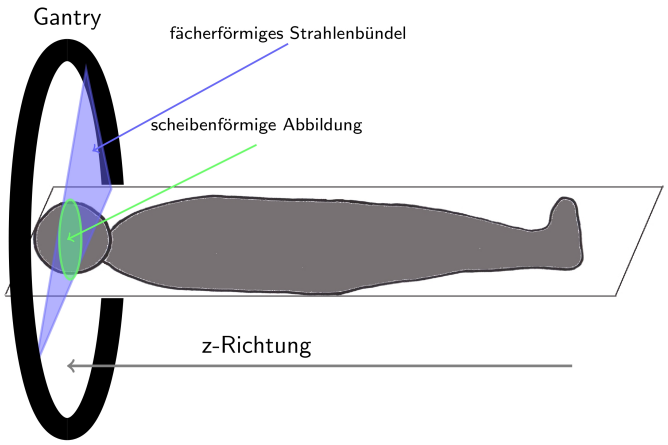


Abbildung 9.4: Schematische Darstellung der Geometrie eines herkömmlichen CTs mit einem fächerförmigen Strahlenbündel, welches in einer Gantry, gegenüberliegend von einzeiligen Detektoren, um den interessierenden Patiententeil kreist. Dadurch kann eine Schicht aus dem Patienten rekonstruiert werden. Durch Verschieben des Patienten relativ zur Gantry in z-Richtung können viele konsekutive Schichten sequentiell angefertigt werden.

9.1.2 Technische Grundlagen der CT

In Abbildung 9.4 (S. 213) ist ein typisches, fan-beam CT skizziert, welches sequentiell einzelne scheibenförmige Abbildungen ("Slices") anfertigt. Die Röhre und die Detektorelemente sind bei der CT in eine ringförmige *Gantry* integriert. Über Schleifringe (englisch "Slip-Rings") wird die elektrische Energie dem rotierenden System, bestehend aus Röhre und Detektoren, zugeführt. Durch diese Technik ohne fest fixierte Stromversorgung, die der Rotation des Systems folgen würde, wird eine andernfalls notwendige Rückrotation vermieden, wie sie bei früheren CTs notwendig war [Goldman, 2008]. Die Detektoren bildeten mit der Strahlenquelle eine (durch die Gantry definierte) Ebene, innerhalb derer die Schicht lag, die rekonstruiert werden konnte. Durch sequentiellen Vorschub des Patiententisches durch die Gantry entlang der z-Achse (s. Abb. 9.4, S. 213) zwischen den kreisförmigen Scanbewegungen von Röhre und Detektor wurde die Gantry relativ zum Patienten in eine neue Position gebracht, und danach die nächste Scheibe abgescannt. Durch Stapelung der erzeugten Schichten und Interpolation der fehlenden Information zwischen den Schichten konnte man bereits eine 3D-Rekonstruktion des gescannten Patiententeils anfertigen. Selbstverständlich war dies nur sinnvoll möglich, wenn die Schichten in z-Richtung in einem engen Abstand aufeinanderfolgend angefertigt worden waren.
Die Rekonstruktion der Dichteverteilung innerhalb der Scheiben, d. h. der Grauwerte und damit der Röntgenanatomie, erfolgte und erfolgt auch heute noch häufig über die sogenannte "gefilterte Rückprojektion" (englisch "filtered Backprojection"). Hier macht man sich die o. g. inverse Radontransformation zu Nutze. Am einfachsten erklärt werden kann das hinter der gefilterten Rückprojektion stehende physikalische Prinzip durch die Umkehrung des Projektionsvorganges: Während jeder Röntgenprojektion wird, wie im Kapitel

©R. Schulze, 2019

4 (S. 67) erklärt, die durch das Objekt hindurchtretende Röntgenstrahlung auf einem Detektor gemessen. Betrachtet man den physikalischen Vorgang von der als punktförmig angenommenen Strahlenquelle aus, so kann man jeden "Röntgenstrahl" durch das Objekt hindurch verfolgen, und man weiß außerdem die Stelle, wo er auf dem Detektor auftrifft. Dieser Prozess der Projektion wird in der Rückprojektion physikalisch umgekehrt. Aufgrund der bereits beschriebenen Tatsache, dass das was auf dem Detektor ankommt, einfach als Summe der Absorption entlang des Röntgenpfades betrachtet werden kann, dreht man diesen Prozess zur Rekonstruktion einfach um, man "verschmiert" die Messwerte sozusagen entlang der Projektionspfade zurück durch das Objekt. Damit verteilt man die gemessene Gesamtabsorption auf die absorbierenden Objektteile (s. Abb. 9.5, S. 215). Voraussetzung ist hierfür jedoch, dass die exakte Aufnahmegeometrie für jede einzelne Projektionsaufnahme genau bekannt ist, um die Pfade der gemessenen "Röntgenstrahlen" (physikalisch korrekter: "Röntgenpfade) durch die getroffenen Voxel zurückverfolgen zu können und auf die getroffenen Voxel verteilen zu können. Beispielsweise kann man hierzu den auf dem Detektor gemessenen Werte einfach durch die Anzahl der von diesem "Strahl" getroffenen Voxel teilen und das Ergebnis in jedes getroffene Voxel eintragen, Physikalisch betrachtet verschmiert man sozusagen den auf dem Detektor gemessenen Wert durch die getroffenen Voxel in Richtung Strahlenquelle zurück. Wiederholt man diesen Vorgang für sehr viele Projektionen aus allen Richtungen (d.h. bei der CT aus einer kreisförmigen Bahn), dann erhält man nach Mittelwertbildung für jedes Voxel eine gute Schätzung für die dort im Objekt stattgefunden habende Absorption. Dieser primär numerische, berechnete Absorptionswert wird dann entsprechend in einen Grauwert umgerechnet und auf dem Monitor dargestellt.

Godfrey Hounsfield beschrieb als wichtigste Eigenschaft der von ihm federführend entwickelten Computertomographie die Möglichkeit, höchst sensitiv Dichteunterschiede zwischen verschiedenen Geweben (auch Weichgeweben) zu unterscheiden [Hounsfield, 8.12.1979]. Nach ihrem Erfinder benannt, wurden die sog. *Hounsfield Einheiten* (besser bekannt als *Hounsfield Units, [HU]*) bekannt als absolute Dichteeinheiten für die CT eingeführt (Tabelle 9.1, S. 216). Diese auch unter dem Begriff CT-Zahl (CT_Z) bekannten Einheiten sind die Dichtewerte, auf Wasser (HU = 0, [Hounsfield, 1973]) normiert. Diese sind wie folgt definiert:

$$CT_Z(\mu_{Gewebe}) = \frac{\mu_{Gewebe} - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O}} \cdot 1000 \text{ [HU]}. \tag{9.1}$$

Obwohl aus Gleichung 9.1 leicht erkennbar ist, dass die Skala theoretisch nach oben keine Begrenzung haben muss, werden in der Praxis nur Werte zwischen -1024 und 3071 verwendet, was einer 12 bit-Kodierung der Graustufen entspricht (s. hierzu auch Kapitel 6, S. 117). Da die Graustufe (der numerische Wert) "0" hierbei mitzuzählen ist, umfasst dieser Bereich insgesamt $2^{12} = 4096$ Graustufen. Dies muss jedoch langfristig nicht unbedingt so bleiben, da moderne CTs meist mit 16 bit, d.h. $2^{16} = 65536$ Graustufen arbeiten.

In der weiteren Entwicklung wurde vom deutschen Physiker Willi A. Kalender das *Spiral-CT* entwickelt und 1990 publiziert [Kalender et al., 1987]. Das Spiral-CT wird der

©R. Schulze, 2019

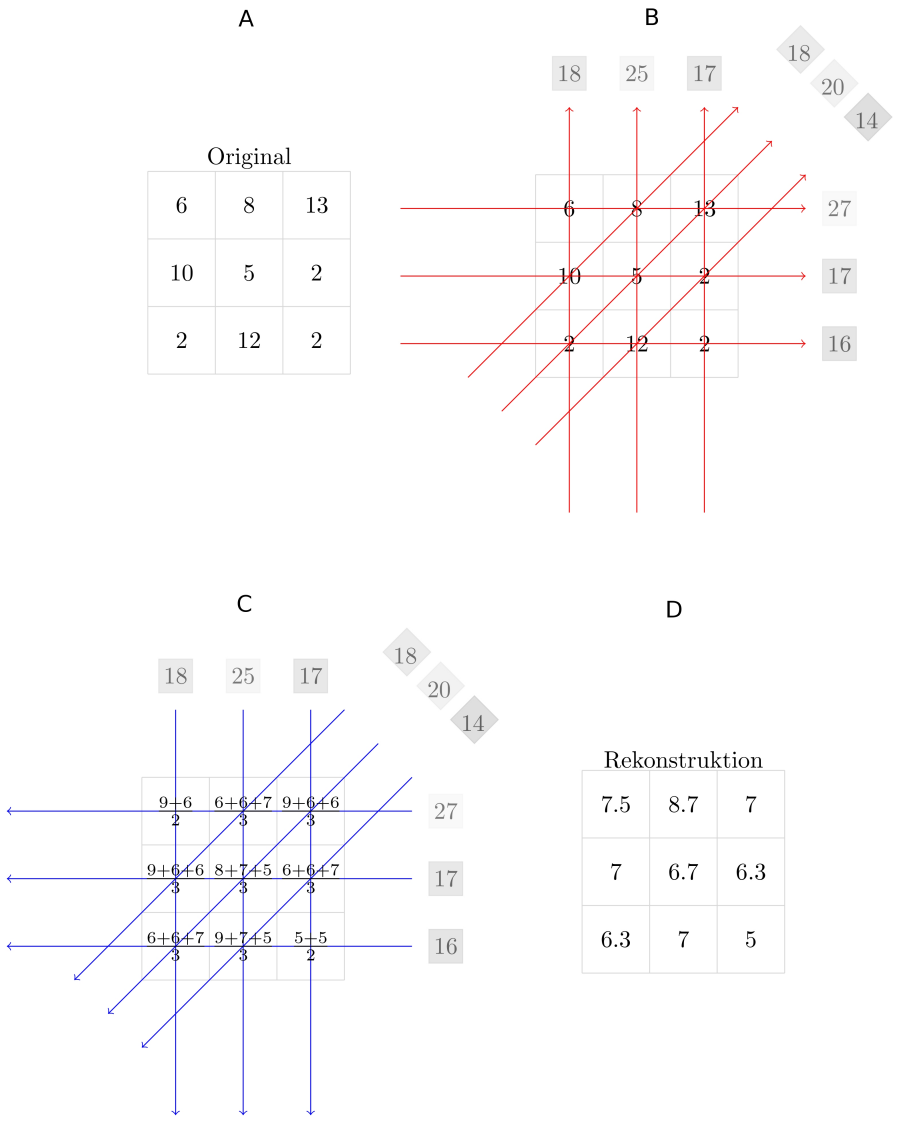


Abbildung 9.5: Vereinfachte Skizze des Rückprojektionsprozesses in 3D-Röntgengeräten (CT, DVT). Betrachten wir ein kleines Voxelgitter aus nur neun Voxeln bestehend vor (A), in welchem zufällig gewählte Dichte-(Grau-)Werte als Zahlenwerte eingetragen sind. Die zu lösende technische Aufgabe besteht jetzt darin, die natürlich nicht im Vornherein bekannten Dichtewerte in diesen Voxeln aus den Aufnahmen zu berechnen. Der Vorwärts-Projektionsprozess, wie er bei Anfertigen einer Röntgenaufnahme abläuft, ist in Abbildung (B) dargestellt. Die Summenwerte entlang jedes gemessenen Röntgenpfades werden auf dem Detektor als numerischer Wert registriert, der auch als Grauwert dargestellt werden kann. Bei der Rückprojektion (C) dreht man diesen Prozess um und "schmiert" den numerischen Wert jeder Detektorzelle (Pixel) entlang des Röntgenpfades zurück in die von diesem Pfade getroffenen Voxel. Dies kann man beispielsweise durch einfache Teilung des numerischen Wertes durch die Anzahl der getroffenen Voxel vornehmen, wie hier veranschaulicht. Das Ergebnis aus nur drei Projektionen und Richtungen ist in Teilabbildung D (rechts unten) dargestellt. Beim Vergleich mit dem Original erkennt man deutlich, dass aus diesen wenigen Projektionen noch keine suffiziente Berechnung der Dichte-(Grau-)Werte in den einzelnen Voxeln möglich ist.

©R. Schulze, 2019

Hounsfield-Wert	Gewebe
+1000	Knochen
0	Wasser
-1000	Luft

Tabelle 9.1: Hounsfield-Skala

Körper des Patienten entlang seiner Längsachse (im CT als z-Achse definiert) während der kontinuierlichen, kreisförmigen Umlaufbewegung von Röhre und Detektorelementen durch die Gantry bewegt (Abb. 9.3, S. 212). Dies ergibt, mathematisch betrachtet, eine spiralförmige Abtastung des gescannten Patientenbereiches [Kalender et al., 1987] und damit eine kontinuierliche Bildakquisition. Diese damals neuartige Technik ermöglichte auch deutlich höhere Scangeschwindigkeiten, als die konventionellen Schicht-für-Schicht Scanner. Die Einführung des anfänglich von Experten technisch in Frage gestellten Spiral-CTs führte zu einem Entwicklungsschub und zur erheblichen Verbesserung der Bildqualität [Kalender, 2006]. Im Jahr 1998 wurde dann mit Einführung eines Vierzeilen-Scanners und Rotationszeiten von 0,5 s (für eine komplette Rotation) das erste "Mehrzeiler-CT" vorgestellt. Obwohl es vorher bereits Zweizeiler-Scanner gab und de facto sogar das erste CT, der EMI-Head-Scanner, bereits zwei nebeneinanderliegenden Detektorelementen integriert hatte [Hounsfield, 1973, Kalender, 2006], stellte dieser Vierzeilen-Scanner mit der Einführung der Reihenanordnung-Detektortechnologie ("Array-Detector-Technology") wiederum einen wesentlichen Schritt in der Weiterentwicklung der CT-Technologie dar [Kalender, 2006]. Seit den Anfängen der 2000er Jahre wurden dann mehr und mehr Detektorreihen hinzugefügt. Durch die zusätzliche Anwendung des Spiral-CT-Prinzips konnte die Scangeschwindigkeit weiter erhöht werden. Vor allem angetrieben durch die Notwendigkeit, das schlagende Herz möglichst artefaktarm darzustellen, führte die Forschung im Bereich des Herz-CTs (Cardiac-CT) zu immer schnelleren Rotationszeiten und mehr Detektorzeilen. In der Konsequenz muss das Strahlenbündel eine konus- oder pyramidenförmige Geometrie aufweisen um die Detektorzeilen abdecken zu können. Im Jahr 2005 waren bereits 64-Zeiler auf dem Markt. Diese stellen auch heute noch den aktuellen Standard dar, jedoch sind auch bereits 512-Zeiler (und sogar noch mehr) auf dem Markt verfügbar. Die zunehmende Konusgeometrie führt jedoch zu einem mathematischen Rekonstruktionsproblem, weswegen unklar ist, ob ein weiterer Anstieg der Zeilenzahl sinnvoll ist [Kalender, 2006].

9.1.3 Rekonstruktionsalgorithmen zur 3D-Rekonstruktion

Sicherlich kann man mit einem CT und einem DVT klinisch arbeiten, ohne die im Hintergrund zu ihrer Anfertigung notwendigen Algorithmen im Detail kennen zu müssen. Für den interessierten Anwender können diese jedoch durchaus von Interesse sein, um sozu-

©R. Schulze, 2019

sagen aus der "Black Box" der Rekonstruktion heraus zu blicken. Grundsätzlich handelt es sich bei den zur 3D-Rekonstruktion verwendeten Verfahren um Prozesse, die durchaus ohne große Schwierigkeiten konzeptionell nachvollzogen werden können. Die mathematischen Verfahren sind für das Grundverständnis zwar nicht notwendig, sie werden jedoch in ihren Grundzügen im Folgenden dennoch mit einbezogen, um dem Interessierten das entsprechende Hintergrundwissen nicht vorzuenthalten. Es ist sicherlich auch für den Laien offensichtlich und nicht von der Hand zu weisen, dass der Rekonstruktionsprozess einen fundamentalen Einfluss auf das entstehende Bild hat. Daher werden im folgenden Abschnitt die beiden derzeit verwendeten, von ihrer Vorgehensweise unterschiedlichen Rekonstruktionskonzepte kurz vorgestellt.

Prinzipiell existieren zwei Gruppen an Rekontruktionsverfahren:

- Direkt-Inversionsverfahren
- Iterative Rekonstruktionsverfahren.

Direktinversion

In den Anfängen der Computertomographie war zwar bereits von Godfrey Houndsfield ein numerisches iteratives Verfahren vorgeschlagen worden [Hounsfield, 1973], auf Grund des Aufwandes an notwendigen Rechenoperationen ist diese Art der Rekonstruktion jedoch erst in den letzten Jahren wieder in den Fokus klinischen Interesses geraten. Das Einschrittverfahren der Direktinversion ist mit relativ hierzu geringerem Rechenaufwand in nur einem Durchlauf möglich, was seine klinische Anwendung attraktiv macht. Es bot sich damit als effizientes Verfahren zur Lösung des Rekonstruktionsproblems an. Namensgebend für diese Art der Rekonstruktionsverfahren war das Grundkonzept, den physikalischen Prozess der Röntgenprojektion mathematisch über eine Inversionsformel der *Radontransformation* zu invertieren. Wie bereits in Kapitel 1 (S. 15) erläutert, gehen die Grundlagen auf die vom Wiener Mathematiker Johan Radon im Jahr 1917 veröffentlichte Arbeit mit dem Titel "Uber die Bestimmung von Funktionen durch ihre Intergralwerte längs gewisser Mannigfaltigkeiten" [Radon, 1917] zurück. Mathematisch kann eine (2D)-Verteilung (Funktion) von Objekteigenschaften (im CT: Dichtewerten) vollständig bestimmt werden, wenn eine *unendliche Anzahl* an Linienintegralen, die durch die Verteilung hindurch gemessen wurden, gegeben ist. Als Approximation kann man auch bereits aus einer ausreichend großen Menge derartiger Linienintegrale die Funktion ausreichend gut schätzen. Ein Röntgenbild kann als eine 2D- (oder 3D-) Dichteverteilung aufgefasst werden, was wiederum eine mathematische Funktion darstellt. Die im Objekt absorbierte Röntgenstrahlung kann wiederum als eine Menge an Linienintegralen betrachtet werden. Da ein Röntgenbild als eine Messung der gesamten Absorption zwischen Strahlenquelle und Detektor, entlang von Linien (den "Röntgenstrahlen") gemessen, aufgefasst werden kann, bedeutet eben jede einzelne Messung eines einzelnen "Strahls" die Summation aller einzelnen Absorptionen auf dem Weg des Strahls. Mathematisch wird eine Summe als Integral über diese Linie berechnet. Klassischerweise wird in der CT die zweidimensionale Funktion $f(x, y)$ gesucht, die eine zweidimensionale Schicht (Scheibe) als Dichtewerteverteilung im Objekt darstellt. Stellt man sich die Messung als eine Messung einer großen Anzahl von Linien (den Röntgenstrahlen)

©R. Schulze, 2019

durch diese zu rekonstruierende Schicht vor, dann ist die Anforderung an die Rekonstruktion der Schicht leicht erklärbar: Berechne aus einer großen Anzahl an Linienmessungen die Schicht, d.h. die Dichteverteilung $f(x, y)$. Dies ist technisch betrachtet ein typisches *inverses Problem*: bestimme aus einer ausreichend großen Menge an Messungen von außen durch das Objekt hindurch die interne Dichteverteilung (μ) innerhalb des Objektes in der Schicht, durch die hindurch gemessen wurde. Für die mathematische Beschreibung der Linien wird die Hessesche Normalform der Geradengleichung herangezogen (s. auch Abbildung **??**):

$$x \cos \phi + y \sin \phi - \mathbf{t} = 0\,. \tag{9.2}$$

Die Radontransformierte $P_\phi \mathbf{t}$ der zweidimensionalen Funktion $f(x, y)$ (einer Schicht aus dem Objekt) entlang einer Linie, die mit Hilfe der in Gleichung 9.2 ausgedrückt wird, entspricht daher

$$P(\phi, \mathbf{t}) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y)\delta \left(x \cos \phi + y \sin \phi - \mathbf{t}\right)\, dx\, dy\,. \tag{9.3}$$

Gleichung 9.3 sagt nichts Anderes, als dass die Radontransformierte $P(\phi, \mathbf{t})$ dem Integral (der "Summe") entlang der durch die in Gleichung 9.2 beschriebenen Linie entspricht. Daher beschreibt Gleichung 9.3 gut den Prozess, den ein Röntgenstrahl entlang seines gesamten Weges zwischen Röntgenquelle und Detektor an Gesamtabsorption erfährt. $P(\phi, \mathbf{t})$ ist ergo die Radontransformation der Funktion $f(x, y)$. Ein gesamtes Projektionsbild entspricht daher einer Menge solcher Linien-Radontransformationen. Die Funktion $P(\phi, \mathbf{t})$ wird in der CT häufig auch als *Sinogramm* bezeichnet, da sich für die projizierten Intensitäten bei der kreisförmigen Umlaufbahn über die Winkel ϕ sinusförmige Bewegungen ergeben. Die Rückprojektion $f_R(x, y)$ entspricht mathematisch:

$$f_R(x, y) = \int_0^{\pi} P(\phi, \mathbf{t}) \left(x \cos \phi + y \sin \phi - \mathbf{t}\right)\, d\phi. \tag{9.4}$$

Geometrisch betrachtet, entspricht die Rückprojektion einfach der "Verschmierung" des Sinogramms (der Radontransformierten $P(\phi, \mathbf{t})$) entlang der Projektionspfade zurück in den Bildraum, der in einzelne Voxel unterteilt ist. Wie das Wort bereits sagt, wird bei der Rückprojektion letztlich der physikalischen Prozess der (Vorwärts-)Projektion invertiert. Man macht sich bei der Implementierung des Rückprojektionsprozesses die Transformation vom Ortsraum in den Frequenzraum (s. auch 5.4, S. 104) und das sogenannte "Fourier-Scheiben-Theorem" zunutze. Dies beschreibt einen mathematisch recht einfachen, direkten Zusammenhang zwischen der Ortsfunktion $f(x, y)$ und seiner Radonstransformierten $P(\phi, \mathbf{t})$ (s. auch Abb. 9.6, S. 219).

©R. Schulze, 2019

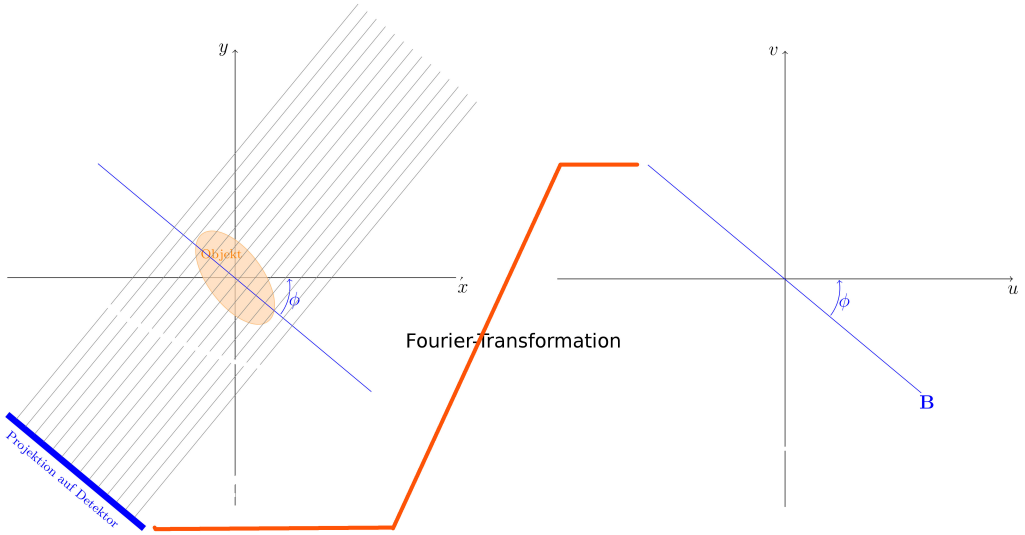


Abbildung 9.6: Grafische Veranschaulichung des Fourier-Scheiben-Theorems: Die Fouriertransformation der Projektion (im Ortsraum, links) entspricht im Frequenzraum ((u, v), rechts) einer radialen Linie B. Modifiziert aus [Kak and Slaney, 1988].

Fourier-Scheiben-Theorem

Wenn $F(u, v)$ die zweidimensionale Fouriertransformierte einer Funktion $f(x, y)$ ist und $P(\phi, w)$ die eindimensionale Fouriertransformierte der eindimensionalen Projektion $P(\phi, \mathbf{t})$, dann beschreibt die Fouriertransformierte $P(\phi, w)$ die Werte von $F(u, v)$ entlang eines Radialstrahl zum Winkel ϕ.

Im Frequenzraum stellt also jede einzelne Projektion eine radiale Linie dar (Abb. 9.7, S. 220). Wenn der Frequenzraum vollständig gefüllt wäre, d.h. unendlich viele derartige radiale Linien vorhanden wären, wäre eine im mathematischen Sinne vollständige Rekonstruktion der Ausgangsfunktion $f(x, y)$ möglich. Anders ausgedrückt, müsste man einen vollständigen Satz an Projektionsaufnahmen aus einem Winkel von $2 \cdot \pi = 360°$ vorliegen haben, um vollständige Informationen im *Fourierraum* (Frequenzraum) verfügbar zu haben. Mit Hilfe der inversen Fourier-Transformation kann man also aus $F(u, v)$ wieder die eigentliche Funktion $f(x, y)$ im Ortsraum berechnen. Da jedoch kein vollständiger Satz, sondern aus praktischen Gründen nur eine endliche Anzahl von Linien im *Fourierraum* vorhanden sind (weil eben, und das nicht nur aus Strahlenschutzgründen, nur eine endliche Menge an Projektionen aufgenommen werden können), ergeben sich in der Rekonstruktion Fehler. Durch geeignete Interpolation wird versucht, diese möglichst wenig auffällig werden zu lassen.

©R. Schulze, 2019

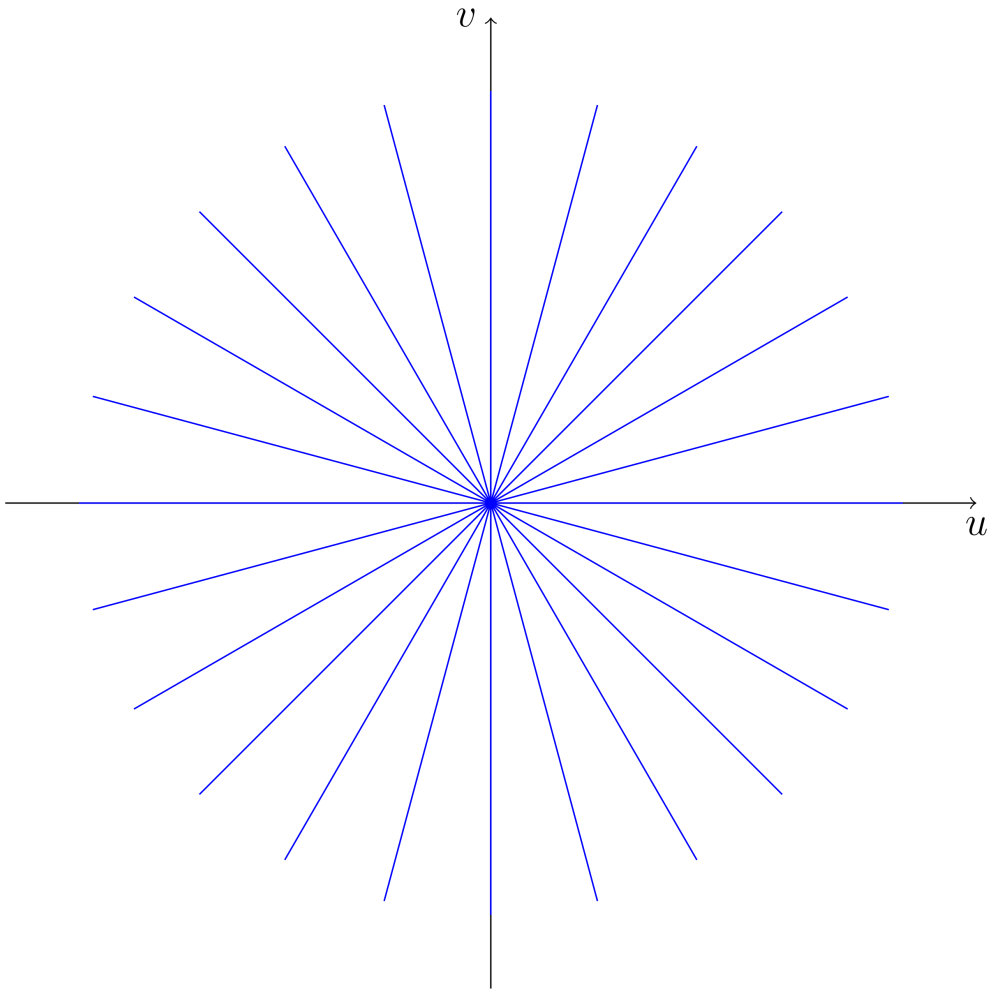


Abbildung 9.7: Wie im Fourier-Scheiben-Theorem beschrieben, werden die einzelnen Projektionen im Frequenzraum (Fourierraum) als (hier blau gefärbte) radiale Linien repräsentiert (s. auch Abb. 9.6, S. 219). Die endliche Anzahl an Projektionen bedingt unweigerlich, dass der nicht gesamte Raum (u, v) gefüllt ist, sondern lediglich eine entsprechend große Anzahl an Linien aufgenommen wurden, entlang derer die zugehörigen Frequenzen bekannt sind.

©R. Schulze, 2019

Iterative Rekonstruktionsverfahren
Unter iterativen Rekonstruktionsverfahren versteht man Verfahren, die mit Hilfe mehrerer Durchgänge (Iterationen) letztlich eine "best-passenden" Lösung für das Problem berechnen. Letztere entspricht dann der Rekonstruktion, die dem Anwender dargestellt wird. Iterative Verfahren beruhen alle auf dem selben Prinzip: der Lösung eines Gleichungssystems. Man macht sich hier das Grundprinzip der Entstehung von Röntgenbildern zunutze, dass man die auf dem Detektor gemessene Intensität als den Komplementärwert zu den auf dem jeweiligen "Pfad" des gemessenen "Strahls" stattgefunden habenden Absorptionen verstehen kann. Alle iterativen Rekonstruktionsalgorithmen modellieren einen Vorwärtsprojektionsschritt, indem sie ein 3D-Abbild (Volumen) annehmen und daraus eine Röntgenprojektion generieren. Letzteres wird dann mit dem wirklichen Projektionsbild mathematisch verglichen und eine Art "Differenz" zwischen Annahme und Realität berechnet. Diese Differenz wird im nächsten Schritt verwendet, um in diesem dann ein upgedatetes, verbessertes Volumen zu berechnen. Dies wird so lange wiederholt, bis die "Differenz" zwischen der berechneten (Vorwärts-)Projektion und der realen Projektion auf ein Minimum reduziert wurde. Um diesen Vorgang etwas genauer zu illustrieren, erinnern wir uns, dass ein Röntgenbild die Gesamt-Absorption entlang eines jeden gemessenen "Röntgenpfades" darstellt. Diese Absorption wird in digitalen Bildern in den kleinsten Messeinheiten (Zelle) des Detektors, den Pixeln gemessen. Anders ausgedrückt misst jede Zelle des zweidimensionalen Röntgendetektors indirekt einen Absorptionswert, welcher der Summe aller Absorptionen auf dem Weg des dort gemessenen "Röntgenstrahles" von der Röntgenquelle bis zur Detektorzelle entspricht. Man stellt sich jetzt das abzubildende Objekt aufgeteilt in würfelförmige kleinste Einheiten, den Voxeln (s. auch Abb. 9.10, S. 226) vor, und betrachtet jede für die 3D-Rekonstruktion verwendete Projektions-Röntgenaufnahme einzeln. Für jede beliebige solche Aufnahme kennt man ja aus o.g. Gründen möglichst exakt die Aufnahmegeometrie und weiß daher, wie der jeweilige Röntgen"strahl" vom Fokus zum jeweiligen Pixel verlaufen ist. Man weiß also auch, welche Voxel im Voxelgitter der jeweilige "Strahl" in welcher Richtung passiert hat. Nimmt man jetzt einen beliebigen "Strahl" von einer der Projektionsaufnahmen heraus, so kann man diesen Zusammenhang als eine Gleichung formulieren:

$$\begin{aligned} a_{11}x_1 + a_{12}x_2 + a_{13}x_3 + \ldots + a_{1n}x_n &= b_1 \\ a_{21}x_1 + a_{22}x_2 + a_{23}x_3 + \ldots + a_{2n}x_n &= b_2 \\ \ldots &= \ldots \\ \ldots &= \ldots \\ \ldots &= \ldots \\ a_{m1}x_1 + a_{m2}x_2 + a_{m3}x_3 + \ldots + a_{mn}x_n &= b_m \end{aligned} \tag{9.5}$$

Hierbei muss man sich alle Pixel-Absorptionswerte b ("Grauwerte") für alle m Pixel aller Projektions-Röntgenaufnahmen in einem Vektor mit nur einer Spalte untereinander geordnet vorstellen. Dasselbe gilt für die n Voxel, die durch die Rekonstruktion ja mit den entsprechenden Dichtewerten x aufgefüllt werden müssen. Man kennt also die

©R. Schulze, 2019

Absorptionswerte b, da für jede Projektionsaufnahme selbstverständlich für jedes Pixel ein Schwächungs-(grau-)wert bekannt ist. Zusätzlich kennt man für jede Projektions-Röntgenaufnahme möglichst exakt die Aufnahmegeometrie. Herangezogen wird diese zur Berechnung der Gewichtungsfaktoren a, die beispielsweise der Wegstrecke, die der jeweilige Strahl durch das jeweilige Voxel für diese Projektionsaufnahme und das jeweilige Pixel zurückgelegt hat, entsprechen. Sie sind daher von eminenter Wichtigkeit, da in ihnen die geometrische Information der jeweiligen Aufnahmegeometrie steckt. Gesucht werden in diesem linearen Gleichungssystem die Dichtewerte x in den jeweiligen Voxeln.
In Kurzschreibweise lautet das System ((9.5)) wie folgt:

$$\mathbf{A} \cdot \mathbf{x} = \mathbf{b} \tag{9.6}$$

mit $A^{\mathbf{m}\times\mathbf{n}}$. Derartige Gleichungssysteme löst man auf Grund ihrer Größe und der immer enthaltenen Fehler nicht analytisch sondern mit Hilfe einer Näherungslösung. Beispielsweise wäre m bei einem realistischen Szenario mit 500 der Rekonstruktion zugrunde liegenden Projektions-Röntgenaufnahmen und jeweils $1000\,\mathrm{x}\,1000$ Pixel pro Aufnahme $1000 \cdot 1000 \cdot 500 = 500000000$ Einzelgleichungen. Für die iterative Lösung derartiger riesiger Gleichungssysteme bieten sich verschiedene Verfahren an (s. z. B. [Mueller, 1998, Groß, 2008]) an. Iterative Verfahren haben im Vergleich zur Direktinversion eine Reihe von Vorteilen:

- sie sind flexibel und auf die jeweilige Situation adaptierbar
- sie erlauben die mathematische Integration von Nebenbedingungen (Vorwissen)
- sie benötigen theoretisch lediglich die Hälfte der für die Direktinversion notwendigen Röntgen-Projektionsaufnahmen [Mueller, 1998]

Aufgrund der Größe des Lösungsproblems und der Notwendigkeit, mit Hilfe mehrerer Schritte (Iterationen) an einer Lösung anzukommen, benötigen iterative Verfahren jedoch erheblich mehr Rechenzeit. Mit Hilfe moderner Hardware, beispielsweise durch Berechnung auf moderner Grafik-Hardware, kann die Berechnung jedoch heutzutage in realistischen und auch praxisrelevanten Zeiträumen erfolgen. Aufgrund ihrer Vorteile werden in der modernen Computer-Tomographie heutzutage zumeist iterative Rekonstruktionsverfahren eingesetzt [Hsieh et al., 2013]. Für weitere Informationen zum Thema iterative Rekosntruktionsverfahren s. beispielsweise [Mueller, 1998]. Für die DVTs in der Zahnheilkunde ist zu erwarten, dass die Hersteller zukünftig ebenfalls iterative Rekonstruktionsalgorithmen implementieren werden. Bis dato bieten jedoch nur sehr wenige Hersteller eine derartige Option an.

9.1.4 Anwendung der CT in der Zahnheilkunde

In der normalen Zahnheilkunde hatte die klassische CT kaum Anwendungen. Dies lag vor allem an den nicht in der Zahnarztpraxis verfügbaren Aufnahmegeräten sowie an der hohen Dosis, die von diesen Geräten appliziert wurde. Selbstverständlich wurde für mund-, kiefer- und gesichtschirurgische Anwendungen, wie etwa in der Tumordiagnostik und -Chirurgie

©R. Schulze, 2019

die CT bereits von Anfang an routinemäßig eingesetzt. Ebenso geschah dies für Operationsplanungen, z. B. bei Planungen von Umstellungsosteotomien der Kiefer. Lediglich die Implantologie bildete in der Zahnheilkunde eine gewisse Ausnahme, da die Vorteile einer dreidimensionalen Planung der Implantation sehr frühzeitig gesehen wurden. Vor dem Hintergrund der hohen Strahlenbelastung durch die CT etablierten sich bereits in den 1990er Jahren Risikoberechnungen, wie etwa die von Karl Dula und Kollegen publizierte [Dula et al., 1996]. Die European Association of Osseointegration (EAO) veröffentlichte im Jahr 2002 eine entsprechende Leitlinie zum Thema [Harris et al., 2002]. Vor dem Hintergrund der hohen Strahlenbelastung klassischer CT-Geräte hatte eine neue Geräteklasse, zu der auch die DVT zählt, gute Chancen, unter Inkaufnahme einer schlechteren Bildqualität, jedoch mit verminderter Dosis, dreidimensionale Aufnahmen bereitstellen zu können.

9.2 Dentale (digitale) Volumentomographie (DVT)

Unter dem Begriff der "Dentalen (digitalen) Volumentomographie" werden im deutschsprachigen Raum Geräte der international als "Cone Beam Computed Tomography" (CBCT) bezeichneten Geräteklasse subsummiert. Allerdings umfasst der Begriff CBCT alle auf dieser Technik basierenden Geräte, während die Abkürzung "DVT" im deutschsprachigen Raum anfangs nur auf die zahnmedizinische Anwendung im weiteren Sinne beschränkt war. Dies hat sich jedoch in den letzten Jahren auch geändert, da die DVT zwischenzeitlich in Deutschland auch in andere medizinische Fachgebiete Einzug gehalten hat (HNO-Heilkunde, Orthopädie etc.). Die Abkürzung "DVT" stammt von dem bei Einführung der Technik in Deutschland geprägten, anfänglich verwendete Begriff "Digitale Volumentomographie". Das Wort "digitale" ist dabei jedoch eigentlich überflüssig, da die DVT-Technik systemimmanent auf digitaler Datenverarbeitung basiert und in analoger Form so überhaupt nicht möglich wäre. Die DVT in ihrer Anwendung im Gesichtschädelbereich wurde erstmalig 1998 von Mozzo und Kollegen beschrieben [Mozzo et al., 1998], sowie nur geringfügig später unabhängig davon von der japanischen Arbeitsgruppe um Arai [Arai et al., 1999]. Ihre Grundlagen datieren jedoch bereits auf die 1970er Jahre zurück. Erste klinische Anwendungen einer CBCT-basierten Technik wurden im Jahr 1982 publiziert [Robb et al., 1982], wobei dieses Gerät konzipiert war für die Röntgenbildgebung des schlagenden Herzens.
Im Folgenden werden die technischen Grundlagen der DVT-Technik kurz erläutert.

9.2.1 Technik der DVT

Die DVT, sowie selbstverständlich auch die konventionelle Computertomographie, gehören zu den Röntgen-Techniken, die ein *berechnetes* Bild zeigen, welches auf der Basis von sehr vielen Einzelröntgenbildern, die um das Objekt herum angefertigt wurden, mit Hilfe mathematischer Verfahren berechnet wird. Das es sich um *berechnete* Aufnahmen handelt, ist eine sehr wichtige Tatsache, an die man sich bei der Befundung (s. auch Abschnitt 9.2.3, S. 232) immer erinnern sollte. Die Grundlagen des CTs wurden bereits im Abschnitt 9.1.3, S. 217 erläutert. Konventionelles CT und DVT unterscheiden sich letztlich hauptsächlich

©R. Schulze, 2019

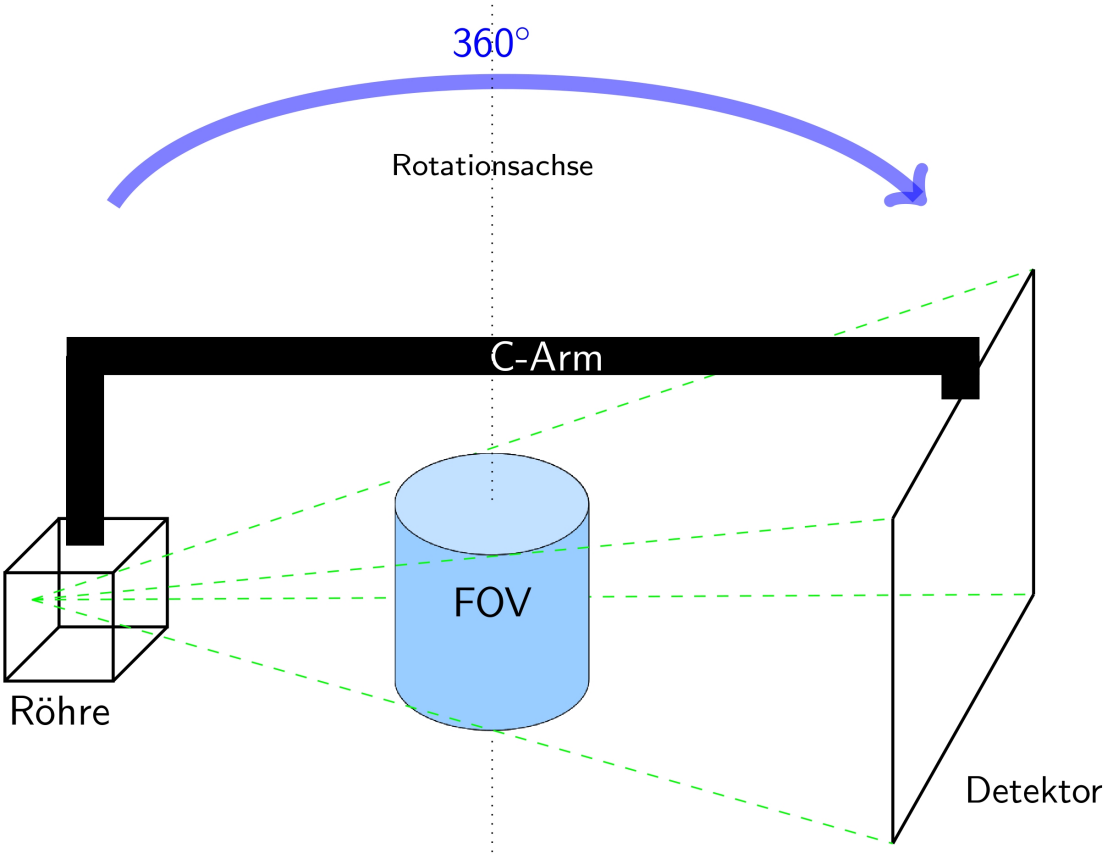


Abbildung 9.8: DVT-Geometrie mit an einem C-Arm gegenüberliegend angebrachten Komponenten Röntgenröhre sowie Detektor. Für einen heute üblichen rechteckigen Flatpanel-Detektor wird ein pyramidenförmiges Strahlenbündel verwendet. Im Normalfall rotiert die C-Armkonstruktion um 360° um den Patientenkopf herum und produziert dabei mehrere Hundert 2D-Röntgenaufnahmen. FOV: Abbildungsvolumen

in der Geometrie des verwendeten Strahlenbündels und in der Folge auch der des digitalen Detektors. Während die CT klassischerweise einen Strahlenfächer sowie einen eindimensionalen, zeilenförmigen Detektor verwendet, beruht die DVT im Original auf einem konusförmigen Strahlenbündel, welches auf einem zweidimensionalen Detektor auftrifft. In den Anfangstagen der DVT war der Detektor ein Bildverstärker mit rundem Querschnitt, was tatsächlich eine konusförmige Form des Strahlenbündels voraussetzte. Daher bürgerte sich international die Bezeichnung “Cone Beam Computed Tomography” ein, die auch heute noch international gültig ist. Allerdings verwenden moderne DVT-Geräte heute durchwegs Flatpanel-Detektoren (s. auch Abb. 9.9, S. 225), die einen viereckigen Querschnitt aufweisen. Aus diesem Grund ist das Strahlenbündel bei diesen Geräten nicht mehr konusförmig, sondern vielmehr pyramidenförmig (s. Abb. 9.8, S. 224).

Technisch gesehen, gehören die DVTs zur Gruppe der Flatpanel-Detector-CTs (FDCT) [Kalender and Kyriakou, 2007]. Dies ist eine nicht unwichtige Tatsache, da sich die DVTs, rein technisch gesehen, nicht mehr von diesen FDCTs aus dem medizinischen Röntgen un-

©R. Schulze, 2019



Abbildung 9.9: Großformatiger Flatpanel-Detektor auf CMOS-Basis.

terscheiden lassen. Die Abgrenzung über das DVT-Anwendungsspektrum, nämlich die Diagnostik im Bereich des Gesichtsschädels ist daher für diese Geräteklasse aus dem Bereich der zahnärztlichen Fachkunde wichtig. Das pyramidenförmig eingeblendete Strahlenbündel umkreist in einer kreisförmigen Umlaufbahn des Patientenkopf. Gegenüberliegend befindet sich der schon erwähnte, zweidimensionale Flatpanel-Detektor. Fokus und Detektor sind starr miteinander verbunden, und ihre exakten geometrischen Positionen müssen für jede einzelne angefertigte 2D-Röntgenaufnahme exakt bekannt sein. Während des Umlaufs werden in der Regel pro Grad mehrere einzelne Röntgenaufnahmen (Projektionen) angefertigt; in der Regel mehrere Hundert (bis zu Tausend) für einen DVT-Datensatz. Über den Prozess der sogenannten *Rückprojektion* (9.1.3, S. 217) erzeugt die Geräte-Software anschließend einen Volumendatensatz. Dieser kann, wie jeder vollständige Volumendatensatz in allen Raumrichtungen virtuell zerlegt und somit auch in den typischen Körperhauptebenen (axial, sagittal und koronal) dargestellt werden. Der Volumendatensatz besteht aus kleinsten regulär geformten (meist würfelförmigen) kleinsten Einheiten,

©R. Schulze, 2019

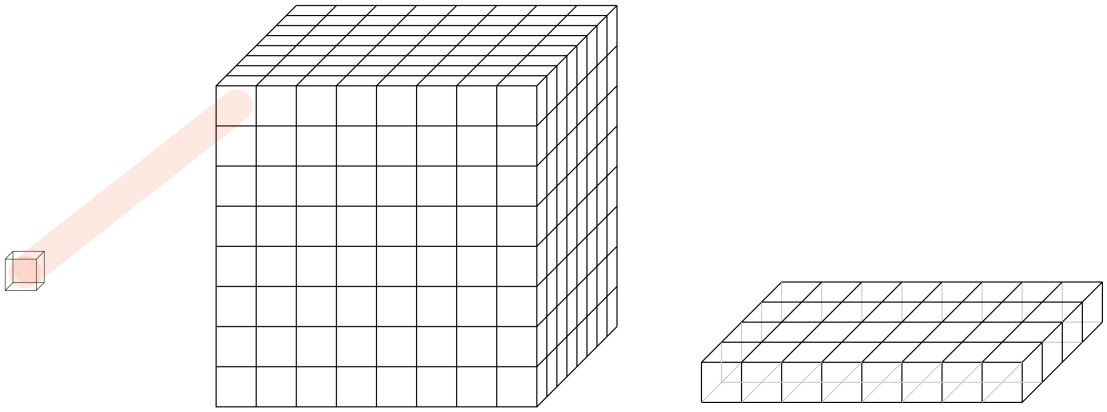


Abbildung 9.10: 3D-Datensatz bestehend aus kleinen, in der Regel würfelförmigen Voxeln (links), die in einem regulären Gitter angeordnet sind (Mitte). Jedes dieser Voxel bekommt im 3D-Rekonstruktionsvorgang einen Grauwert zugerechnet, der idealerweise dem Dichtewert der in diesem Voxel repräsentierten anatomischen Struktur des Patienten entspricht. Rechts ist eine Voxelschicht dargestellt, wie sie dem Betrachter später am Monitor (beispielsweise als Multiplanare Rekonstruktion) präsentiert wird.

den sog. “Volume Elements” oder “Voxel” (Abb. 9.10, S. 226). Jedes Voxel hat einen spezifischen Grauwert, welcher idealerweise der Röntgenabsorption des exponierten Objektes an dieser Stelle (d.h. in diesem Voxel) entsprechen sollte. Die Rückprojektion kann man sich anschaulich so vorstellen, dass für jede einzelne erzeugte Projektionsaufnahme die Aufnahmegeometrie exakt bekannt ist, und der Projektionsprozess, in dem jede einzelne der Aufnahmen angefertigt wurde, sozusagen physikalisch umgedreht wird. Der Projektionsprozess kann man, wie in Kapitel 4.3 (S. 75) ausführlich beschrieben, mathematisch auffassen als Summation aller auf dem Weg eines “Röntgenstrahls” liegenden, absorbierenden Strukturen auf einem Bildpunkt. Wenn man also diesen Weg umkehrt, dann muss man den in einem Bildpunkt (Pixel) auf dem Detektor gemessenen Wert (Grauwert) wieder in Richtung Fokusposition zurückwerfen, d.h. auf die getroffenen Strukturen anteilig wieder zurück verteilen. Selbstverständlich kann man aus den in Kapitel 4.3 (S. 75) genannten Gründen aus einer einzelnen Aufnahme leider nicht mehr feststellen, welche Struktur auf dem Weg zwischen Fokus und Detektor wieviel Strahlung absorbiert hat. Wenn man jedoch viele Aufnahmen hat und diese wieder geometrisch exakt anordnen kann (d.h. für jede Aufnahme die exakte Aufnahmegeometrie genau bekannt ist), dann ergeben sich viele “Strahlen” durch jedes Voxel. Wenn man für jedes Bildpixel beispielsweise den Grauwert durch die Anzahl des von diesem “Strahl” (oder “Pfad”) getroffenen Voxel teilt, jedem der getroffenen Voxel den so berechneten Wert zuordnet und dies für alle vorhandenen Projektionsaufnahmen wiederholt, kann man z. B. abschließend den Mittelwert aller Grauwerte, die sich so für ein Voxel ergeben, in dieses Voxel Eintragen. Der Algorithmus “schmiert” sozusagen die Bildintensitäten (Grauwerte) durch das Voxelgitter hindurch in Richtung

©R. Schulze, 2019

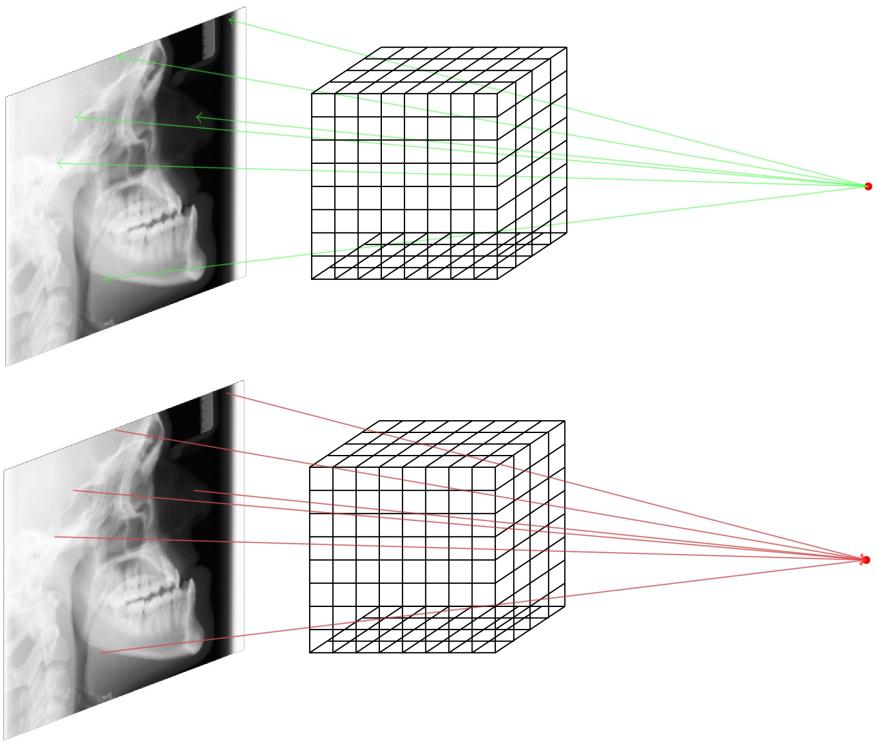


Abbildung 9.11: Beim Projektionsvorgang (oben) für die einzelnen 2D-Projektionsaufnahmen eines DVTs wird von der Röntgenquelle durch den Patienten in Richtung Detektor projiziert, wobei der Computer an Stelle des Patienten ein virtuelles Voxelgitter (s. auch Abb. 9.10, S. 226) annimmt. Im Rückprojektionsvorgang (unten) wird dieser Vorgang sozusagen umgedreht, und die Grauwerte im 2D-Röntgenbild entlang der Röntgenpfade durch das Volumen in Richtung Röntgenquelle "zurück verschmiert". Die Grauwerte werden dabei mathematisch auf die vom Röntgenpfad getroffenen Voxel verteilt, so dass aus den vielen hundert Projektionsaufnahmen schließlich ein mit passenden Grauwerten gefülltes Voxelgitter (nämlich der 3D-Datensatz) entsteht.

Röntgenquelle zurück. Das heißt, der Grauwert im Bild wird anteilig auf die von diesem "Röntgenstrahl" (oder "Pfad") getroffenen Voxel verteilt (Abb. 9.11, S. 227 und Abb. 9.5, S. 215). Macht man dies für alle mehrere Hundert Projektionen, so erhält man einen Voxeldatensatz, welcher in seinen Voxeln die dortigen Absorptionswerte des Objektes recht gut repräsentiert. Wichtig ist hierbei nicht zu vergessen, dass alles was man später sieht, nämlich den Voxeldatensatz, auf mathematischen Berechnungen und vielen vereinfachten Annahmen beruht. Dabei schleichen sich zahlreiche Fehler ein, das heißt Abweichungen von den wirklichen Absorptionswerten im untersuchten Objekt, was man als Anwender wissen sollte. Hierzu mehr im Folgekapitel 9.2.2 (S. 228).

©R. Schulze, 2019

9.2.2 Abbildungscharakteristika

Der primär berechnete Datensatz eines DVTs ist ein Volumen, welches aus kleinsten Einheiten, den Voxeln besteht. Wie bereits erklärt, hat jedes dieser Voxel hat einen spezifischen Grauwert, der idealerweise der Absorption der an diesem Ort im Objekt (Patienten) stattgefunden habenden Röntgenabsorption entspricht. Anders ausgedrückt, der Grauwert sollte die Dichte der Struktur relativ zur Umgebungsdichte korrekt repräsentieren. Nun wird die Tatsache wichtig, dass der dargestellte Datensatz ein berechneter Datensatz ist. Leider ist es auch technischer Sicht völlig unmöglich, die Wirklichkeit fehlerlos in einem solchen Datensatz abzubilden. Aus diesem Grund sprechen Techniker und Ingenieure auch gerne von einer "guten Schätzung" der Realität. Dies muss man bei der Betrachtung und Befundung von allen berechneten Datensätzen, wie z. B. auch DVT-Datensätzen, immer im Hinterkopf behalten. Die Qualität der Abbildung definiert sich auch hier durch die bereits in Kapitel 6 (S. 117) besprochenen allgemeinen Güteparameter. Hinsichtlich der Grauwerte, d.h. der die Dichte der abgebildeten Objekte kodierenden Werte, muss man für die DVT im Gegensatz zur klassischen CT eine Einschränkung machen: Während die CT bei suffizienter Gerätekalibrierung in gewissen Genauigkeitsgrenzen *absolute* Dichtewerte mit Hilfe der sog. Hounsfieldskala liefert (s. auch Abschnitt 9.1.2, S. 213), kann die DVT derzeit lediglich *relative* Dichtewerte im Sinne der o.g. Definition bieten. Das liegt an der Aufnahmegeometrie der Geräte sowie der Art und Weise, wie DVT-Geräte derzeit rekonstruieren. Also an den relativ einfachen Rekonstruktionsalgorithmen. Außerdem beinhalten CT-Geräte integrierte Dichtekalibrierungsverfahren, die bei der DVT derzeit, schon alleine auf Grund der im Vergleich zur CT deutlich niedrigeren Gerätekosten, nicht vorhanden sind.

Die Ortsauflösung der DVT-Geräte bewegt sich in einem Bereich zwischen 1 bis 2,5 Linienpaaren pro Millimeter [Brüllmann and Schulze, 2015], d. h. in etwa eine Größenordnung *unterhalb der Ortsauflösung einer digitalen Intraoralröntgenaufnahme* (Abb.9.12, S. 229). Das bedeutet wiederum, dass die kleinsten Details etwa zwischen 0,25 und 0,5 Millimetern groß sein müssen, wenn sie in der DVT noch darstellbar sein sollen. Im Vergleich zur herkömmlichen CT weist die DVT ein deutlich schlechteres Signal-Rausch-Verhältnis auf. Dies ist zum Einen durch die gewollt niedrigere Dosis erklärbar, weshalb der in der DVT verwendete *Röhrenstrom* ($\leq$ 10mA) lediglich ca. 1/10 des in der CT (meist $\geq$ 140 mA) verwendeten beträgt. Zum Anderen ist ein Flatpanel-Detektor aus rein statistischen Gründen (Zeile versus Fläche, s. Abb. 9.13, S. 229) auch wesentlich anfälliger für Streustrahlung, d.h. für Strahlung, die auf Grund von Wechselwirkungen mit Materie von ihrer geraden, linearen Bahn zwischen Fokus und Detektor abweicht (s. auch Kapitel 2.4, S. 32). Diese auf dem Detektor indirekt auftreffende Streustrahlung wird selbstverständlich ebenso detektiert, wie die auf direktem Weg auftreffende Strahlung. Für die Rückprojektion wird jedoch, mangels anderer Informationen, immer der für die jeweilige Aufnahmegeometrie angenommene, gerade (aber nicht korrekte) Röntgenpfad verwendet. Dies führt bei Streustrahlung logischerweise zu falschen Absorptionswerten bei der Rückprojektion, d.h. es wird zuviel Energie entlang des geraden Röntgenpfades ins Volumen zurück projiziert. Dies wiederum führt

©R. Schulze, 2019

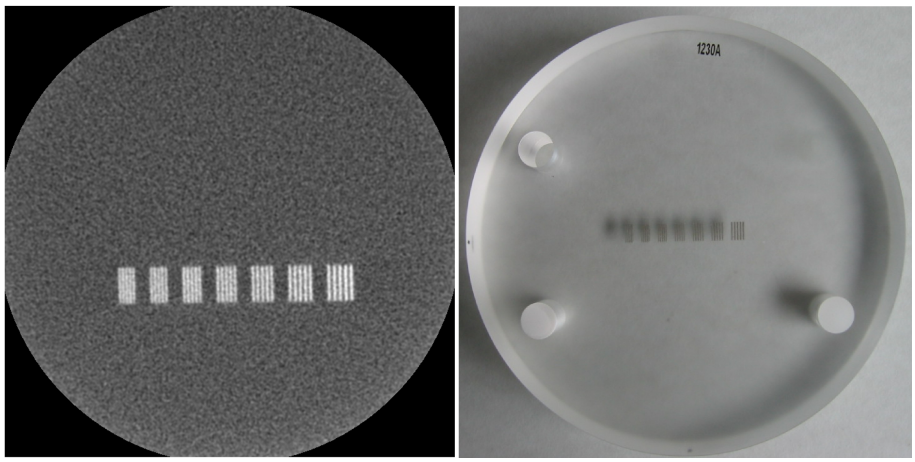


Abbildung 9.12: Linienpaar-Prüfkörper (rechtes Bild) eines großvolumigen DVT-Gerätes sowie die entsprechende 3D-Rekonstruktion von dessen Abbild (links). Die linke Linienabbildung entspricht der höchsten Ortsfrequenz mit 1 Lp/mm.

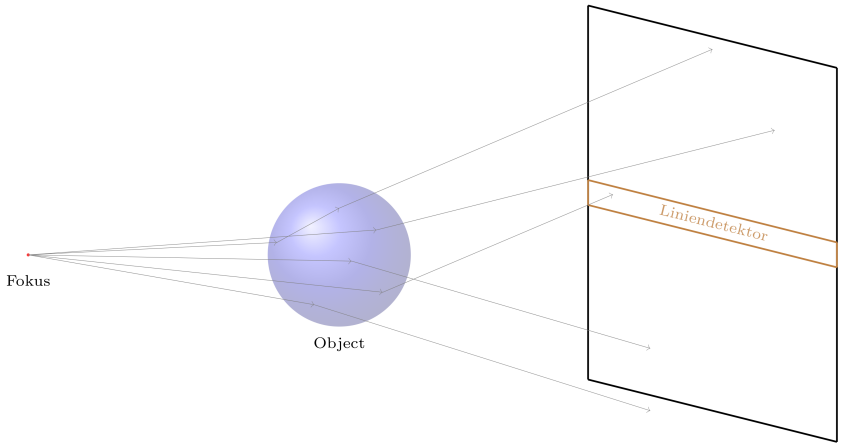


Abbildung 9.13: Die Chance, dass beispielsweise im Objekt verursachte Streustrahlung auf einem Flächendetektor (schwarz umrandete Fläche) auftrifft, ist erheblich größer als die für den schmalen Liniendetektor (zentrales, braun umrandetes Rechteck). Daher hat Streustrahlung erheblich mehr Auswirkungen bei Flatpanel-Detektoren, wie sie in der DVT verwendet werden.

dort zu relativ (im Vergleich zur tatsächlichen korrekten Messung) dunkleren Grauwerten.

Artefakte

Artefakte kann man z. B. definieren als “im Bild sichtbare Struktur, die keine Struktur im Objekt darstellt und die nicht durch Rauschen oder die Modulationsübertragungsfunktion des Systems erklärt werden kann.” [Deutsches Institut für Normung, 2001]. Einfacher

©R. Schulze, 2019

und auf die klinische Anwendung bezogen ausgedrückt, sind Artefakte im Bild dargestellte Strukturen, die nicht durch die anatomische Realität des Patienten hervorgerufen werden. Von Zufallseffekten (Rauschen) unterscheiden sie sich dadurch, dass sie bei identischen Aufnahmebedingungen reproduzierbar in mehr oder weniger identischer Art und Weise auftreten. Hervorgerufen werden Artefakte ganz allgemein durch Diskrepanzen zwischen dem tatsächlichen, physikalischen Messvorgang (also der Anfertigung der vielen Röntgenaufnahmen, aus denen die DVT ihren 3D Datensatz rekonstruiert) und dem später für die 3D-Rekonstruktion verwendeten, auf deutlich vereinfachten Annahmen beruhenden, mathematischen Rekonstruktionsvorgang [Schulze et al., 2011]. Artefakte sind häufig erkennbar an streifenförmigen Abbildungen, die häufig entlang der gemessenen Röntgenpfade verlaufen. Unterschiedlicher Ursachen tragen zu diesen Artefakten bei. Im Folgenden sind die wesentlichen Artefakte aufgezählt:

- Auslöschungsartefakte
- Aufhärtungsartefakte
- partielle Volumeneffekte und Exponential Edge Gradient Effekt
- Aliasing-Artefakte
- Artefakte verursacht durch Geometriefehler

Artefakte können durchaus anatomische Strukturen bzw. auch das Fehlen dieser Strukturen vortäuschen. Hervorzuheben sind hierbei z. B. Aliasingartefakte, die als dünne, regelmäßige Linienmuster (sog. Moire-Muster) in den Abbildungen erkennbar sind. Im weitesten Sinne kann man hierzu auch die für die DVT sehr typischen Ringartefakte zählen (unten rechts in Abb. 9.14, S. 231), welche als konzentrische Ringe um die Abbildung der rekonstruierten Drehachse des Gerätes imponieren. Während diese Artefakte zumindest für den geübten Anwender relativ klar zu erkennen sind, muss man bei den Aufhärtungsartefakten, die sich in Strahlengangsrichtung am Titanimplantat zeigen, schon mehr Vorsicht walten lassen. Auslöschungs-und Aufhärtungsartefakte verlaufen, wie einige andere Artefakte auch, immer entlang der Projektionsrichtung, in welcher die Aufnahmen akquiriert wurden. Diese entspricht ja auch der Richtung der Rückprojektion für die Rekonstruktion. Daher verwundert es nicht, dass Fehler entlang dieser Rückprojektionsrichtung im berechneten Volumen verteilt werden.
Geometriefehler entstehen beispielsweise wenn die für jede Projektionsaufnahme exakt zu kennende Aufnahmegeometrie nicht mit der tatsächlich notwendigen Genauigkeit bekannt ist. Letztere wird auch durch die gewünschte Voxelgröße determiniert. Anschaulich betrachtet, bedeutet beispielsweise eine Voxelgröße von $\leq 100\,\mu$m, dass die Genauigkeit der Fokus-Rezeptorposition relativ zum Patientenkopf eben auch in dieser Größenordnung liegt. Fehlerhafte Kalibrierung, Bewegung des Aufstellbodens, Abnutzung am Gerät, Kollisionen des Gerätearmes mit dem Patienten und Vieles mehr stellen häufige Gründe dar, warum diese notwendige Genauigkeit nicht erreicht wird. Dies äußert sich dann zuerst in einer herabgesetzten Ortsauflösung (größere Unschärfe), bei größeren Abweichungen jedoch auch in deutlich erkennbaren Artefakten, wie Doppelkonturen und/oder Streifenartefakten. Weitere, in der DVT häufige Geometriefehler, werden durch Patientenbewegungen

©R. Schulze, 2019

während des mehrere Sekunden langen Aufnahmevorganges verursacht. Für eine "korrekte" Rekonstruktion darf sich der Patient während der Aufnahme relativ zur fixen Umlaufbahn der Röhre-Detektor-Einheit überhaupt nicht bewegen. Relativbewegungen größer als die angestrebte Voxelgröße führen ganz einfach dazu, dass die zu rekonstruierenden anatomischen Strukturen zu unterschiedlichen Zeitpunkten der Aufnahme in unterschiedlichen Voxeln repräsentiert sind. Anders ausgedrückt wird beispielsweise eine Struktur, die unbewegt in nur einem Voxel abgebildet wird, bei Patientenbewegung beispielsweise in drei Voxeln abgebildet. Dies führt, wie oben beschrieben, zu allererst zu Bewegungsunschärfe und damit einer verminderten Ortsauflösung. Bei größeren Bewegungen entstehen charakteristische Streifenartefakte an prominenten Strukturen sowie Doppel- und Mehrfachkonturen [Spin-Neto et al., 2013].

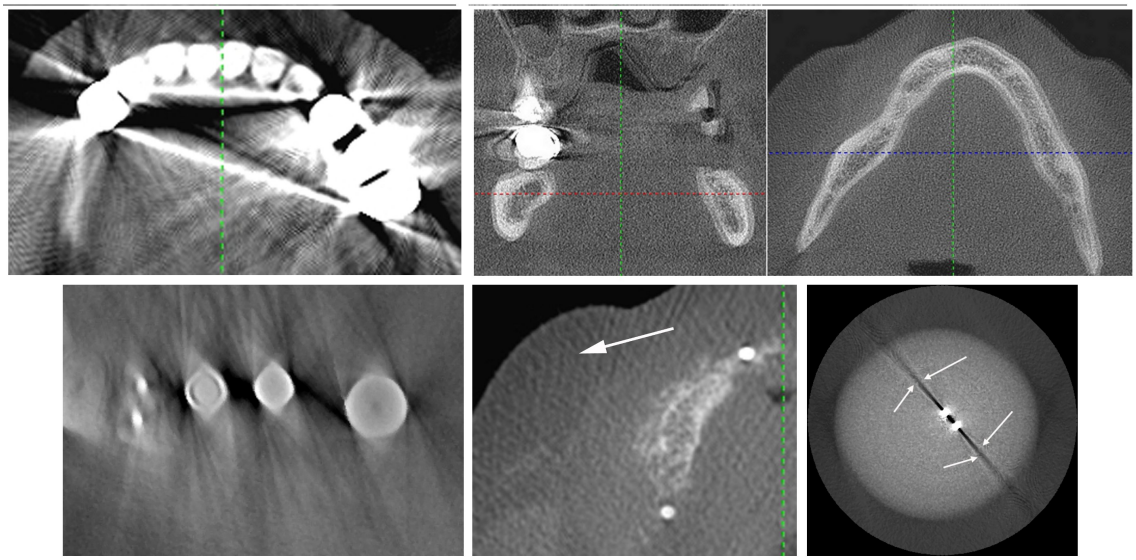


Abbildung 9.14: Von links oben nach rechts unten: typische Bilder von Auslöschungs-, Geometrie- (Bewegungs-), Aufhärtungs-, Aliasing- und Ringartefakten in DVT-Aufnahmen (aus [Deutsches Institut für Normung, 2013b]).

©R. Schulze, 2019

Wichtig ist, im Hinterkopf zu behalten, dass ein DVT nicht die absolute Wahrheit zeigt, sondern lediglich eine gute Schätzung derselben. Systemimmanente Fehler sollten dem Anwender soweit bekannt sein, dass sie nicht fehlinterpretiert werden, was ggf. dem Patienten schaden könnte. Die korrekte Befundung der DVT-Datensätze setzt daher viel Übung und Erfahrung voraus.

9.2.3 Befundung in der DVT

Befundet wird ein DVT-Volumendatensatz ebenso wie ein CT-Datensatz. In aller Regel werden sog. "Multiplanaren Rekonstruktionen" (MPR) hierzu verwendet. Diese stellen nichts Anderes dar, als die entlang der bekannten anatomischen Hauptebenen "axial", "coronal" sowie "sagittal" geschnitten dargestellte Abbildung des Datensatzes (s. Abb. 9.17, S. 234 sowie 9.15, S. 233). Es empfiehlt sich zur Betrachtung der Datensätze diese im DICOM-Format zu exportieren (s. auch Kapitel 5, S.102) und in einem DICOM-Viewer zu betrachten. Derartige Viewer können in aller Regel alle DICOM-Datensätze verschiedener Geräte lesen und darstellen. Entscheidend für die Darstellung ist es, die Ausrichtung des Datensatzes anhand der MPRs so vorzunehmen, dass wirklich z. B. die sagittale Ebene dargestellt wird, und nicht etwa eine dazu schräge Ebene. Was trivial klingt ist in der Realität nicht so einfach, weil die Ausrichtung anhand der anatomischen Merkmale selbst vorzunehmen ist. Da ein 3D-Datensatz um alle drei Raumachsen frei drehbar ist, macht die Ausrichtung in der Praxis häufig Schwierigkeiten. So kann ein Patient während der Aufnahme beispielsweise beabsichtigt oder auch unbeabsichtigt schief im Gerät positioniert gewesen sein, so dass die exportierten DICOM-Daten auch diese relativ zu den bekannten Körperhauptebenen schiefe Ausrichtung aufweisen. Um sich dann im Viewer in den Daten zurechtzufinden, sollte man zuerst versuchen, die axialen Schnitte ungefähr im rechten Winkel zur Körperlängsachse auszurichten. Dies gelingt, in dem man in der sagittalen Ebene und auch in der coronalen Ebene durch Drehung des Datensatzes entsprechende Korrekturen in der Ausrichtung vornimmt.

Da wir in der Zahnheilkunde aus den letzten Jahrzehnten die Panoramaschichtaufnahme gut kennen, hat sich zusätzlich eine sogenannte "Panoramadarstellung" als nützlich erwiesen. Diese stellt, ähnlich wie die wirkliche Panoramaschichtaufnahme, den Zahnbogen sowie die sagittal darüber bzw. darunter liegenden Kieferanteile dar. Als Übersicht, beispielsweise bei verlagerten Zähnen, ist eine derartige Darstellung als zusätzliche Option zu den MPRs durchaus sinnvoll. Technisch gesehen wird aus dem Datensatz einfach eine gekrümmte, dem Zahnbogenverlauf folgende, Zone einer bestimmten, frei wählbaren Breite abgebildet (s. Abb. 9.18, S. 235). Es handelt sich also keinesfalls um eine tatsächliche Panoramaschichtaufnahme, da diese gänzlich andere Entstehungs- und auch Abbildungscharakteristika aufweist (s. Abschnitt 8.0.2, S. 159). So sind beispielsweise keine Geisterbilder enthalten, und auch keine anderen unscharfen Abbildungen von außerhalb der Schicht liegenden Strukturen. Da dieses Verständnis für die korrekte Befundung wichtig ist, sollte man für Panoramarekonstruktionen aus DVT-Datensätzen auch nicht den Begriff "Panoramaschichtaufnahme" oder "Panoramaschichtdarstellung" verwenden. Korrekt ist jedoch der aus der medizinischen Radiologie stammende Begriff einer sogenannten

©R. Schulze, 2019

Dickschichtdarstellung, wobei es sich hier um eine gekrümmte (englisch “curved”) “Dickschichtrekonstruktion” handelt. Zur Befundung geht man am einfachsten zuerst alle axialen Schnitte durch, um etwaige Auffälligkeiten in dieser Darstellung in der Übersicht zu erkennen. Danach muss man selektiv die zu befundenen Bereiche alle einzeln ansehen und

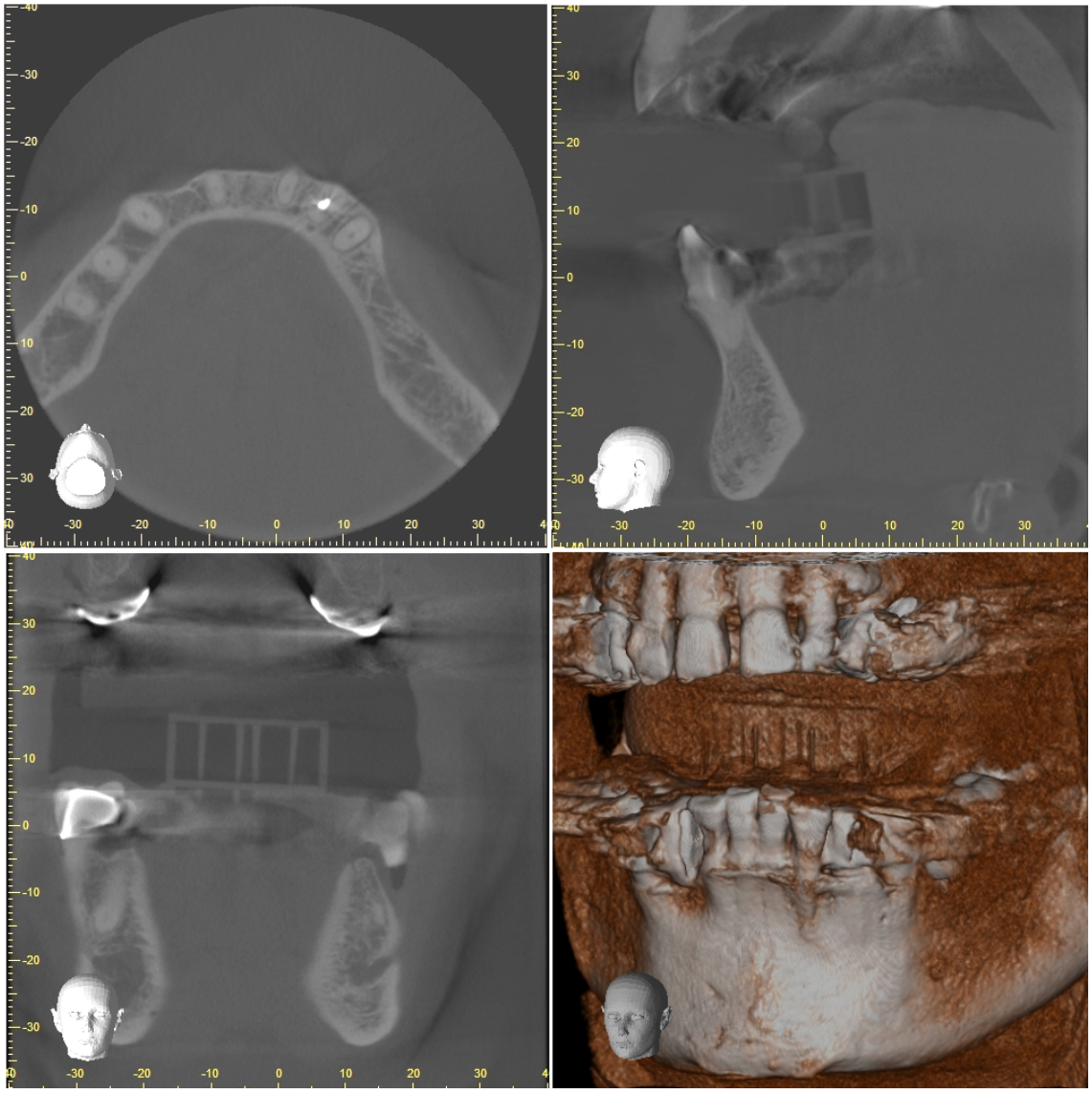


Abbildung 9.15: Multiplanare Rekonstruktion (MPR) eines 3D-Datensatzes (hier: DVT) in den drei Ebenen axial (links oben, sagittal (rechts oben) und koronal (links unten). Das DVT wurde zur Planung einer schablonenbasierten Implantation erzeugt. Der hierzu notwendige Referenzkörper ist in diesem Beispiel ein gut erkennbarer Legostein. Zusätzlich zeigt die Abbildung noch eine Oberflächenrekonstruktion (rechts unten), die häufig (technisch nicht ganz korrekt) auch als “3D-Rekonstruktion” bezeichnet wird.

©R. Schulze, 2019

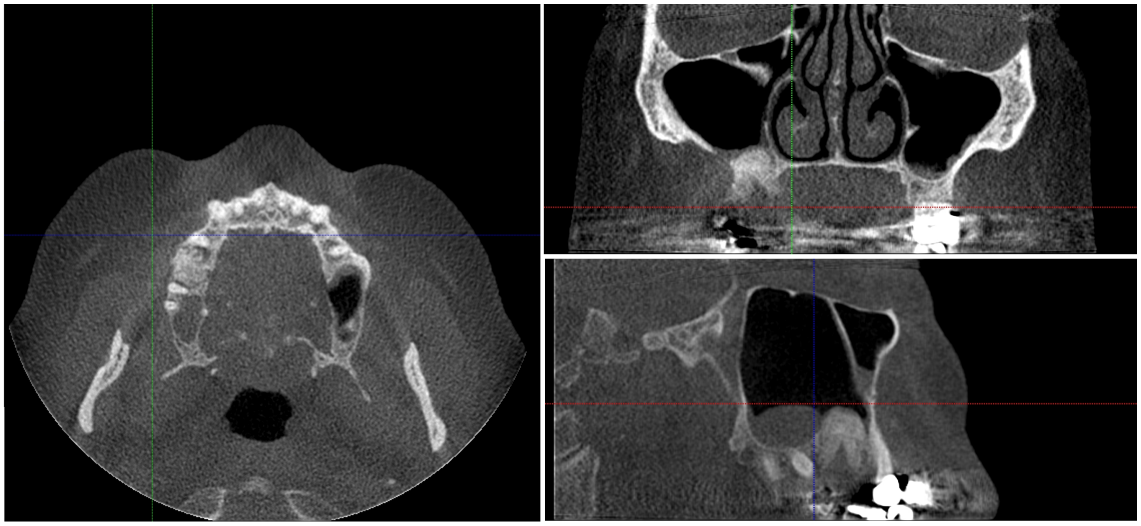


Abbildung 9.16: Multiplanare Rekonstruktionen (MPRs) eines DVT Datensatzes, wie sie üblicherweise für die Diagnostik verwendet werden. Die Abbildung zeigt ein Osteosarkom im Oberkiefer rechts am Kieferhöhlenboden in axialer (links), coronaler (oben rechts) sowie sagittaler (unten rechts) Ansicht.

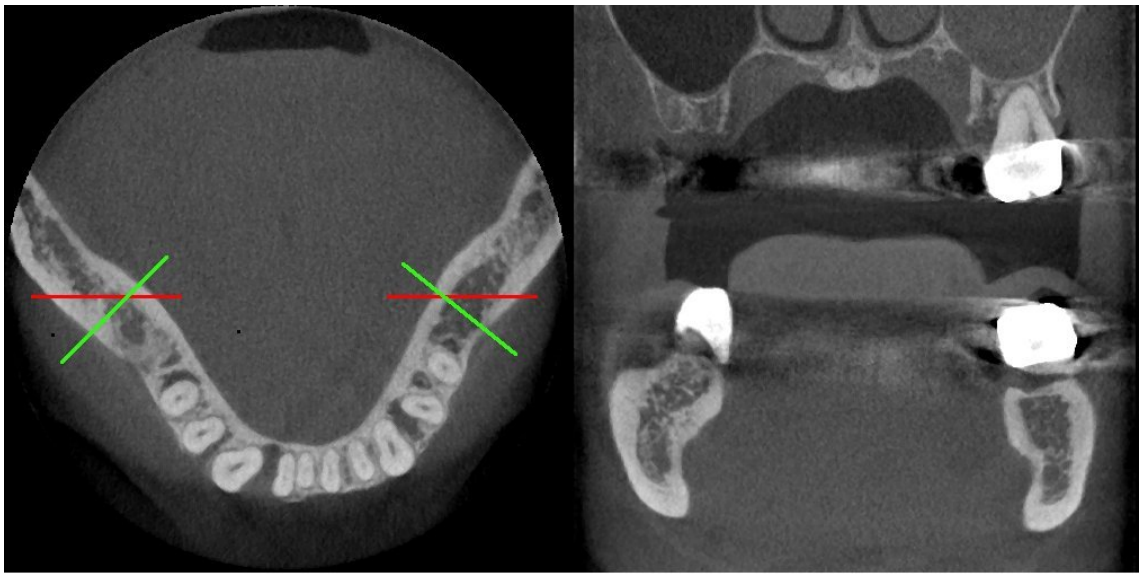


Abbildung 9.17: Das Problem der Orientierung der Schnittebenen: Verwendet man beispielsweise die normale Orientierung der axialen Ebene (links) ohne vorherige Drehung, dann wird die Sagittalebene dazu so aussehen, wie auf der rechten Abbildung dargestellt. Die Querschnitte entsprechen jetzt jedoch nicht der eigentlichen Kieferbreite (grüne Schnittlinien auf der axialen Ebene links), sondern den viel längeren, schräg verlaufenden, rot markierten Querschnitten. Dies führt zu einer sehr deutlichen *Überschätzung* der tatsächlichen Knochendimension, was bei operativen Eingriffen bekanntermaßen fatal sein kann.

©R. Schulze, 2019

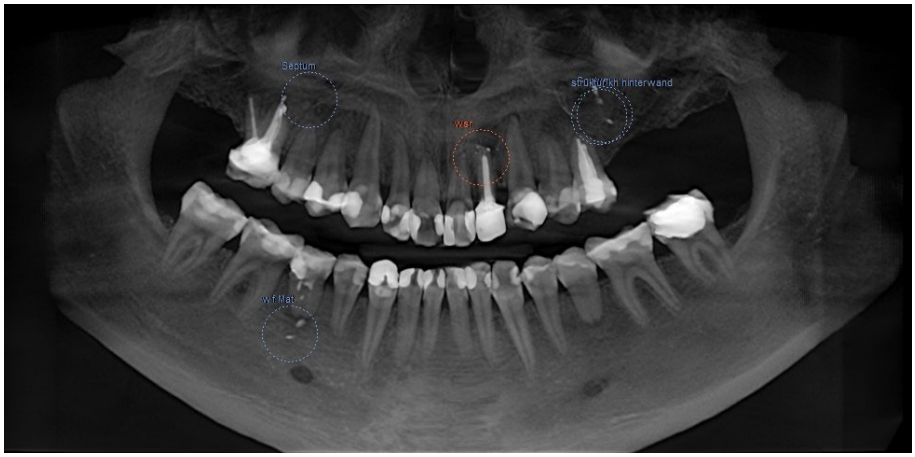


Abbildung 9.18: Panoramarekonstruktion aus einem DVT-Datensatz

ggf. partiell neu ausrichten. Im Endeffekt muss der gesamte Datensatz mit allen erkennbaren anatomischen Strukturen gesichtet und befundet werden. Dies fordert die deutsche Röntgenverordnung [Bundesregierung BRD, 2003a] (s. Kapitel 14, S. 283). Wichtig: auch anatomische Strukturen, die vielleicht außerhalb des normalerweise von einem Zahnarzt behandelten Areals liegen (beispielsweise die Wirbelsäule, Schädelbasis etc.), müssen auf pathologische Veränderungen hin gesichtet und befundet werden!

9.2.4 Dosis verursacht durch DVT-Aufnahmen

Auf Grund der einfachen, in Abschnitt 9.2.1 (S. 223) näher erläuterten Tatsache, dass die DVT ihre 3D-Rekonstruktion notwendigerweise aus sehr vielen einzelnen Röntgenaufnahmen generiert, erklärt sich von selbst, dass die für die Aufnahmetechnik notwendige Dosis alleine schon aus diesem einfachen technischen Grund deutlich oberhalb der durch eine einzelne 2D-Aufnahme verursachten Dosis liegen muss. Aus einem recht aktuellen Review inklusive Meta-Analyse [Ludlow et al., 2015] sind in Tab. 9.2 (S. 236) sowie in Abb. 9.2.4 (S. 237) die Daten für einen Großteil der derzeit auf dem Markt befindlichen Geräte zusammengefasst.

Vergleicht man nun die Dosis der DVT mit derer anderer zahnärztlicher Röntgenaufnahmen (Tab. 3.4, S. 61) so ergibt sich im Durchschnitt eine ca. zehnfach gegenüber einer Panoramaschichtaufnahme erhöhte Dosis verursacht durch die DVT. Dies ist natürlich insbesondere bei der Anwendung bei Kindern und Jugendlichen zu beachten, wo eine besonders strenge Indikationsstellung notwendig ist [Schulze et al., 2013]. In letzter Zeit werden vor allem seitens der Hersteller, jedoch auch teilweise seitens klinischer Anwender, für die DVT sog. “Lowdose-Protokolle” beworben. Hierbei werden von den Herstellern Dosiswerte im Bereich der Panoramaschichtaufnahme proklamiert. Bisher liegt jedoch lediglich eine wissenschaftliche Veröffentlichung [Ludlow and Walker, 2013] mit wissenschaftlich fundierter Bewertung der Dosis und der daraus resultierenden

©R. Schulze, 2019

Bildqualität eines Gerätes mit LowDose-Option vor. Hierbei wurde im niedrigsten Modus an einem Kinder-Phantom für die entsprechende Feldgröße eine effektive Dosis von lediglich 18 μSv gemessen. Der reduzierte, zweit niedrigste Modus ergab eine effektive Dosis von 70 μSv. Im Standardmodus wurden 120 μSv ermittelt [Ludlow and Walker, 2013]. Die Bildqualität war jedoch ebenfalls hinsichtlich der technischen Bildgüte deutlich reduziert, beispielsweise erfüllte das Gerät im angegebenen Niedrigdosis-Modus nicht mehr in der deutschen Norm (DIN 6868-161) geforderte Mindest-Ortsauflösung von 1 Lp/mm bei 10% Kontrast [Ludlow and Walker, 2013].

9.2.5 Indikationen der DVT

Da die DVT eine im Vergleich zu konventionellen, zweidimensionalen zahnärztlichen Röntgenaufnahmen in der Regel deutlich erhöhte Dosisbelastung aufweist (s. Abschnitt 9.2.4, S. 235), wurde bereits frühzeitig eine offizielle deutsche Leitlinie entwickelt, die als erste Empfehlung im Jahr 2009 [Schulze et al., 2009] veröffentlicht und durch eine Leitlinie höherer Ausbaustufe im Jahr 2013 ersetzt wurde [Schulze et al., 2013]. Grundsätzlich ergeben sich einige wichtige Überlegungen, die für die Abwägung zwischen zwei- und dreidimensionalen Röntgenaufnahmen zu Grunde gelegt werden sollten (Tab. 9.3, S. 237).

Indikationen im Einzelnen

Die aktuelle S2k-Leitlinie "Dentale digitale Volumentomographie" [Schulze et al., 2013] spiegelt den aktuellen Kenntnisstand zum Thema DVT-Indikation in der Zahn-, Mund-

Größe FOV[a]	**Zusatzangaben**	**Effektive Dosis** [μSv]
Large	Anzahl ausgewerteter Geräte	23
	Mittelwert	212
	Standardabweichung	212
Medium	Anzahl ausgewerteter Geräte	43
	Mittelwert	177
	Standardabweichung	137
Small	Anzahl ausgewerteter Geräte	101
	Mittelwert	84
	Standardabweichung	78

Tabelle 9.2: Dosiswerte (effektive Dosis) für unterschiedlichste aktuell auf dem Markt befindliche DVT-Geräte aus aktueller Metaanalyse [Ludlow et al., 2015].
[a]Feldgrößen (FOV):
"Small" ➢ Durchmesser (bei kugelförmigen FOVs) bzw. Zylinderhöhe $\leq$ 10 cm;
"Medium" ➢ Durchmesser (bei kugelförmigen FOVs) bzw. Zylinderhöhe $>$ 10 cm bis $\leq$ 15 cm;
"Large" ➢ Durchmesser (bei kugelförmigen FOVs) bzw. Zylinderhöhe $>$ 15 cm;

©R. Schulze, 2019

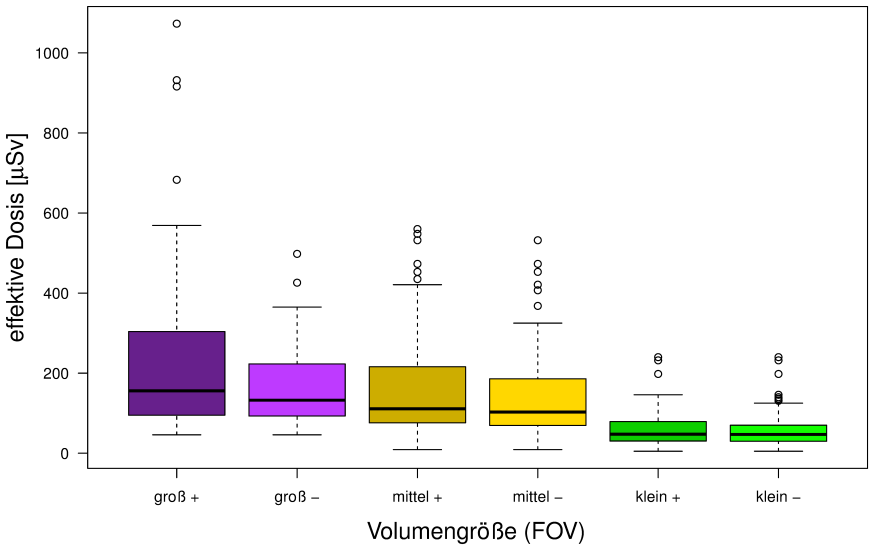


Abbildung 9.19: Dosiswerte für die DVT aus einer aktuellen Meta-Analyse [Ludlow et al., 2015]. Hierbei bezeichnet + jeweils die Werte inklusive, − exklusive des dosisintensivsten Gerätes der Metaanalyse (CB Mercuray). Die Box repräsentiert 50% der Werte vom 25% bis zum 75%-Quartil, der Medianwert ist jeweils als horizontale Linie in der Box dargestellt; die Einziehungen illustrieren das 95%-Konfidenzintervall des Mittelwertes. Volumengrößen: klein: <10 cm; mittel: 10 cm bis 15 cm; groß: >15 cm

2D	**3D**
➢ wenn hohe Ortsauflösung benötigt wird (kleine Details erkennbar sein müssen)	➢wenn die räumliche Orientierung ein wesentliche Anforderung darstellt
➢die Fragestellung nur eine (sehr) niedrige Dosis rechtfertigt	➢ wenn keine hohe Ortsauflösung notwendig ist
➢ wenn störende Artefakte in der 3D Bildgebung im befundungsrelevanten Bereich zu erwarten sind	➢ wenn die Fragestellung in Sinne der rechtfertigenden Indikation die deutlich höhere Dosis rechtfertigt

Tabelle 9.3: Grundsätzliche Überlegungen zur Indikation von zwei- (links) bzw. dreidimensionaler (rechts) Röntgenbildgebung.

©R. Schulze, 2019

und Kieferheilkunde wieder. Zusätzlich, und wesentlich ausführlicher, werden die Indikationen in der europäischen Leitlinie aus dem Jahr 2012 abgebildet [EuropeanCommission, 2012]. Da gerade die Frage der Indikation ständig dynamischen Veränderungen unterworfen ist und die Entscheidung für eine DVT-Aufnahme (sowie aller anderen Röntgenaufnahmen auch) immer eine Abwägung zwischen dem erwartbaren Benefit und dem potentiellen Risiko durch die Anwendung ionisierender Strahlung darstellt, soll hier nicht auf die einzelnen Indikationen im Detail eingegangen werden. Diese Indikationen können, für jedermann frei zugänglich (www.awmf.org) aus der jeweilig aktuell gültigen Leitlinie entnommen werden. Aus diesem Grund ist im Folgenden lediglich eine Liste mit potentiellen Anwendungsgebieten der DVT in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde aufgeführt. Zugehörige Erklärungen, Einschränkungen sowie die konsentierten Empfehlungen entnehmen Sie bitte aus der aktuellen Leitlinie [Schulze et al., 2013]. Die Liste erhebt auch keine Anspruch auf absolute Vollständigkeit und bildet lediglich die in der derzeit gültigen Leitlinie [Schulze et al., 2013] identifizierten (potentiellen) Indikationen ab.

- Endodontie
- Parodontologie
- Zahnärztliche Prothetik
- Kiefergelenk-, Funktionsdiagnostik und –therapie
- Implantologie
- Operative Entfernung von (verlagerten) Zähnen
- Intraossäre pathologische Veränderungen
- Kieferhöhlenerkrankungen
- Speichelsteine
- Traumatologie knöcherner Strukturen
- Lokalisation von Fremdkörpern
- Komplexe Fehlbildungen (einschließlich Lippen-, Kiefer-, Gaumenspalten)
- Diagnostik der oberen Atemwege

Einige typische Indikationen der DVT in der Zahnheilkunde sind mit wenigen Beispielbildern in den Abbildungen 9.20,9.21,9.22,9.23 und 9.24 dargestellt.

©R. Schulze, 2019

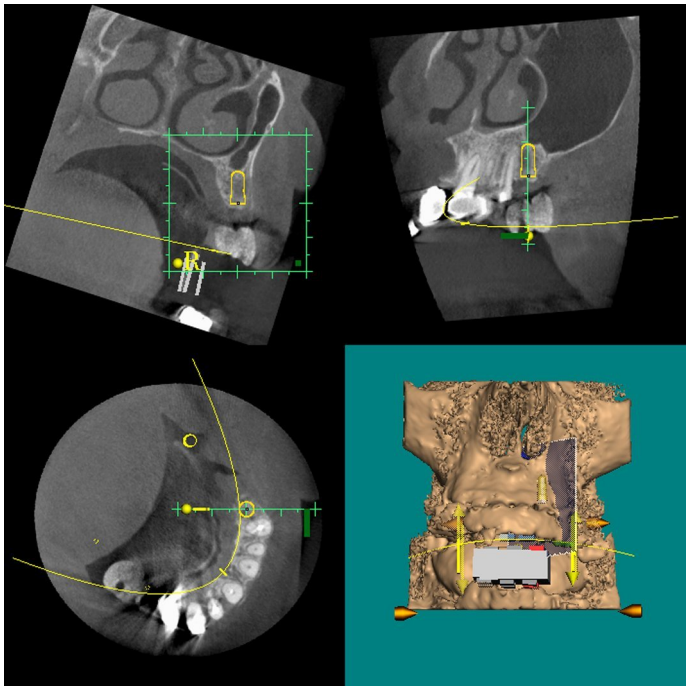


Abbildung 9.20: Beispiel für eine schablonenbasierte Implantatplanung anhand einer DVT-Aufnahme

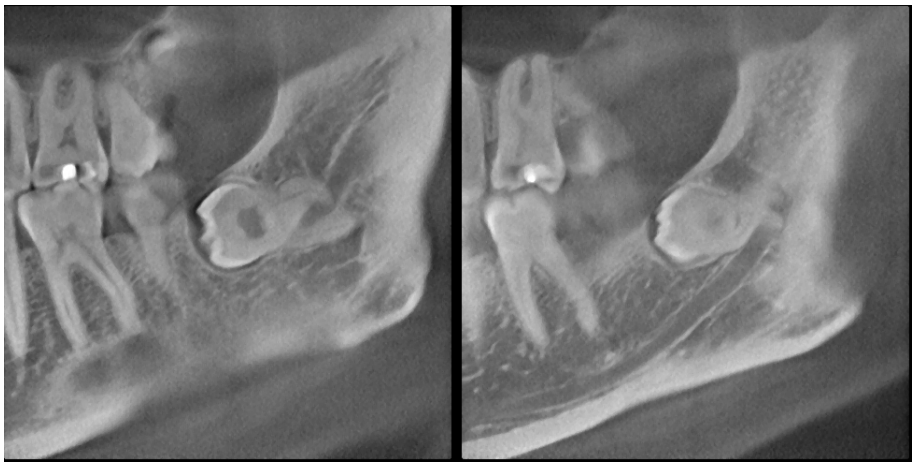


Abbildung 9.21: DVT bei kompliziert verlagertem unteren Weisheitszahn, bei dem der Nervus alveolaris inferior zwischen den beiden Radices verläuft

©R. Schulze, 2019



Abbildung 9.22: DVT-Aufnahme eines Rezidivs eines keratozystischen odontogenen Tumors (KZOT) in der Unterkiefer-Weisheitszahnregion

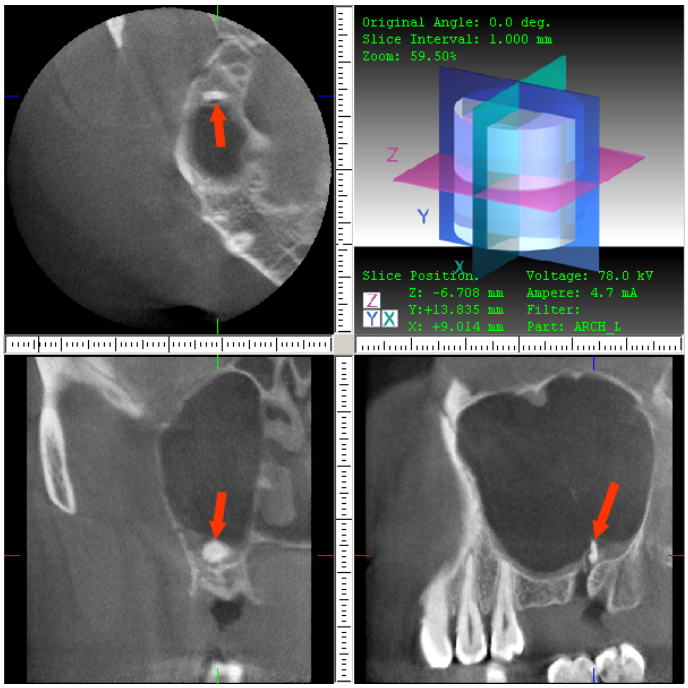


Abbildung 9.23: DVT eines Fremdkörpers (Radix relicta, s. Pfeile) in der Kieferhöhle

©R. Schulze, 2019

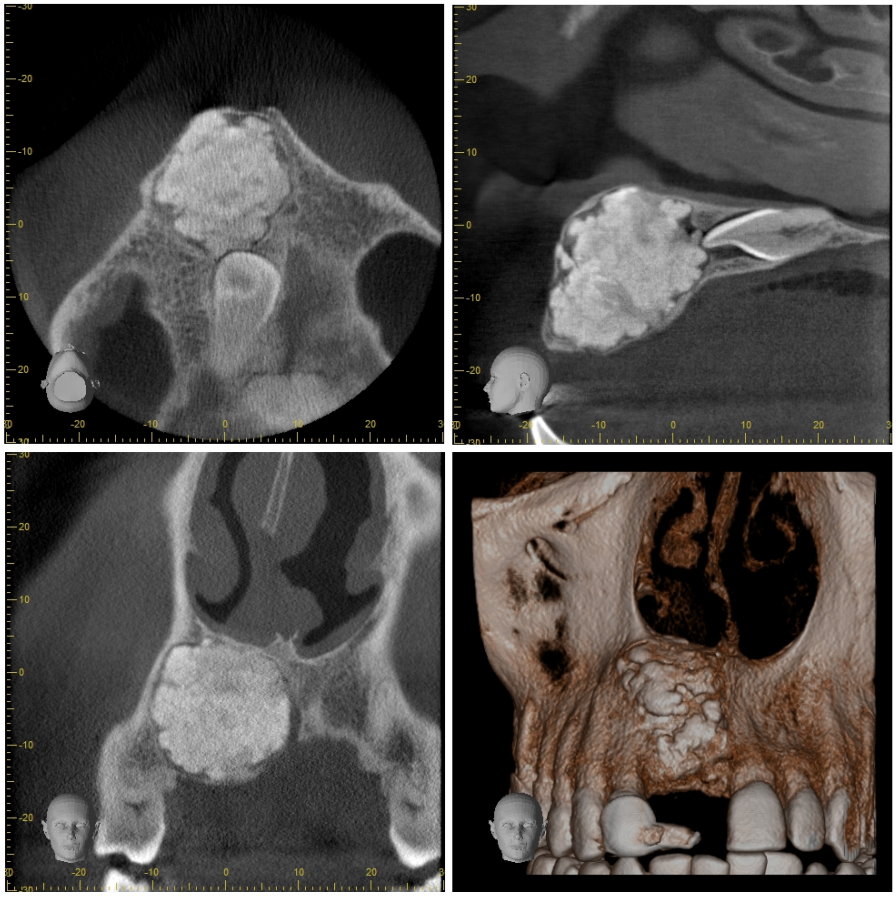


Abbildung 9.24: DVT-Aufnahme eines großen Odontoms in der Oberkieferfront rechts mit dem dorsal davon verlagerten Zahn 11 im knöchernen Gaumen.

9.2.6 Gesetzlichen Regelungen für die DVT

In Deutschland ist für die Dentale Volumentomographie eine erweiterte Fach- und Sachkunde notwendig. Nach Tabelle 4.3.1 der derzeit noch gültigen Fachkunderichtlinie in ihrer aktuellen Fassung aus dem Jahr 2012 [Bundesregierung BRD, 2012] gehört die Dentale Digitale Volumentomographie zu den "weitergehenden Techniken". Die zum Betrieb eines DVT-Gerätes notwendige Fachkunde baut auf die in der Regel innerhalb des Studiums der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde erworbene, Fach- und Sachkunde auf. Das bedeutet, dass man immer zuerst die reguläre Fachkunde nach Nr. 1 der o.g. Tabelle 4.3.1 der Fachkunderichtlinie [Bundesregierung BRD, 2012] erwerben muss, bevor man weitere Fachkunden (wie z. B. die für die weitergehenden Techniken nach Nr 4 dieser Tabelle) zusätzlich erwerben darf. Stand 2012 muss für den Erwerb der Fachkunde für die weiterführenden Techniken (hier dentales DVT) ein mindestens achtstündiger "Spezialkurs im Strahlenschutz für Zahnärzte" absolviert werden. Dieser muss nach Vorschriftenlage auch eine Prüfung umfassen [Bundesregierung BRD, 2006]. Die Sachkundeanforderun-

©R. Schulze, 2019

gen nach Fachkunderichtlinie beschränken sich derzeit auf mindestens 25 dokumentierte DVT-Datensätze über einen Mindestzeitraum von drei Monaten [Bundesregierung BRD, 2006]. Es ist jedoch auf Grund der Einführung von ähnlichen Fachkunderegelungen für den Betrieb DVT-basierter Geräte in anderen medizinischen Teilgebieten (allen voran Hals-, Nasen- Ohrenheilkunde) mittelfristig zu erwarten, dass diese Regelungen vereinheitlicht werden und dabei die Gesamtzahl an zu dokumentierenden Untersuchungen für den Sachkundeerwerb ansteigen wird. Es bleibt zudem abzuwarten, ob im Rahmen der neuen Strahlenschutzgesetzgebung noch weitere, zusätzliche Anforderung an den Erwerb der Fachkunde in der dentalen DVT geknüpft werden. Derzeit befindet sich die Fachkunderichtlinie in Überarbeitung.

©R. Schulze, 2019

10 Nicht-native zahnärztliche Röntgenaufnahmen

Nativ im Zusammenhang mit radiologischer Bildgebung bedeutet "natürlich" im Sinne von "ohne Kontrastmittel". Alles bisher beschriebenen Verfahren stellen native Röntgenaufnahmen dar, da sie allesamt ohne Kontrastmittel angefertigt werden. Kontrastmittel werden in der medizinischen Radiologie häufig eingesetzt, beispielsweise in der Angiographie. Sie dienen hierbei zur Sichtbarmachung anderweitig in der Röntenbildgebung nicht oder nur schwach erkennbarer (Weichteil-)Strukturen. Das Kontrastmittel erhöht hierbei die Absorption innerhalb eines Organs, beispielsweise eines Gefäßes, und macht es dadurch indirekt im Röntgenbild erkennbar. In der Zahnmedizin wird vorwiegend ein nicht-natives, auf Kontrastmittel-Applikation beruhendes Röntgenverfahren angewendet, die Sialographie. Dieses Verfahren wird im folgenden Abschnitt 10.1 kurz erläutert.

10.1 Sialographie

In der zahnmedizinischen Röntgenbildgebung gibt es kaum Anwendungen für Kontrastmittelaufnahmen. Die *Sialographie* stellt die am meisten verbreitete Ausnahme dar. Hierbei wird das Gangsystem, die Ductuli sowie das Parenchym einer großen Speicheldrüse (Gld. submandibularis, Gld. parotidea) mit Hilfe eines flüssigen Kontrastmittels temporär aufgefüllt und anschließend ein 2D- oder 3D-Röntgenbild angefertigt. Visualisiert werden können Strikturen (Verengungen) und pathologische Muster der Kontrastmittelverteilung innerhalb der Drüse. Grundsätzlich wird heute initial bei vermuteten pathologischen Veränderungen der großen Speicheldrüsen eine ultrasonographische Untersuchung angeraten. Diese kann für den Patienten unproblematisch (keine ionisierende Strahlung), kostengünstig und schnell angefertigt werden. Ultraschalldiagnostik wird jedoch in diesem Buch nicht behandelt und der interessierte Leser daher auf die vorhandene Literatur zum Thema Sonographie/Ultraschalldiagnostik verwiesen. Nicht in allen Fällen ist jedoch die Ultraschalldiagnostik, beispielsweise bei kleinen Steinen oder anderweitigen Gangverengungen zielführend, so dass der Sialographie im Rahmen der Sialolithiasis auch heute noch eine Rolle in der Diagnostik zugeschrieben wird [Hasson, 2010]. Zudem wird der Sialographie für die Speicheldrüsenbeteiligung bei systemischen Erkrankungen, wie den Mb. Sjögren eine hohe Sensitivität und Spezifität zugesprochen [Kalk et al., 2002]. Als 2D-Röntgentechniken bieten sich für eine Sialographie die Panoramaschichtaufnahme sowie die Unterkiefer-Schräglateralaufnahme (Abb. 8.23, 156) an. In letzter Zeit wurde auch die 3D-Sialographie mittels DVT beschrieben [Drage and Brown, 2009, Jadu et al.,

2010, Kroll et al., 2015].

10.1.1 Kontrastmittel für die Sialographie

Am weitesten verbreitet und angewandt werden wasserlösliche Kontrastmittel auf Iodbasis. Auch die fett-löslichen Kontrastmittel verwenden Iod als Basis. Daher muss in beiden Fällen auf das allergische Potential von Iod hingewiesen werden, was eine anamnestische Abklärung eventueller relevanter Allergien im Vorfeld notwendig macht. Aufgrund der niedrigeren Viskosität sind wasserlösliche Kontrastmittel einfacher zu applizieren und werden daher meist bevorzugt. Da sie jedoch schnell verdünnt werden, muss man bei ihrer Anwendung zügig arbeiten und möglicherweise einen reduzierten Kontrast in Kauf nehmen. Fett-lösliche Kontrastmittel sind sehr viskös und damit schwieriger applizierbar. Sie werden jedoch im Drüsensystem nicht so schnell verdünnt und bieten daher einen höheren Kontrast.

10.1.2 Durchführung der Siaolographie

Ziel der Sialographie ist es, eine genügende Menge des Kontrastmittels bis in die Ductuli der zu untersuchenden Drüse einzubringen, um somit indirekt die Drüse und das Ausführungsgangsystem über das Ausflussverhalten und -Muster mit dem Kontrastmittel in der Röntgenabbildung darzustellen. Hierzu muss der entsprechende Ausführungsgang (Wartonscher Gang bzw. Stennonscher Gang) im Bereich der Papille vorsichtig mit stumpfen Instrumenten so instrumentiert werden, dass entweder eine starre (stumpfe) Injektionskanüle (z.B. stumpf geschliffene Braunüle) oder ein Kunststoffschlauch von $\leq 1\,\mathrm{mm}$ Durchmesser in den Gang eingeschoben werden kann. Nach Injektion des Kontrastmediums (z. B. Ultravist 300®) im bereits im Röntgengerät positionierten Patienten wird zügig eine Röntgenaufnahme angefertigt, um noch für die Bildgebung ausreichend unverdünntes Kontrastmittel im Gangsystem und Drüsenparenchym zu gewährleisten (Abb. 10.1, S. 245).

©R. Schulze, 2019

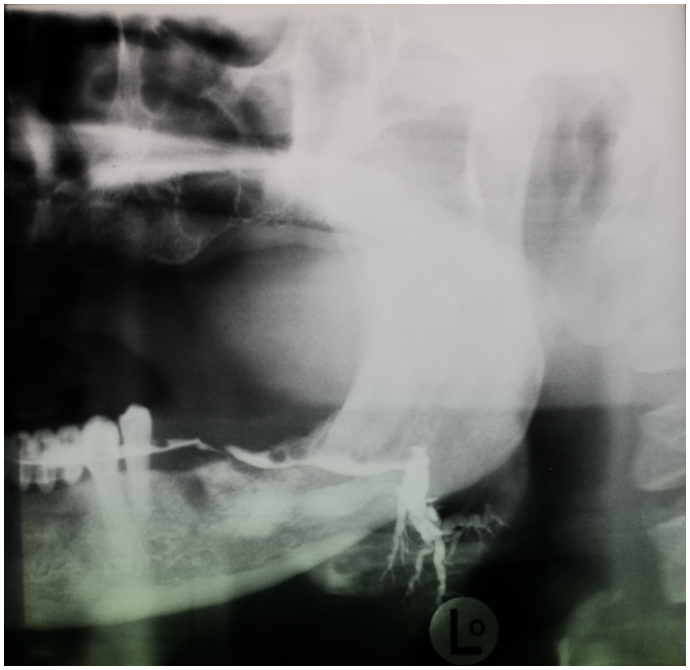


Abbildung 10.1: Sialographie, angefertigt mit einer Halbseiten-Panoramaschichtaufnahme, bei einem Patienten mit Gangstriktur durch ein adenoidzystisches Karzinom. Die Gld. submandibularis weist deutliche Stauungszeichen mit verdickten Gangstrukturen und einem sehr groben Ausflussmuster auf. Auch der Ausführungsgang zeigt sehr deutlich irregulär geformte Strukturen bedingt durch das Karzinom.

©R. Schulze, 2019

11 Tomosynthese

Die Nachteile des zweidimensionalen, "flachen" Röntgenbildes wurden in Kapitel 4 (S. 67) ausführlich dargelegt. Das Summationsbild mit seiner Uneindeutigkeit und der weitgehend, von logischen Rückschlüssen aus anderen, zusätzlichen Charakteristika einmal abgesehen, fehlenden Tiefeninformation, kann systembedingt nur limitierte (genauer gesagt: projizierte) Information über die tatsächliche Dichteverteilung im exponierten Objekt liefern. Direkte räumliche Zuordnungen sind auf Grund fehlender Kenntnis der Projektions- und Objektgeometrie nicht möglich. Diese Nachteile wurden natürlich bereits in den Anfängen der Röntgenbildgebung klar, weswegen damals bereits erste Überlegungen zur Gewinnung von Tiefeninformation angestellt wurden. Im Jahr 1921 entwickelte der französische Dermatologe André Marie Edmont Bocage ein Patent zur Planigraphie, dass er im darauffolgenden Jahr zugesprochen erhielt [Bocage, 1922]. Bocage ist damit der Pionier, der die Grundlagen für die (röntgenologische) Anfertigung von Schichtbildern aus dem Körper entwickelt hat. In den 1930er Jahren, also weit vor der Entwicklung der Computertomographie, schlug der Niederländer Ziedses des Plantes ein erstes tomographisches Verfahren vor [Ziedses, 1932] (Abb. 1.5, S. 20 in Kapitel 1), das auch in ein praktisch funktionierendes Gerät umgesetzt wurde. Mit Hilfe seines Gerätes konnte, durch gezielte Bewegung von Röntgenröhre und Film, ein Zone einer bestimmten Tiefe aus dem Objekt in Schärfe gebracht werden. Der Erfinder dieser fundamental neuen und für die Zukunft wesentlichen Technik fasste seine Erfindung so zusammen: "Es wird ein Verfahren beschrieben, mit dem es möglich ist, ein scharfes Röntgenbild eines in bestimmter Höhe durch das Objekt gelegten Querschnittes zu erhalten, wobei die außerhalb der Schichtebene gelegenen Teile verwischt werden " [Ziedses, 1932]. Diese Erfindung nannte er "Planigraphie", sie stellt einen wichtigen Meilenstein in der diagnostischen Bildgebung dar [Dobbins and Godfrey, 2003]. Basierend auf der von Ziedses eingeführten Grundlagentechnologie wurden unterschiedliche Planigraphen entwickelt (s. auch Abb. 11.1, S. 248).

Obwohl die Technik der Planigraphie auf diese Weise bereits anfänglich erfolgreich angewandt wurde, so stellte doch die damalige Detektortechnologie, nämlich der analoge Röntgenfilm, den limitierenden Faktor für ihre Anwendung und Weiterentwicklung dar. Aufgrund der analogen Technik konnte damals, bei der Erstellung eines Tomogramms nach Ziedses des Plantes [Ziedses, 1932], lediglich eine Tiefenebene aus dem Objekt rekonstruiert werden, obwohl das Verfahren die Rekonstruktion einer arbiträren Anzahl unterschiedlicher Tiefenebenen aus dem Objekt aus nur einer tomographischen Aufnahme ermöglicht. Die ersten Tomographie-Systeme führten eine lineare Bewegung von Röntgenquelle und Detektor durch (s. auch Abb. 11.2, S. 250). Erst deutlich später im Jahr 1972 führte Grant eine zirkuläre Bewegung ein [Grant, 1972]. Auf ihn geht auch der auch heute noch gebräuchliche Begriff der "Tomosynthese" zurück. Die Einführung digitaler Rezeptoren mit hoher Auslesegeschwindigkeit führte Ende der 1990er/ Anfang der 2000er Jahre zu

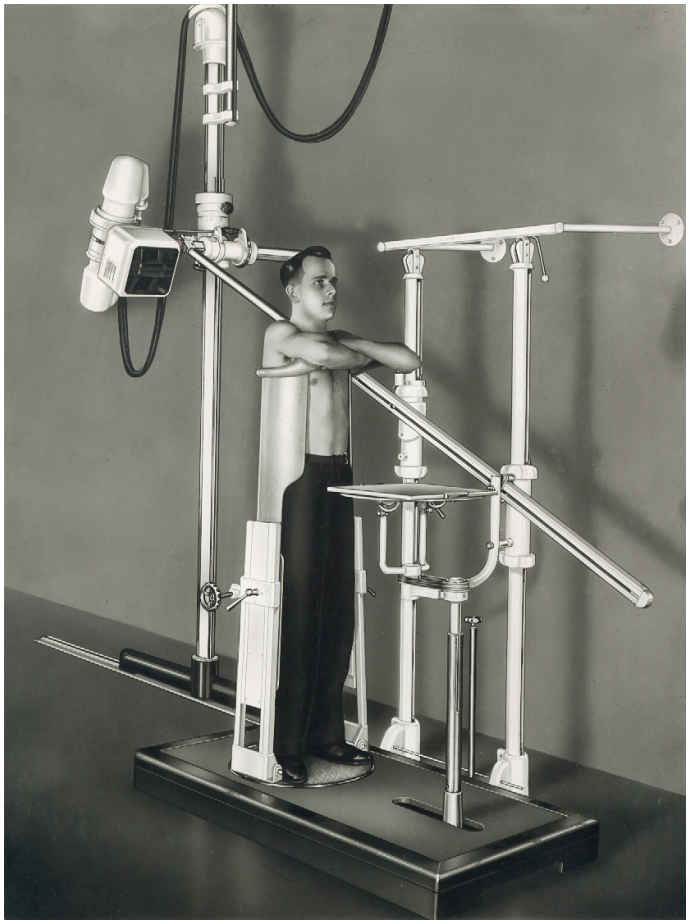


Abbildung 11.1: Transversalplanigraph zur Schichtabbildung im Bereich des Thorax und Abdomens (Abbildung mit freundlicher Genehmigung zur Verfügung gestellt vom Deutschen Röntgenmuseum, Remscheid, 2015).

einer Wiederentdeckung und einem regelrechten Boom in der Weiterentwicklung der Technik. Die Tomosynthese weist systemimmanent drei wesentliche Vorzüge gegenüber dem zweidimensionalen Projektionsröntgen auf [Dobbins and Godfrey, 2003]:

- sie ermöglicht (selektive) Tiefeninformation,
- sie ermöglicht eine verbesserte Erkennbarkeit von abgebildeten Strukturen durch (zumindest teilweise) Entfernung der nicht in der gewünschten Tiefe liegenden, überlagernden Strukturen aus anderen Ebenen,
- sie erhöhte den lokalen Kontrast in der Abbildungsebene, indem der insgesamte dynamische Bereich auf den der Abbildungsebene beschränkt wird.

Die Tomosynthese bildet, technisch gesehen, eine Zwischenstufe zwischen der planaren zweidimensionalen Projektions-Radiographie und den vollständig dreidimensionalen Aufnahmeverfahren (CT, DVT). Wie aus den Abbildungen 11.2, 11.3 und 11.4 gut erkennbar

©R. Schulze, 2019

ist, weisen Tomosyntheseverfahren die Besonderheit auf, dass der Winkel, der durch die unterschiedlichen Röhrenpositionen aufgespannt wird, nur relativ klein ist. Er ist auf alle Fälle deutlich kleiner als bei einem CT oder DVT, wo das Objekt aus einer zirkulären Bahn der Röhre um das Objekt und damit aus einem Winkel von 360° aufgenommen wird. Ein reduzierter Aufnahmewinkel bedeutet eine unvollständige "Abtastung" des Objektes im Sinne der Unvollständigkeit der gemessenen Integrale. Obwohl in der Theorie mathematisch möglich, falls eine unendliche Anzahl an tomosynthetischen Projektionen vorläge, kann aus einem reduzierten Winkel technisch ohne zusätzliche Nutzung von zusätzlicher (Meta)-Information keine qualitativ hochwertige 3D-Rekonstruktion erzeugt werden [Siltanen et al., 2003].
Heute werden tomosynthesebasierte Systeme erfolgreich in der Mammographie verwendet, wo sie mittlerweile einen zusätzlichen Standard darstellen. Verschiedene Systeme sind derzeit auf dem Markt (z. B. Hologic, Siemens, General Electrics). In einem Review aus dem Jahr 2011 wurde geschlussfolgert, dass die Brust-Tomosynthese das Potential aufweist, die Anzahl der in der normalen (2D) Mammographie auftretenden, falsch positiven Befunde zu reduzieren und gleichzeitig dieselbe oder auch sogar eine erhöhte Sensitivität bzgl. der Entdeckung von Brustkrebs aufzuweisen [Baker and Lo, 2011]. Winkelbereiche zwischen 45 -60° sowie eine Anzahl von ca. 15 bis 20 Projektionsaufnahmen wurde als optimal für die Brust-Tomosynthese beschrieben [Sechopoulos, 2013]. Auch in der Lungenbildgebung wurde die Tomosynthese eingeführt [Dobbins and Godfrey, 2003]. Hier deutet sich auch an, dass das Verfahren wohl zukünftig für einige Anwendungen die bisher als reine 2D-Diagnostik durchgeführten Röntgen-Thoraxaufnahmen ersetzen wird [Tingberg, 2010]. So konnte in den wenigen bisher verfügbaren Studien eine deutliche Erhöhung der Detektionsrate von nodulären Läsionen im Vergleich zur 2D-Thoraxaufnahme nachgewiesen werden [Chakraborty and Berbaum, 2004, Chakraborty, 2005].
In der Zahnheilkunde wurde durch den amerikanischen Physiker und Zahnarzt Richard L Webber Mitte der 1990er Jahre die "Tuned Aperture Computed Tomographie" (TACT) entwickelt [Webber et al., 1997]. Weil diese einen wichtigen Schritt in der technologischen Weiterentwicklung des zahnärztlichen Röntgens darstellt, wird sie weiter unten in Abschnitt 11.2 (S. 253) noch detaillierter beschrieben. Im Folgenden soll die Technik der Tomosynthese, die auch in bestimmten bildgebenden Systemen im zahnärztlichen Röntgen Anwendung findet, kurz dargestellt werden.

11.1 Technische Grundlagen der Tomosynthese

Die Tomosynthese basiert auf der fundamentalen Tatsache, dass Objekte, aufgenommen in unterschiedlichen Projektionsgeometrien unterschiedliche projektive Abbildungen ergeben. Wählt man gezielt, durch gekoppelte Bewegung von Röntgenquelle und Detektors relativ zum geröntgten Objekt erzeugte, unterschiedliche Projektionsgeometrien, so erhält man eine bestimmte Menge unterschiedlicher Röntgenaufnahmen. Diese können anschließend, sofern man die vollführte Bewegung von Röhre und Detektor entweder exakt kennt oder aus den Aufnahmen im Nachhinein berechnen kann, zur Erzeugung arbiträrer Tiefenebenen aus dem Objekt verwendet werden. Bezüglich der Bewegung des Fokus-Detektorsystems

©R. Schulze, 2019

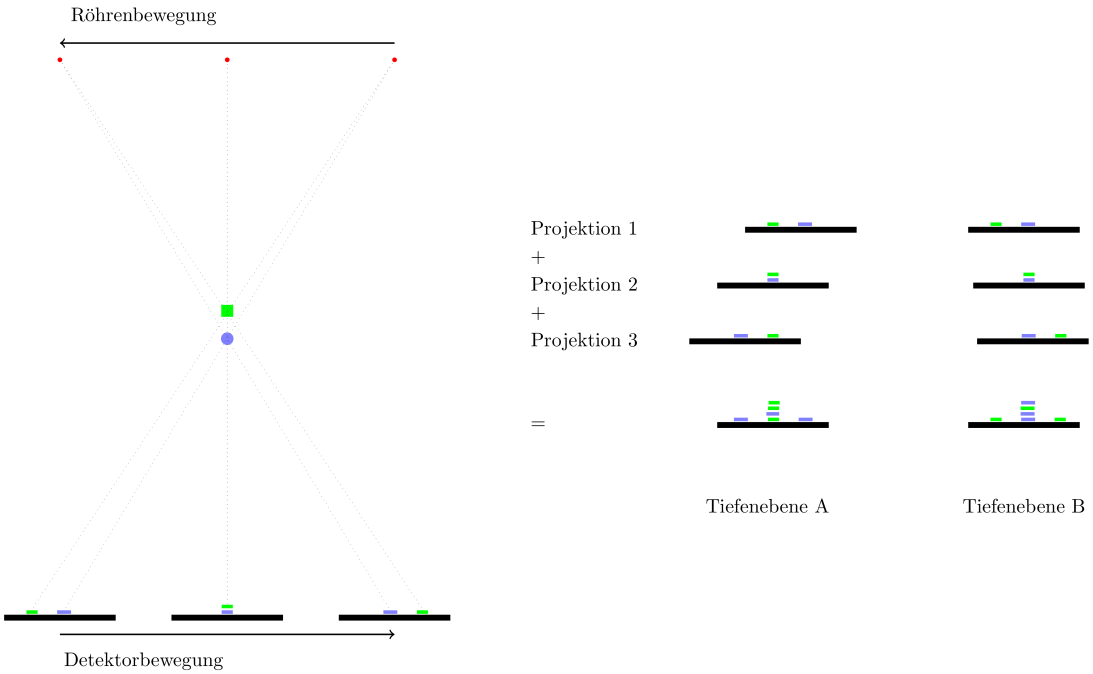


Abbildung 11.2: Grundprinzip der Tomosynthese: beispielhafte Projektions-Geometrien (linke Abbildung) für drei verschiedene, durch linear verschobene Bewegung der Röhre und des gegenüberliegenden Detektors hervorgerufene, Positionen. Ein (grünes) quadratisches sowie ein blau gefärbtes rundes Objekt in unterschiedlichen Tiefenebenen relativ zum Röhren-Detektorsystem dienen zur Illustration der entstehenden Röntgenprojektionsbilder. Gemäß der projektiven Transformation (Strahlensatz!) ergeben sich auf dem Detektor die farblich kodierten Abbildungsorte der beiden Objekte. Auf der rechten Seite ist das Prinzip der Rekonstruktion mit Hilfe des klassischen "Shift-and-Add"-Verfahrens illustriert (modifiziert aus [Dobbins and Godfrey, 2003]).

gibt es verschiedene technische Lösungen (Abb. 11.3, S. 251).

11.1.1 Rekonstruktion von Tiefenebenen aus den Tomosynthese-Projektionaufnahmen

Um die in den in unterschiedlichen Geometrien erzeugten Röntgenaufnahmen enthaltene Tiefeninformation zu extrahieren, eignen sich verschiedene Verfahren. Das bekannteste und auch in der Entwicklung der Tomosynthese zuerst verfügbare, ist das sog. "Shift-and-Add"-Verfahren. Hierbei werden die Abbildungen der Objekte selektiv durch Verschiebung der Projektionsaufnahmen in Deckung gebracht und die Grauwerte der so übereinandergelegten Bilder aufaddiert. Wie in Abb. 11.4 (S. 252) und 11.2 (S. 250) illustriert, werden die Abbildungen der Objekte aus den bekannten projektionsgeometrischen Gründen an unterschiedlichen Positionen auf dem jeweiligen Detektor projiziert. Obwohl auch andere Geometrien möglich sind (s. Abb. 11.3, S. 251), nehmen wir zur Vereinfachung eine Detektorebene an, innerhalb der der Detektor durch laterale Verschiebung in die je-

©R. Schulze, 2019

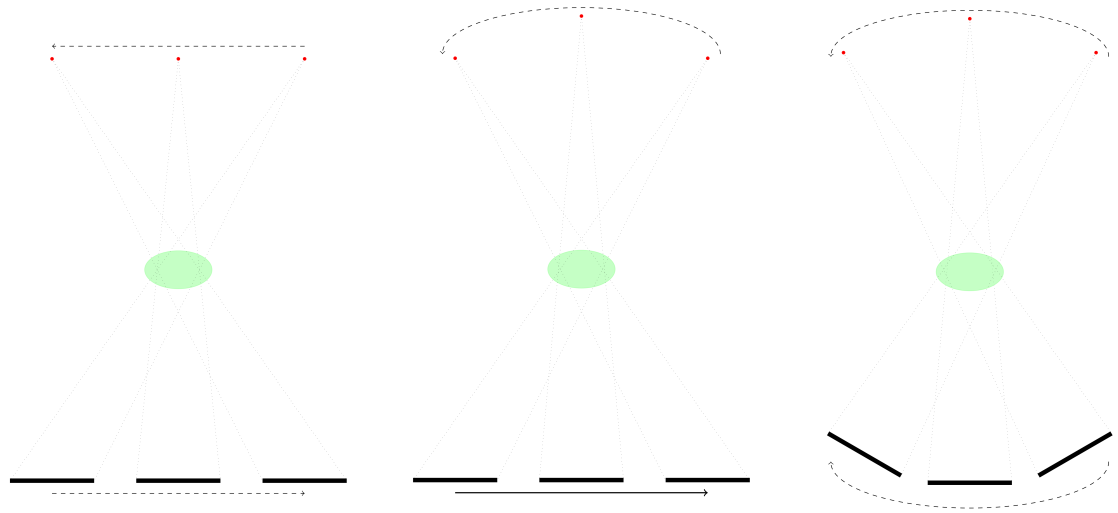


Abbildung 11.3: Tomosynthese-Systeme führten anfänglich rein lineare Verschiebungs-Bewegungen von Röhre sowie Detektor durch (links). Heute finden sich häufig Systeme mit rotatorisch bewegter Röntgenröhre (mitte) oder rotatorisch bewegter Einheit aus Detektor und Röhre (rechts).

weils zur Röhren- (und Objekt-)Position passende Position gebracht wird 11.4. Durch übereinander Legen der jeweiligen, in den Projektion abgebildeten Strukturen, werden diese selektiv fokussiert (Abb. 11.2 rechts, S. 250). Dies erfolgt selbstverständlich automatisch durch eine informatische Verfahren. Dies bedeutet, dass die bekannten Daten zur jeweiligen Projektionsgeometrie verwendet werden, um die Verschiebefunktionen zu berechnen. Somit wird eine (frei wählbare) Anzahl an planaren Tiefenebenen erzeugt, die übereinandergestapelt die gesamte Dicke der tomosynthetischen Rekonstruktion ergeben. Dieser Prozess entspricht physikalisch einer *(ungefilterten) Rückprojektion*, wie sie ähnlich auch in der CT verwendet wird (s. auch Kapitel 9.1, S. 209).
Wie aus Abb. 11.2 rechts (S. 250) erkennbar, bilden sich in den rekonstruierten Ebenen verfahrenstechnisch dennoch auch Bilder von Strukturen außerhalb der Tiefenebene ab. Diese "residuellen Schatten" sind störend, da sie die eigentlich interessierenden Strukturen in der entsprechenden Tiefenebene überlagern und somit Details möglicherweise verschleiern [Dobbins and Godfrey, 2003]. Die anfänglich verwendeten einfachen Shift-and-Add Rekonstruktionsverfahren wiesen keine Möglichkeit auf, diese residuellen tomographischen Schatten zu entfernen. Daher wurden im Laufe der Jahre komplexere Rekonstruktionsverfahren entwickelt, die im folgenden Abschnitt kurz erläutert werden.

11.1.2 Verfahren zur Verbesserung tomosynthetischer Bilder

Mathematisch betrachtet wird durch die stark limitierte Winkelinformation bei tomosynthetischen Aufnahmen das Objekt nur sehr unvollständig hinsichtlich seines Frequenzspektrums abgetastet. Aus diesem Grund ist eine Direktinversion der Radon-

©R. Schulze, 2019

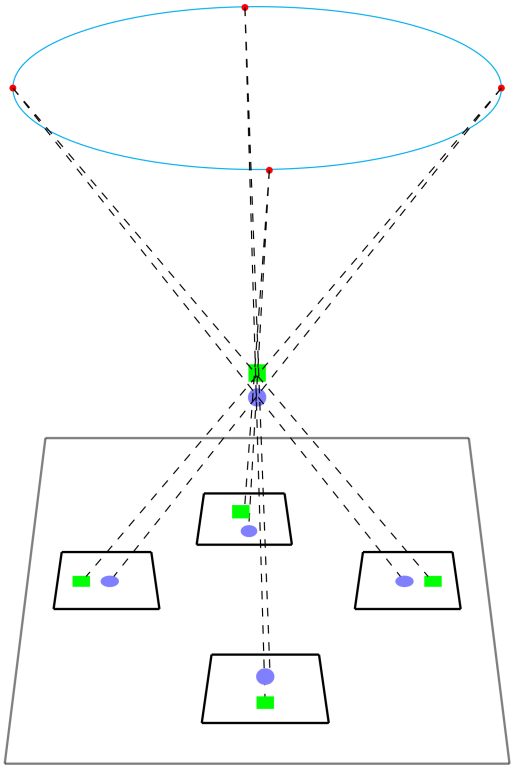


Abbildung 11.4: Zirkuläre Aufnahmegeometrie mit innerhalb einer Ebene verschobenen Detektorpositionen (modifiziert aus [Webber et al., 1997]).

transformation (s. auch Kapitel 9, Abschnitt 9.1.2, S. 213) problematisch. Spezielle gefilterte Rückprojektions-Algorithmen stellen die derzeit am häufigsten genutzten Rekonstruktions-Algorithmen dar [Zhou, 2012]. Als aufwändigere Verfahren wurden unterschiedliche Ansätze entwickelt, die alle schrittweise (iterativ) zu einer bestmöglich zu den Messdaten passenden Lösung führen. Die Unterschiede dieser unter dem Oberbegriff "iterative Rekonstruktionen" (s. auch Abschnitt 9.1.3, S. 216) firmierenden Lösungsansätze liegen in der Art und Weise, wie die Passung erreicht wird bzw. mit Hilfe welches Modells die Passung gemessen wird. So wurde beispielsweise die Matrix-Inversions-Tomosynthese eingeführt [Dobbins and Godfrey, 2003]). Diese nützt die geometrischen Informationen sowie Verfahren aus der Systemtheorie um die Details innerhalb der zu rekonstruierenden Ebene vom residuellen tomographischen Schatten zu diskriminieren. Außerdem wurden noch statistische Verfahren entwickelt, die z. B. Maximum-Likelihood-Methoden nützen [Chen and Barner, 2003]. Hier werden die Werte für das zu rekonstruierende Modell so geschätzt, dass sie bestmöglich zu einer vorgegebenen wahrscheinlichsten Verteilung passen. Alle iterativen Verfahren haben den Nachteil der hohen Komplexität und daher recht langen Rechenzeit. Ihr Vorteil liegt jedoch darin, auf die jeweilige Situation adaptierbar zu sein und Metainformationen entsprechend integrieren zu können. Diese Vorteile ma-

©R. Schulze, 2019

chen Sie für das Gebiet der Tomosynthese, wo ja inhärent eine insuffiziente Anzahl an Messungen (Projektions-Röntgenaufnahmen) vorliegen die zudem nur eine unvollständige Winkelformation beinhalten, besonders interessant.

11.2 Tuned Aperture Computed Tomographie (TACT)

Die Arbeitsgruppe um den Physiker und Zahnarzt Richard L. Webber von der Winston-Salem University (North Carolina, USA) trug wesentlich zur Weiterentwicklung der Tomosynthese bei. Erste Arbeiten wurden aus seiner Arbeitsgruppe bereits in den 1980er Jahren publiziert [Groenhuis et al., 1983, van der Stelt et al., 1986]. Mitte der 1990er Jahre führte die Arbeitsgruppe die dann als "Tuned Aperture Computed Tomographie" (TACT) bezeichnete Methode ein. TACT stellt eine Verallgemeinerung des der Tomosynthese zugrundeliegenden Konzeptes dar. "Tuned Aperture" bedeutet in etwa "eingestellte Apertur", wobei Letzteres für die optische Apertur (Öffnung) steht. Wie oben bereits kurz angedeutet, stellt die Tomosynthese eine Zwischenstufe zwischen dem statischen Projektionsröntgen auf der einen Seite und der CT auf der anderen Seite dar. Bei einer Projektions-Röntgenaufnahme ist die Apertur, einen in der Theorie punktförmigen Fokus vorausgesetzt, unendlich (punktförmig) klein. Dadurch wird ein unendlich großes Tiefenfeld erzeugt: alles zwischen Fokus und Detektor wird (bei punktförmigem Fokus) gleich scharf abgebildet. Dass dies in der Wirklichkeit nicht ganz so ist, liegt an den technischen Limitationen hinsichtlich der Fokusgröße. In Wirklichkeit sind die Brennflecke im Röntgen alle flächig, weswegen die bekannten Unschärfe-Effekte auftreten (s. Kapitel 4.3, Abschnitt 4.3.2, S. 78). Beim CT hingegen wird sozusagen das Objekt in die Aperture eingebracht, d.h. die optische Öffnung ist unendlich groß. Dies erzeugt, in der Theorie, eine unendlich dünne Schicht scharfer Darstellung [Webber et al., 1997]. Bei der Tuned Aperture Computed Tomographie liegt der Vorteil darin, dass die Öffnung, und damit der Winkel zwischen den Projektionsaufnahmen, beliebig, oder am besten entsprechend der diagnostischen Anforderungen optimal, eingestellt werden kann. TACT löst sich damit von den zwar unterschiedlichen, jedoch für jedes System festen Vorgaben der geometrischen Einzelpositionen für jede einzelne der Projektionsaufnahmen und erlaubt, in seiner allgemeinsten Form, beliebige Projektionsgeometrien. Die benötigten Kenntnisse zur Projektionsgeometrie jeder Projektionsaufnahme werden bei TACT, in seiner einfachsten Form, sowohl durch geschickte Einschränkung der Freiheitsgrade, als auch durch Anbringung einer kleinen metallischen Referenzkugel am Objekt, abgeleitet. Hierbei muss das Objekt relativ zum Detektor fixiert werden und die Röntgenröhre hinreichend weit entfernt sein, um Vergrößerungseffekte irrelevant werden zu lassen (affine Geometrie). Durch Auffinden der Markerabbildung und ein darauf adaptiertes Shift-and-Add-Verfahren, können so eine beliebige Anzahl tomosynthetischer Schichten erzeugt werden [Webber et al., 1997]. Andere Geometrien bis hin zur komplett uneingeschränkten Situation, sind jedoch auch möglich. Je geringer jedoch die Anforderungen an die Projektionsgeometrien, desto größer wird die Anzahl notwendiger Referenzobjekte für ihre Berechnung [Robinson et al., 2000]. Für den allgemeinen Fall einer freien Geometrie ermittelten die Autoren eine optimale Anzahl von sechs Referenzobjekten zur Berechnung der zwischen den Projektionsaufnah-

©R. Schulze, 2019

men stattgefunden habenden Transformation [Robinson et al., 2000]. Eine derartig freie Geometrie lässt beispielsweise große Bewegungen des Patienten zu und ermöglicht den Einsatz kostengünstiger Röntgengeräte, da keinerlei Anforderungen an ihre mechanische Stabilität gestellt werden. Ein weiterer Vorteil von TACT liegt in der Möglichkeit, später, d.h. nachdem bereits eine TACT-Rekonstruktion vorliegt, noch weitere Projektionsaufnahmen gezielt hinzuzufügen, um beispielsweise den Informationsgehalt der, darauf basierend neu berechneten TACT-Rekonstruktion zu verbessern [Webber et al., 1997].
In der Anfangszeit nach Einführung im Jahr 1996, arbeiteten einige Arbeitsgruppen mit dem vielversprechenden, neuen Verfahren [Webber and Messura, 1999, Webber et al., 2000, Nair et al., 2001, Chai et al., 2001, Suryanarayanan et al., 2002]. Die Arbeiten konnten unter Anderem zeigen, dass TACT-Rekonstruktionen im Vergleich zur normalen Projektions-Röntgenaufnahmen eine signifikant verbesserte Erkennbarkeit periimplantärer knöcherner Läsionen [Webber et al., 1996] und nodulärer Läsionen im Kieferknochen [Vandre et al., 1995] aufwiesen. Die Erkennbarkeit kariöser Läsionen mit niedrigem Kontrast wurde ebenfalls als signifikant besser in TACT-Bildern im Vergleich zu herkömmlichen zahnärztlichen Röntgenaufnahmen beschrieben [Nair et al., 1998b,a]. TACT wurde auch in der Brust-Tomosynthese eingesetzt [Webber et al., 2000, Suryanarayanan et al., 2002] sowie auch beim orthopädischen Gelenkersatz [Fahey et al., 2003]. Die vielversprechenden Grundlagen-Entwicklungen der Arbeitsgruppe um Richard L Webber wurden auch von einer finnischen Arbeitsgruppe weitergeführt, die weitere mathematische Ansätze zur 3D-Rekonstruktion aus wenigen Projektions-Röntgenaufnahmen initial für dentale Anwendungen entwickelte [Siltanen et al., 2003, Kolehmainen et al., 2006]. Es entstand auf dieser Basis auch ein kommerzielles Gerät (VT, Instrumentarium Imaging, Finnland). Dies erzeugt, durch zusätzliche Anfertigung weniger Fächeraufnahmen an einer vorher definierten Stelle sowie einer digitalen Panoramaschichtaufnahme, mit Hilfe eines statistischen Verfahrens, eine tomosynthetische Rekonstruktion des gewählten Kieferabschnittes. Auch in der Arbeitsgruppe des Autor dieses Buches wurde eine referenzbasierte Methode auf Basis von drei am Objekt befestigten Referenzkugeln (RSM3D) entwickelt [Schulze and d'Hoedt, 2002, Schulze et al., 2004], mit deren Hilfe aus wenigen, in arbiträren Geometrien angefertigten Röntgenaufnahmen, dreidimensionale Rekonstruktionen erzeugt werden können [Schulze et al., 2008] (Abb. 11.6, S. 255).

Derzeit gibt es im Bereich der dentalen Röntgenbildgebung nach Kenntnis des Autors, von den ebenfalls auf Tomosynthese basierenden neuen Panoramaschichtverfahren (s. Kapitel 8.0.2, Abschnitt 8.0.2, S. 183) keine substantielle Weiterentwicklung im Bereich der tomosynthetischen Verfahren. Dies ist sicherlich dem Umstand geschuldet, dass die DVT im letzten Jahrzehnt einen absoluten Boom in der zahnmedizinischen Bildgebung erfahren hat und somit die tomosynthetischen Verfahren temporär in den Hintergrund getreten sind. Tomosynthetische Verfahren weisen jedoch immer noch ein beachtliches Entwicklungspotential auf. Sie ermöglichen zugleich, aus systemimmanenten Gründen, im Vergleich zu den "echten" 3D-Verfahren, eine deutliche Reduktion der Strahlenexposition. Daher erscheint es wahrscheinlich, dass sich auch im zahnärztlichen Röntgen mittelfristig die eine oder andere Nischentechnik auf Basis der Tomosynthese durchsetzen wird.

©R. Schulze, 2019

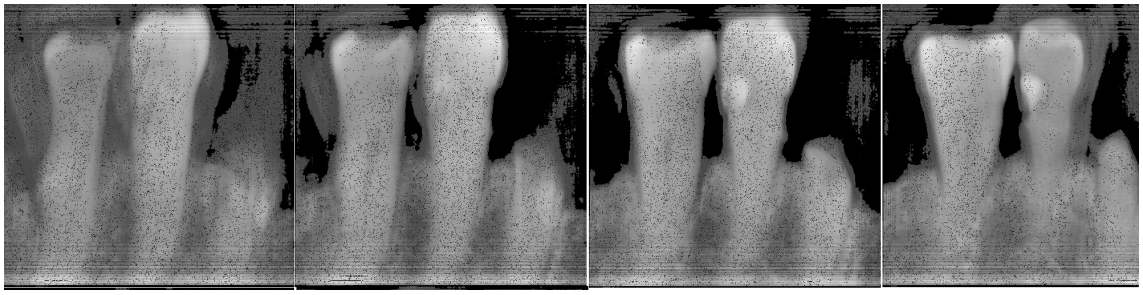


Abbildung 11.5: 4 TACT-Slices eines menschlichen Kieferfragmentes, die vom Autor mit Hilfe der von der Arbeitsgruppe Richard Webber entwickelten, prototypischen Software TACT J (Plugin der vom National Institute of Health, USA kostenfrei zur Verfügung gestellten Open-Source-Software Image J (http://imagej.nih.gov/ij/) rekonstruiert wurden. Intrinsische, jeweils manuell markierte "Referenzpunkte" dienten zur Registrierung der Einzelbilder. Das Kieferfragment wurde lediglich aus einem kleinen Winkelbereich von ca. 30° aufgenommen, so dass die Tiefeninformation recht gering ist.

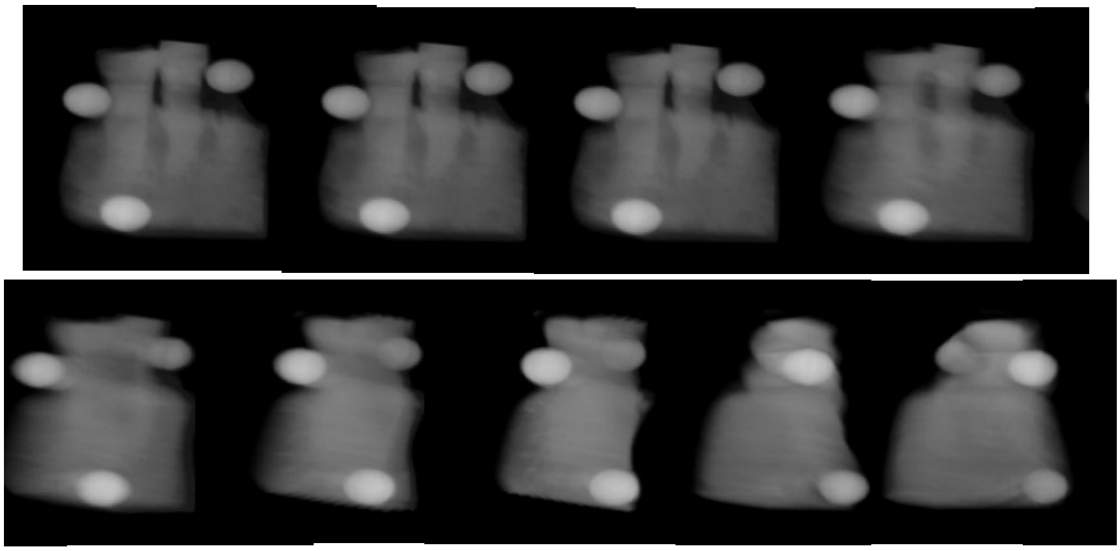


Abbildung 11.6: Mit Hilfe der RSM3D-Methode erzeugte Rekonstruktionen aus 12 arbiträr, jedoch ungefähr zirkulär um das Kieferfragment erzeugten Röntgenaufnahmen. Diese wurden mit einem dentalen Tubusgerät und einem intraoralen CCD-Sensor auf einer optischen Bank angefertigt (unterstützt von der Deutschen Forschungsgemeinschaft DFG, Projektnummern SCHU1496/1-1 und SCHU1496/1-2). Gut erkennbar ist, dass die Richtungsinformation nicht für alle Richtungen gleich gut ist.

©R. Schulze, 2019

12 Magnetresonanztomographie

Obwohl die Magnetresonanztomographie (MRT) nicht zu den auf der Verwendung ionisierender Strahlung basierenden bildgebenden Verfahren zählt, soll sie hier auf Grund ihrer Relevanz in der medizinischen Bildgebung mit besprochen werden. Synonym für das Verfahren wird häufig der Begriff "Kernspintomographie" verwendet. Auch die Abkürzungen "NMR", "MR" sind international gebräuchlich. Die MRT ist in seiner Gesamtheit sicherlich das technisch komplexeste bildgebende Verfahren, dass derzeit in der gesamten Medizin einen breiten Einsatz findet. Des Magnetresonanz-Phänomen wurde erstmals im Jahre 1946 durch *Bloch* und *Purcell* mathematisch beschrieben. Hierbei handelt es sich um quantenmechanisches Phänomen, das daher einer quantenmechanischen mathematischer Beschreibung bedurfte. Basierend auf diesem Phänomen entwickelten dann im Jahr 1973 der US-amerikanische Chemiker und Radiologe *Paul Christian Lauterbur* sowie der britische Physiker *Sir Peter Mansfield* die Technik der Magnetresonanztomographie. Beide erhielten gemeinsam für ihre bahnbrechende Entwicklung im Jahr 2003 den Nobelpreis für Medizin. In der modernen Zahnheilkunde gibt es, aus heutiger Sicht, einige wenige Anwendungsgebiete für die MRT, die hier ebenfalls kurz angesprochen werden sollen. Wie bei vielen anderen bildgebenden Verfahren ist es für das Grundverständnis dafür, was ein Verfahren leisten kann, worin seine Stärken und Schwächen liegen, notwendig, sich mit den physikalischen Grundlagen des Verfahrens kurz zu befassen. Dies ist bei der komplexen Technik der MRT aus Sicht des Autors sogar noch wichtiger, da die im MRT entstehenden Bilddaten sehr unterschiedliche aussehen können. Dies liegt u. A. an den verschiedenen "Sequenzen" die in der MRT-Bildgebung ausgewählt werden. Hierzu im folgenden Textabschnitt mehr. Viele der in den folgenden zwei Abschnitten erläuterten Zusammenhänge sind sinngemäß aus einem hervorragenden physikalischen Übersichtsartikel aus dem Jahr 2010 entnommen [Gossuin et al., 2010], der dem an Grundlagen der MRT interessierten Leser wärmstens empfohlen wird.

12.1 MRT-Grundlagen

Der Kernspin **I** ist eine quantenmechanische Grundeigenschaft von Atomen. Er ist unveränderlich und immer vorhanden. Definiert ist der Kernspin als der Eigendrehimpuls eines Atomkerns um seinen Schwerpunkt. Im engeren Sinne ist der Kernspin der Eigendrehimpuls eines Protons (aber nicht des ganzen Atoms, Elektronen werden ebenfalls außer Acht gelassen) um seinen eigenen Schwerpunkt. Diese Eigendrehung ist eine grundlegende Eigenschaft von Elementarteilchen und typisch für jedes Element. Sie kann nicht von Außen beeinflusst werden und ist immer vorhanden. Kerne mit gerader Neutronen- und gerader Protonenzahl besitzen einen Kernspin von 0. Als Grund hierfür wird die vermutliche, jeweils antiparallele Ausrichtung der Neutronen bzw. Protonen zu Paaren angenommen.

Element	Häufigkeit
Wasserstoff (H)	63%
Sauerstoff (O)	26%
Kohlenstoff (C)	9,4%
Stickstoff (N)	1,5%
Phosphor (P)	0,24%
Natrium (Na)	0,04%

Tabelle 12.1: Häufigkeit verschiedener Elemente im menschlichen Körper (modifiziert aus [Hornak, 1996])

Anders ausgedrückt, besitzen nur Atome mit ungerader Neutronen- und Protonenzahl einen Spin ungleich 0 und können daher im MRT gemessen werden. Da das Wasserstoff-Proton eine positive Ladung besitzt und bewegte Ladungen ein magnetisches Moment aufweisen, entsteht hierdurch ein messbares, magnetisches Feld. Dieses macht man sich für die Darstellung zu Nutze. Die Grundlage für den Messvorgang in der MRT bildet die sog. Kernspinresonanz, als auch als "magnetische Kernresonanz" bzw. "kernmagnetische Resonanz" oder auch "Kerninduktion" bezeichnet. Atomkerne mit ungerader Protonen- oder Neutronenzahl besitzen ein kinetischen Eigendrehimpuls **J**, der sich zu ihrem Spin **I** wie folgt verhält:

$$\mathbf{J} = \hbar \cdot \mathbf{I} \tag{12.1}$$

Hierbei ist $\hbar$ das sog. "reduzierte Plancksche Wirkungsquantum", $\hbar = \frac{h}{2\pi}$ (h= Plancksches Wirkungsquantum, s. Kapitel 2, S. 23). Aus Gleichung (12.1) ergibt sich, dass der Spin **I** proportional zum Eigendrehimpuls **J** eines Atomkerns ist. Der Spin ist ein Maß für den quantenmechanischen Zustand eines Kernteilchens. Er ist gequantelt ("portioniert"), d.h. die Einstellmöglichkeiten des Spins können nur Einheiten annehmen, die ein ganzzahliges Vielfaches der kleinsten Einheit $\hbar/2$ darstellen. Der Spin eines Atomkerns ist ungleich Null, wenn das Atom entweder eine ungerade Anzahl an Protonen enthält, oder, bei gerader Protonen-Anzahl, wenn die Anzahl der Neutronen ungerade ist. Enthält ein Atomkern eine unterschiedliche Anzahl an Neutronen und Protonen, so tritt nach außen ein messbares magnetisches Moment ν auf, für welches gilt:

$$\nu = \gamma \cdot \mathbf{J} \tag{12.2}$$

Dabei beschreibt γ den sog. "gyromagnetischen Quotienten" des Atomkerns. Nur Atomkerne, deren Spin ungleich Null ist, können in einem MRT-Gerät detektiert werden [Gossuin et al., 2010]. Aufgrund des sehr häufigen Vorkommens von Wasserstoffkernen im menschlichen Körper (s. auch Tab. 12.1) wird bis auf wenige spezielle Anwendungen in der MRT hauptsächlich das Verhalten von Wasserstoffkernen (Protonen) im Magnetfeld gemessen. Per Konvention werden signalreiche (wasserstoffatom-reiche) Strukturen in der MRT-Abbildung hell, signalarme (wasserstoffatom-arme) hingegen dunkel dargestellt.

©R. Schulze, 2019

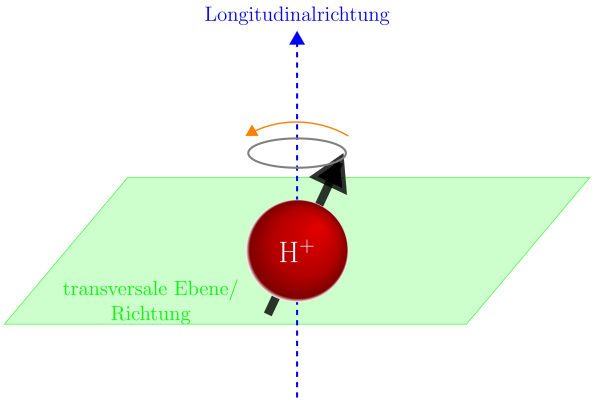


Abbildung 12.1: Als Präzession bezeichnete Bewegung

Für die MRT können die gemessenen Atome vereinfacht als kleine Kreisel angenommen werden (s. Abb. 12.1, S. 259), deren Rotationsachse eine (theoretisch beliebige) Richtung einnimmt. Die *Präzession* bezeichnet die Richtungsänderung dieser Rotationsachse bedingt durch eine äußere Krafteinwirkung. Die *Lamorpräzession* wiederum beschreibt die Präzession eines Teilchens (hier meist Protonen) um die Richtung eines von außen angelegten Magnetfelds. Die Frequenz der *Lamorpräzession* wird Lamorfrequenz genannt.

Anregung

Für Protonen sind grundsätzlich zwei Werte für das magnetische Moment ν möglich, nämlich $\nu = \pm\gamma\frac{\hbar}{2}$. Vereinfacht betrachtet, ergeben sich daher zwei Ausrichtungen: parallel und antiparallel. Diese beiden Ausrichtungen entsprechen zwei unterschiedlichen Energielevels E^- und E^+. In Abwesenheit eines äußeren Magnetfeldes gehen diese beiden Level in einander über. Interessanterweise teilen sich die Energielevel jedoch weiter auf (Zeeman -Splitting), wenn man von außen ein Magnetfeld $B_0 \neq 0$ anlegt (Abb. 12.2, S. 259).

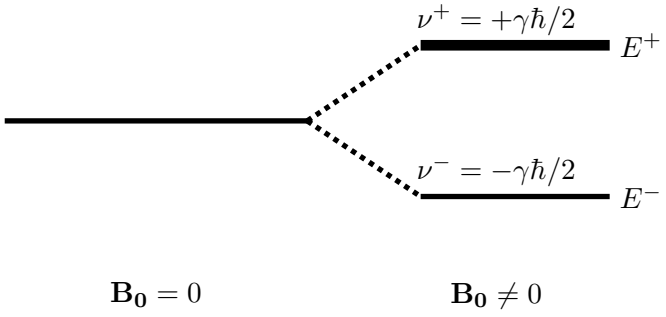


Abbildung 12.2: Splitting der Energielevel (Zeemann-Splitting) bei Anlegen eines äußeren Magnetfeldes $\mathbf{B_0} \neq 0$ (Leicht modifiziert aus: [Gossuin et al., 2010])

Diese zwei Energielevel E^+ und E^- (Abb. 12.3, S. 260) repräsentieren die Ausrichtung der Protonen im äußeren magnetischen Feld: entlang des Feldes und entgegengesetzt hier-

©R. Schulze, 2019

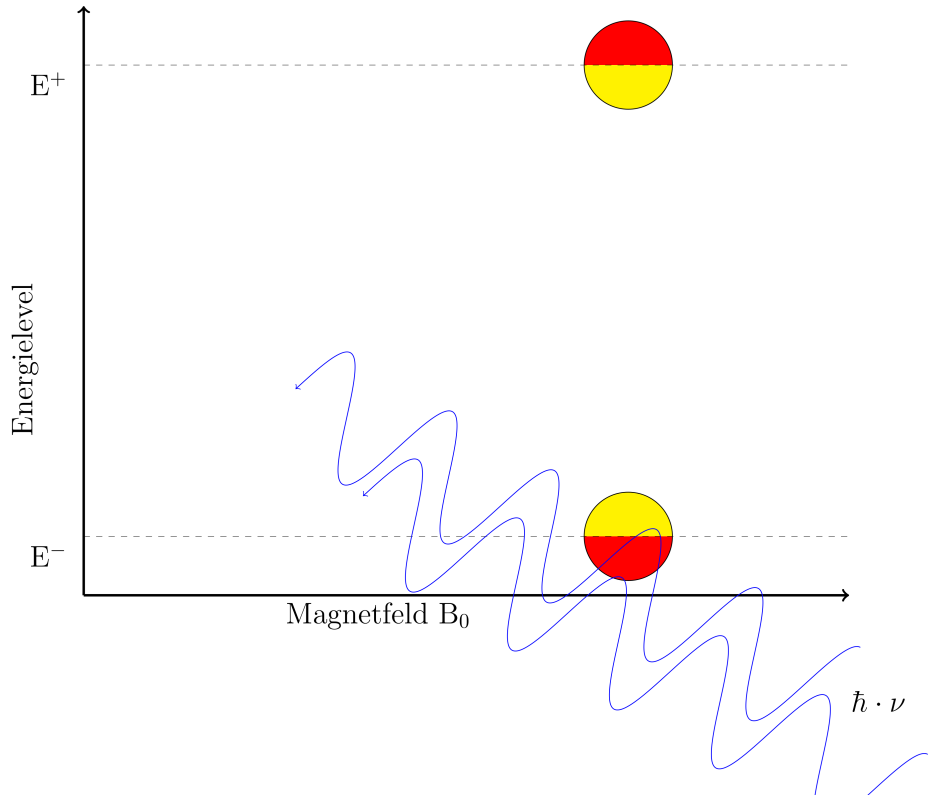


Abbildung 12.3: In einem äußeren Magnetfeld B_0 werden durch Einstrahlung einer elektromagnetischen Wellenstrahlung $\hbar \cdot \nu$ der Energie $\triangle E = E^+ - E^-$ (d.h. Wellenstrahlung einer spezifischen Frequenz, der oben beschriebenen *Lamorfrequenz*) Übergänge zwischen den beiden Energlielevels herbeigeführt werden.

zu. Man spricht hierbei von einem Equilibrium. Übergänge zwischen den Levels können von außen induziert werden, aber lediglich dann, wenn die eingebrachte Energie E genau der Energiedifferenz $\triangle E = E^+ - E^-$ entspricht, wobei gilt:

$$\triangle E = \hbar\gamma \mathbf{B_0} = \hbar\omega_0 \,. \tag{12.3}$$

Dieser Schritt ist entscheidend für das Grundverständnis der MRT: Ein Wechsel zwischen den beiden Energieleveln E^+ und E^-, die sich bei Anlegen eines äußeren Magnetfeldes für die Protonen ergeben, benötigt ein Photon genau der Energie $\triangle E$. Anders ausgedrückt, wird beim Übergang zwischen den Niveaus wird ein Photon mit der Frequenz $\omega_0 = \hbar\gamma \mathbf{B_0}$ emittiert bzw. absorbiert.

Wir wissen aus Kapitel 2 (S. 23), dass die Energie elektromagnetischer Wellenstrahlung sich umgekehrt proportional zur Wellenlänge λ und damit proportional zur Frequenz ω verhält (s. Gleichungen (2.1) und (2.2), S. 23 und 23). Damit sind für den Wechsel zwischen den Energieleveln Photonen mit exakt der korrekten Frequenz ω_0, nämlich der *Lamorfrequenz* ω_0 notwendig, die auch verallgemeinert als *Resonanzfrequenz* bezeichnet

©R. Schulze, 2019

wird. Und hier schließt sich der Kreis, denn die oben angegebene magnetische Kernresonanz ist definiert als Absorption oder Emission von Quanten mit der passenden Energie für den Übergang zwischen den beiden Energieniveaus. Es ist unmöglich, das magnetische Moment im statischen Zustand (Equilibrium) mit den Protonen in den beiden Energieleveln direkt zu messen. Daher nutzt die MRT diesen Übergang zwischen den beiden Energieleveln durch Einstrahlung elektromagnetischer Wellenstrahlung mit Lamorfrequenz ω_0. Aus Gleichung (12.3) ergibt sich direkt, dass für höhere Magnetfeldstärken $\mathbf{B_0}$ auch eine höherfrequente Wellenstrahlung benötigt wird, also ω_0 größer wird.

Das Signal beim MRT resultiert also aus der Differenz zwischen von den Spins aufgenommener Energie beim Übergang vom niedrigen E^- zum hohen E^+ und der von ihnen abgegebenen Energie beim Übergang vom hohen E^+ zum niedrigen E^- Niveau.
Durch die Einstrahlung eines Hochfrequenzfeldes (elektromagnetische Wellenstrahlung) mit Lamorfrequenz ω_0 wird der Magnetisierungsvektor des Magnetfeldes aus seiner Gleichgewichts-Lage ausgelenkt. Dadurch wirkt auf die Magnetisierung ein Drehmoment, der eine Kippung um den Winkel θ bewirkt (s. auch Abb. 12.4, S. 262). Dieser Kippungswinkel θ kann mit Hilfe von senkrecht zum Objekt ausgerichteten Spulen gemessen werden, da die Kippung einen Stromfluss in diesen Spulen erzeugt. Dieses gemessene Signal sinkt exponentiell ab (freier Induktionsabfall). Mathematisch werden die Signale als Vektoren mit einer definierten Bewegung und Richtung beschrieben. Gemessen wird das Signal also in Spulen, die möglichst nah an dem zu messenden Objekt angebracht sein müssen, um ein möglichst gutes Signal-Rauschverhältnis zu gewährleisten. Unterschiedlichste Spulen sind zur Messung der verschiedensten Organe und Körperteile in Verwendung.

Merke: In der Magnetresonanztomographie dienen als Signalgeber vorwiegend Wasserstoffatome. Das Signal mit Hilfe von Spulen als Stromfluss gemessen, der durch longitudinale und transversale Änderungen der Magnetisierung in diesen Spulen durch Induktion erzeugt wird. Der Übergang zwischen den Energieleveln wird mit Hilfe eines von extern überlagerten Hochfrequenzpulses (elektromagnetische Wellenstrahlung) mit Resonanz-(Lamor-)Frequenz ausgelöst.

Selektive Anregungen

Zusätzlich werden zur Verbesserung der Ortsauflösung im MRT selektiv zusätzlich ortskodierte *Magnetfeldgradienten* (Gradientenfelder) angelegt. Sie dienen dazu, die Signale so zu kodieren, dass sie ortsbezogen ihrem räumlichen Ursprung zugeordnet werden können. Diese Gradientenfelder sind dem Hauptfeld B_0 aufgelagert und werden ihrer Ausrichtung entsprechend G_x, G_y und G_z bezeichnet. Wenn man in Schichtrichtung einen Gradien-

©R. Schulze, 2019

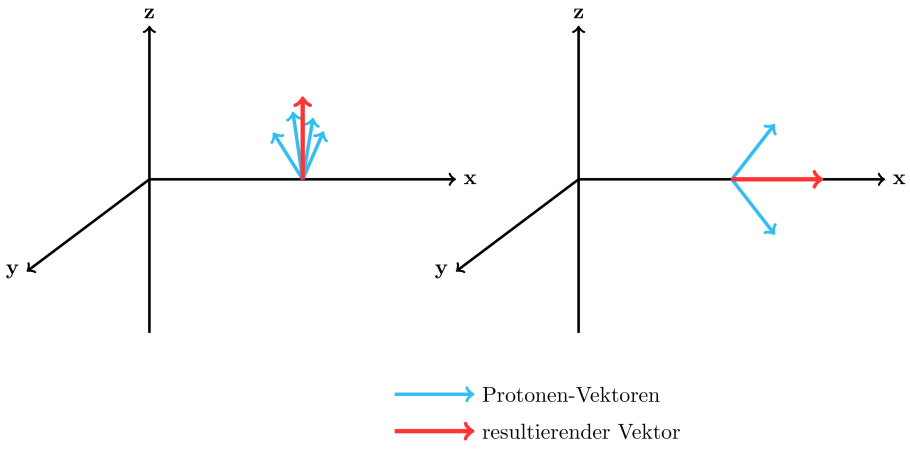


Abbildung 12.4: Darstellung der gemessenen Vektoren: im Grundzustand bei angelegtem Magnetfeld $\mathbf{B_0}$ präzessieren ($\approx$kreiseln) die Protonen in der $XY-$Ebene (linkes Bild). Durch Anlegen des Hochfrequenzpulses mit der *Lamorfrequenz* (=*Resonanzfrequenz*) ω_0 klappt ein bestimmter Anteil an Protonen in der $YZ-$Ebene nach unten, wodurch der resultierende Vektor sich um 90° dreht. Modifiziert aus: [Pabst, 2013]

ten anlegt, kann man mit dieser zusätzlichen Anregung eine Schicht (nahezu) beliebiger Dicke aus dem Bild selektiert werden (Schichtselektion). Zur selektiven Anregung einer bestimmten untersuchten Schicht wird mit Hilfe der Gradientenspulen das Hauptmagnetfeld in z-Richtung überlagert. Dadurch entsteht eine Inhomogenität und ein Gradient entlang der z-Richtung, wodurch die Lamor- (Resonanz-)Frequenzen sich ebenfalls in z-Richtung ändern. Mit Hilfe eines definierten Frequenzpulses kann somit eine Schicht quer zur Hauptachse angeregt und definiert gemessen werden. Dieselbe Technik findet Anwendung in den beiden anderen Gradientenrichtungen G_x and G_y, so dass sich insgesamt über *Phasenkodierung* und *Frequenzkodierung* jedem Element der gewählten Schicht eine exakte Phase und Frequenz zuordnen lässt. Dadurch sind die Ortskoordinaten festgelegt.

Zur genauen *Ortskodierung* benötigt man zusätzlich zum Z-Gradienten G_z noch die orthogonalen X-Gradienten G_x und Y-Gradienten G_x. Durch die zusätzlichen entsprechend angeordneten Spulen zur Detektion dieser X- und Y-Gradienten lässt sich in Kombination mit dem durch den Z-Gradienten G_z erzeugten Signal eine Matrix mit spezifischer Frequenz- und Phasenverschiebung an jedem Bildpunkt konstruieren, woraus dann das entsprechende Bild berechnet wird. Dieses Frequenzbild muss noch einer inversen Fouriertransformation unterzogen werden (s. Abschnitt 5.4, S. 104) um die Signale in den Ortsraum zu überführen und als Bild dargestellt.
Durch die Gradientenspulen werden innerhalb von Millisekunden Gradientenfelder auf- und wieder abgebaut. Hierbei kommt es zu sehr starken elektromagnetischen Kräften auf die Spulen, was wiederum zu den bekanntermaßen lauten ächzenden, knarrenden

©R. Schulze, 2019

Geräuschen führt, denen der Patient während der Anfertigung einer MRT-Aufnahme im Gerät ausgesetzt ist (Hörschutz!).

Relaxation

Nach Anregung durch den Hochfrequenzpuls nähert sich das Magnetfeld wieder seiner Ausgangsgleichgewichts-Lage an. Diesen Vorgang nennt man *Relaxation* Sowohl die longitudinale als auch die transversale Magnetisierung fallen in ihre Ausgangszustände zurück. Hierbei wird die longitudinale Relaxation als ***T1-Relaxation***, die transversale als ***T2-Relaxation***, die im Folgenden noch etwas näher beschrieben werden.
Betrachtet man die dipolartige Ausrichtung der Protonen im Magnetfeld, die, wie oben beschrieben in zwei entgegengesetzten Richtungen ausgerichtet sind, dann führt die Einstrahlung einer Lamorfrequenz ω_0 zu den besprochenen Energieübergängen. Dies bedeutet, man benötigt ein mit der Lamorfrequenz ω_0 schwingendes Magnetfeld $\mathbf{B_1}$, das orthogonal zum Magnetfeld $\mathbf{B_0}$ ausgerichtet ist.
Indem man die Zeitdauer (und manchmal auch die Amplitude) $\mathbf{B_1}$ ändert, können die magnetischen Momente der Protonen in verschiedene Winkel rotiert werden. Die meist genutzten Winkel sind 90° und 180°, wobei man dann auch von 90°− bzw. 180°−Pulsen spricht [Gossuin et al., 2010].

Nachdem einem 180°−Lamor-Frequenzpuls, der das Protonen-System aus dem Equilibrium gebracht hat, kehrt das System durch Übergänge zwischen den Energieleveln wieder in den Equilibrium-Zustand zurück. Dieser Vorgang ist zeitabhängig determiniert durch die physikalischen Interaktionen der Protonen mit ihrer Umgebung und wird, wie oben erklärt, als *Relaxation* bezeichnet. Die Rückkehr zum Equilibrium in z-Richtung des Systems (s. [Gossuin et al., 2010]) wird als z-Relaxation, oder auch *longitudinale Relaxationszeit* bezeichnet. Die zugehörige Zeitkonstante hierfür ist $\mathbf{T_1}$. $\mathbf{T_1}$ bezieht sich daher auf die Rückkehr des angeregten Systems in den Gleichgewichtszustand und ist stark von der vorhandenen Umgebung abhängig.

Nach einem 180°−Lamor-Frequenzpuls befindet sich das magnetische Feld in der orthogonalen Ebene zur $\mathbf{B_0}$−Ebene, die Relaxation wird daher *transversale Relaxation* genannt. Sie führt zu einer Dephasierung der Spins, was wiederum mit einer Verringerung der transversalen Magnetisierung einhergeht. Die zugehörige Zeitkonstante für die transversale Relaxation ist $\mathbf{T_2}$.

Wichtig:
Es gilt $\mathbf{T_2} < \mathbf{T_1}$.

Zusammenfassend entsteht das Signal im MRT durch kreisende Vektoren in der xy-Ebene in einem außen anliegenden Magnetfeld, die nach Anregung durch einen von Außen zugeführten elektromagnetischen Wellenpulses (in einer Frequenz, die der Resonanz-(Lamor-)Frequenz des Systems entspricht) wieder in ihre Ausgangssituation zurückkehren. Die dabei auftretenden Signale (vorwiegend an Wasserstoffatomen) werden in verschiede-

©R. Schulze, 2019

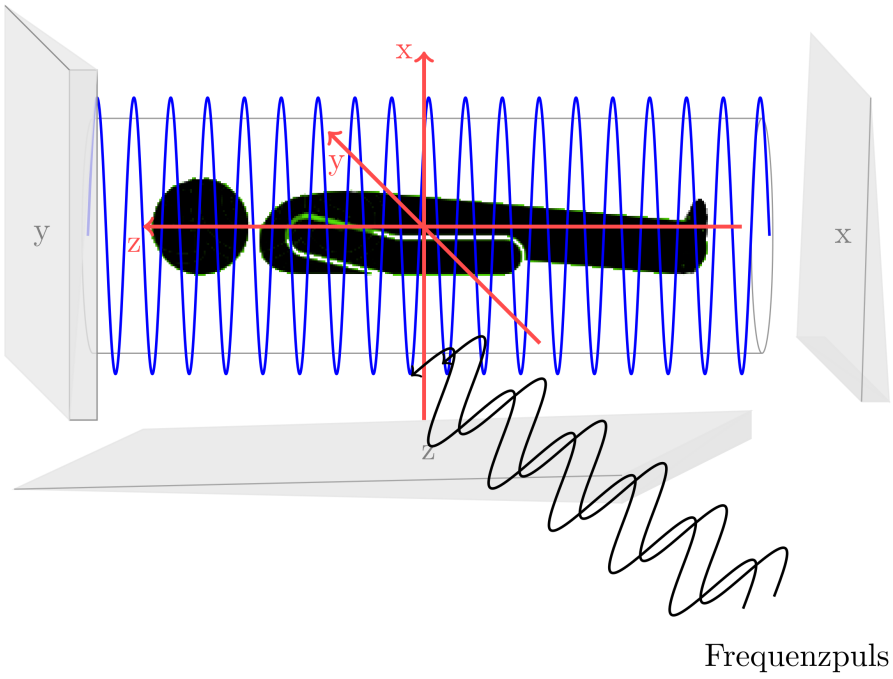


Abbildung 12.5: Skizze eines MRTs. Der Patient liegt in einer Röhre, die durch den Hauptmagneten (blaue Spule) eng umschlossen wird. Das Hauptmagnetfeld $\mathbf{B_0}$ richtet die Protonen im Patienten entsprechend der Achsen aus ("Equlibrium"). Durch externe Einstrahlung eines orthogonal dazu ausgerichteten Frequenzpuls (elektromagnetische Schwingung in Lamorfrequenz ω_0) gestört. Nach Abschalten des Frequenzpulses kehren die Protonen ins Equlibrium zurück (Relaxation), wobei es zwei unterschiedliche Relaxationen gibt: z-Relaxation, oder auch *longitudinale Relaxation:* T_1 sowie die *transversale Relaxation,* T_2. Diese werden wiederholt und in unterschiedlichen Zeiten gemessen. Zur zusätzlichen Ortskodierung der Protonen werden Gradientenfelder in z- (G_z), x- (G_x) und y- (G_y) Richtung angebracht, die somit in diese Richtungen verlaufende Magnetfeldgradienten erzeugen und damit eine selektive, ortsbezogene Zuordnung von Phase und Frequenz ermöglichen.

nen Zeitabständen und wiederholt gemessen, invers fouriertransformiert und ortskodiert als Graustufenbild ausgegeben.

12.2 MRT-Technik und -Anwendung

Der größte Bestandteil eines MRTs, der auch dessen Form vorgibt, ist der Hauptmagnet. Bei den konventionellen, geschlossenen (röhrenförmigen) MRTs ist dieser zylinderförmig um die Röhre angebracht. Mit dem Hauptmagnet wird ein möglichst homogenes Magnetfeld um den innerhalb der Röhre liegenden Patienten herum erzeugt. Neben der Feldhomogenität ist die erzeugte Feldstärke (in *Tesla* (**T**) gemessen) von großer Bedeutung, da bei größeren Feldstärken ein besseres Signal-Rauschverhältnis erreicht wird.

©R. Schulze, 2019

Die meisten MRT-Geräte verwenden derzeit Magnetfeldstärken zwischen 1,5 T und 3 T. Zum Vergleich: das Erdmagnetfeld hat eine Feldstärke von ca. 10μT. Sogenannte "Hochfeld-MRT-Geräte" mit deutlich höheren Magnetfeldstärken bis zum 7 Tesla (experimentell teilweise sogar bis zu 26 T!) befinden sich im Stadium der experimentellen Erprobung oder werden vereinzelt auch bereits klinisch angewandt. Je höher die Feldstärke, desto besser ist das Signal-Rausch-Verhältnis und der Signal-Rauschabstand (s. auch Abschnitt 6.0.4, S. 121). Allerdings steigen auch die potentiellen Gefahren durch verschiedene Wechselwirkungen mit den biologischen Geweben [ICNIRP, 2009].
MRT-Geräte sind meist als röhrenförmige Anlagen aufgebaut, in denen der Patient liegend positioniert wird. Auch sogenannte "offene" MRTs sind auf dem Markt, um das von vielen Patienten gefürchtete klaustrophobische Gefühl beim Anfertigen eines MRTs zu minimieren. Aus physikalischen Gründen ist es jedoch vorteilhaft, den Patienten, bzw. das abzubildende Körperteil, in eine möglichst enge Röhre zu platzieren, um sowohl das Magnetfeld entsprechend ortsgenau anzubringen, als auch um die Messungen der Signale körpernah durchführen zu können. Offene MRTs erzeugen niedrigere Magnetfeldstärken und nur einer geringe Feldhomogenität.
Die gemessene Signalstärke wird im MRT ebenfalls, wie auch beispielsweise in der CT (s. Kapitel 9.1, S. 209) oder DVT (s. Kapitel 9.1, S. 209) beschrieben, (nach inverser Fouriertransformation) als Grauwerte kodiert. Allerdings werden hier keine auf die Gewebe kalibrierten absoluten Grauwerte verwendet, sondern lediglich relativ willkürliche, relative Grauwerte. Man kann also nicht von einem MRT-Grauwert direkt auf ein bestimmtes Gewebe schließen. Aus diesem Grund werden die Signale auch wie folgt bezeichnet:

- **hyperintens** ➡ signalstärker als normal bzw. als das umgebende Gewebe,
- **isointens** ➡ gleich wie umgebendes Gewebe (bzw. wie ein normalerweise erwarteter Intensitätswert),
- **hypointens** ➡ signalärmer als normal bzw. als das umgebende Gewebe.

Unterschiedliche Gewebe stellen sich charakteristisch unterschiedlich in den verschiedenen Sequenzen dar (Tab. 12.2, Abb. 12.7 S. 268). Im Gewebe liegt $\mathbf{T_1}$ üblicherweise zwischen 200 ms und 2000 ms, allerdings abhängig von der Magnetfeldstärke $\mathbf{B_0}$. $\mathbf{T_2}$ der Wasserstoffatome im Gewebe schwankt bei den üblichen Magnetfeldstärken im Normalfall ca. zwischen 20 ms und 300 ms. Ein hohes Signal in der T1-Sequenz weisen lediglich Fett, Gadolinium, Hämorrhagien (ca. 1 bis 4 Wochen alt), Melanin sowie ein hoher Proteingehalt des Gewebes auf. Ein Beispiel für ein typisches T2-gewichtetes MRT des Hirnschädels ist in Abb. 12.6 (S. 266) dargestellt. Grundsätzlich kann man sagen, dass bei einem MRT durch Anwendung unterschiedlicher Sequenzen eine Differenzierung zwischen entzündlichen, nicht-entzündlichen und tumorösen Weichgeweben möglich ist.
Um ein MRT-Bild zu erzeugen, muss die entsprechende Schicht mehrmals angeregt und natürlich auch gemessen werden. Hierbei sind noch zwei wichtige Abkürzungen (TR und TE) zu erklären, die den Bildkontrast bestimmen. Ein MRT-Signal (eine gewählte Schicht) wird nicht nur einfach, sondern vielfach (häufig z. B. 265mal!) hintereinander aufgenommen, um ein möglichst signalreiches Bild mit wenig Artefakten zu erhalten. Die Zeit zwischen den Einzelangregungen, d.h. zwei Anregungspulsen wird daher als *Repetitionszeit*

©R. Schulze, 2019

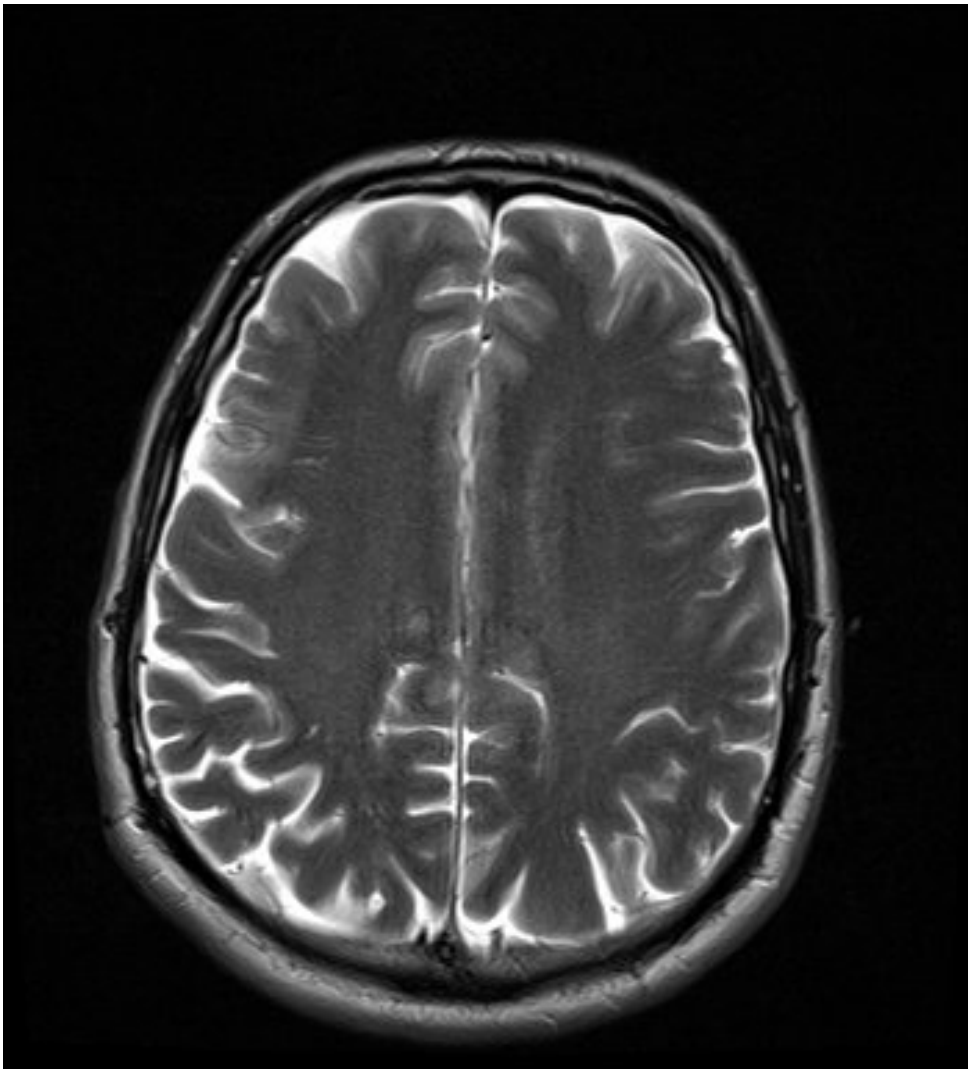


Abbildung 12.6: Axiales MRT (T2-gewichtet) des Hirnschädels

©R. Schulze, 2019

Substanz	T1-Darstellung	T2-Darstellung
Wasser	dunkel	hell
Fett	hell	mittel bis dunkel
Knochen	dunkel	dunkel
Fibröses Gewebe	dunkel	dunkel
Desoxihämoglobin	mittel bis dunkel	dunkel
Methhämoglobin		
➡ intrazellulär	mittel bis hell	dunkel
➡ extrazellulär	hell	hell
Hämosiderin	mittel bis dunkel	dunkel
Gadolinium	hell	mittel

Tabelle 12.2: T1/T2-Darstellung typischer Gewebe in der MRT

(TR) bezeichnet. Je kürzer TR, desto weniger Zeit wird dem System für die T1-Relaxation gegeben. Da, wie oben beschrieben, unterschiedliche Gewebe unterschiedliche Relaxationszeiten aufweisen, kann durch die Wahl der als *Repetitionszeit TR* auch die Signalintensität verschiedener Gewebe determiniert werden. Die *Echozeit* **(TE)** beschreibt das Zeitintervall zwischen Anregung und Messung des Signals. Diese kann im Prinzip frei gewählt werden, allerdings ist sie natürlich abhängig von den oben beschriebenen Relaxationseffekten. Eine sehr kurze *Echozeit* (TE < T2) führt daher naturgemäß zu einer nur geringen **T2-Gewichtung** des MRT-Bildes, eine längere (TE ≈ T2) hingegen zu einer starken **T2-Gewichtung**. Längere Echozeiten (TE > T2) führen daher zu vermehrter Messung der **T1-Relaxation**, d.h. zu einem **T1-gewichteten MRT**.

Der Signalreichtum einer MRT-Schicht wird also durch T1-Gewichtung (über die Repetitionszeit, TR) und die T2-Gewichtung (über die Echozeit, TE) determiniert. Ein **TR-gewichtetes MRT** zeigt daher die **T1-gewichteten Signale**, während ein **TE-gewichtetes MRT** die entsprechenden **T2-gewichteten Signale** darstellt (s. Tabelle 12.2, S. 267). Als *MRT-Sequenzen* bezeichnet man unterschiedliche elektromagnetische Pulssequenzen, die als vorauszuwählende Programme in einem MRT-Gerät abrufbar sind. Eine Sequenz besteht dabei aus einer Abfolge an Radiofrequenz- und Gradienten-Pulsen, die während einer Sequenz auch mehrfach wiederholt werden können. So lassen sich mit bestimmten Sequenzen bestimmte Gewebe oder Zustände darstellen. Zu den häufig angewandten Standard-Sequenzen zählen:

- SE (Spin-Echo)
- SE_{fs} (Spin-Echo fat saturation): SE mit Fettsättigung
- TSE (Turbo Spin-Echo):

©R. Schulze, 2019

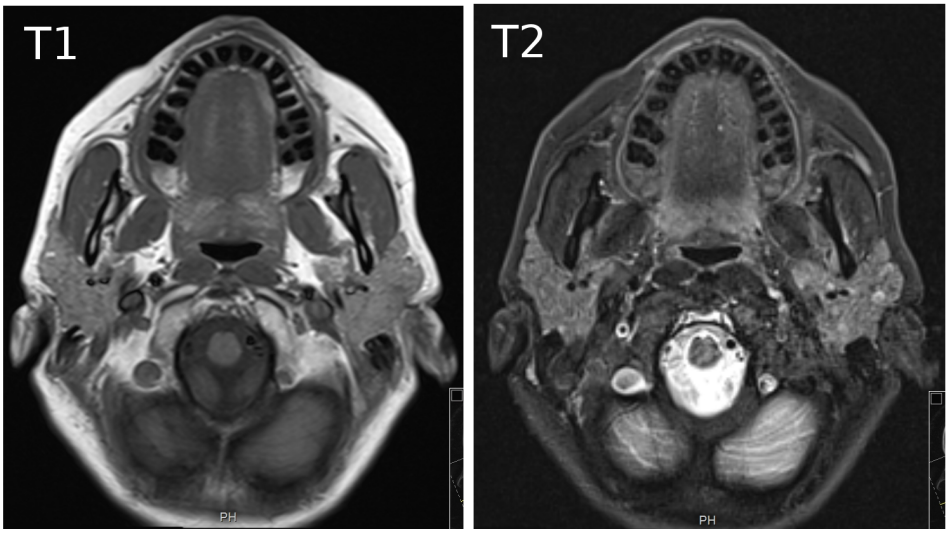


Abbildung 12.7: Axialer Schnitt durch den Schädel auf Höhe des Oberkiefers. Linkes Bild T1-Gewichtung, rechts T2-Gewichtung

- FLAIR (Fluid Attenuated Inversion Recovery): Wassersättigung
- GRE (Gradient-Echo)

Hinzu kommen noch spezielle Sequenzen, wie beispielsweise "Diffusion Tensor Imaging" (DTI) etc. etc. Insgesamt gibt es eine extrem große Vielfalt unterschiedlichster Sequenzen, wobei auch immer wieder neue hinzukommen. Die unterschiedlichen Anwendungsmöglichkeiten der grundlegenden Bildgebungscharakteristiken in der Magnetresonantomographie sind ein weiterhin sehr aktives Forschungs- und Entwicklungsgebiet, so dass für diese komplexe Bildgebung in der (nahen) Zukunft noch weitere hochinteressante Anwendungen hinzukommen werden (s. auch Kapitel 15, S. 305).

12.2.1 Kontrastmittel in der MRT

Häufig werden in der MRT Kontrastmittel verwendet. Deren Signal wird nicht direkt gemessen, vielmehr beeinflussen die Kontrastmittel die T1- bzw. T2-Relaxationszeit der Protonen in ihrer Umgebung. Kontrastmittel werden daher in der MRT zunehmend häufiger eingesetzt, um die nativen T1-/T2-Signale verschiedener Gewebe bei bestimmten pathologischen Veränderungen besser differenzieren zu können. Grundsätzlich ist der T1-/T2-Kontrast von Wasserstoffatomen im Gewebe im nativen MRT (nativ: natürlich, ohne Kontrastmittel) der limitierende Faktor. Aus diesem Grund werden Kontrastmittel zunehmend eingesetzt, um den Gewebekontrast zu erhöhen und damit beispielsweise gesunde von pathologischen Strukturen besser unterscheiden zu können. Das Element **Gadolinium** (Gd, Ordnungszahl: 64) aus der Gruppe der Lanthanoide ist das zumindest in der Vergangenheit am häufigsten verwendete MRT-Kontrastmittel. Es zählt zu den Metallen der seltenen Erden. Gadolinium verkürzt sowohl T1 als auch T2 der Protonen, d.h. in den Geweben,

©R. Schulze, 2019

in denen es akkumuliert. In seiner dreiwertigen Form Gd^{3+} ist ein paramagnetisches Element. Als solches magnetisiert es sich in einem äußeren magnetischen Feld so, dass es das Magnetfeld in seinem Inneren verstärkt. In Geweben, in denen es sich anreichert, wird die T1-Relaxationszeit drastisch verkürzt. Damit ändert es die Signalintensitäten dieser Gewebe, was wiederum den Kontrast dieser Gewebe zur Umgebung verstärken kann. Da Gadolinium toxisch ist, muss seine Anwendung am Menschen eingebunden in einen Chelatkomplex erfolgen. Dennoch sind gerade in letzter Zeit vermehrt Diskussionen hinsichtlich der Toxizität aufgekommen [Rogosnitzky and Branch, 2016]. Andere Lanthanoide (z. B. Europium, Cer, Holmium, Ytterbium) sind ebenso paramagnetisch und eignen sich daher im Prinzip ebenfalls, in chelatgebundener Form, als MRT-Kontrastmittel [Strijkers et al., 2007]. Eisenoxide verkürzen die T2-Relaxationszeit und werden vorwiegend in der Leberdiagnostik eingesetzt. Eine recht neue Gruppe an Kontrastmittel stellen die sog. "Chemical Exchange Saturation Transfer (CEST)" Agentien dar. Diese können mit austauschbaren Protonen bei determinierter Absorptionsfrequenz gesättigte Magnetisierung zusätzlich zum Protonensignal transferieren. Der große Vorteil dieser CEST-Kontrastmittel ist, dass sie an- und abgeschaltet werden können und dass es mit ihnen möglich ist, unterschiedliche Komponenten eines CEST-Kontrastmittels in einem Objekt durch durch ihre spezifisch unterschiedlichen Absorptions-Frequenzen zu visualisieren [Strijkers et al., 2007].

12.3 Anwendungsgebiete der MRT in der Zahnheilkunde

Auf Grund der Signalgebung eignet sich die MRT-Bildgebung vorwiegend für Strukturen, die einen hohen Anteil an Wasserstoffatomen aufweisen. Dies ist naturgemäß im Weichgewebe der Fall. Aus demselben Grund eignet sich das MRT nur sekundär für die Hartgewebsdiagnostik, auf Grund des dort geringen Wasserstoffgehalts. Das beispielsweise von kortikalem Knochen induzierte Signal im MRT ist sehr gering. Häufig werden signalarme (dunkle) Bereiche nur durch indirekte Darstellung im Vergleich zu umgebenden (signalreichen = hellen) Strukturen erkennbar. Für temporomandibuläre Dysfunktionen, in denen der Discus articularis und dessen Position häufig eine wesentliche Rolle spielen, ist die MRT-Diagnostik gut etabliert [Boeddinghaus and Whyte, 2008, Lewis et al., 2008]. Für die bildgebende Diagnostik der weichgeweblichen Strukturen im Kiefergelenk stellt das MRT die Methode der Wahl dar [Petersson, 2010] (s. Abb. 12.8, S. 270). Vergleicht man das MRT mit der DVT (Kap. 9.2, S. 223), so scheint die MRT für die hartgewebliche Diagnostik des Kiefergelenkes eine hohe Sensitivität bei jedoch nur relativ geringer Spezifität aufzuweisen [Alkhader et al., 2010]. Während die Sensitivität eines MRT zur Erkennung von Diskusperforationen eher gering zu sein scheint [Liu et al., 2010], können die wesentlich häufigeren Diskusverlagerungen gut mittels MRT diagnostiziert werden [Tomas et al., 2006]. Hierfür wird normalerweise die T1-Sequenz verwendet. T2-gewichtete Sequenzen sind hilfreich bei der Erkennung von degenerativen, peri-artikulären Veränderungen sowie bei vorliegendem Gelenkerguß. Es wurden auch Hinweise gefunden, dass Kontrastanhebung in T2 positiv mit Kiefergelenk-Schmerzen zu korrelieren scheint [Farina et al., 2009]. Dies könnte auf das Vorhandensein einer begleitenden entzündlichen Reaktion zurückgeführt werden. Zur Darstellung der Mundöffnungsbewegung während der Mundöffnung wurde 1993 das sog.

©R. Schulze, 2019



Abbildung 12.8: T1-Sequenz eines normalen Kiefergelenks. Aufnahme: PD Dr. Dirk Schulze, Freiburg

©R. Schulze, 2019

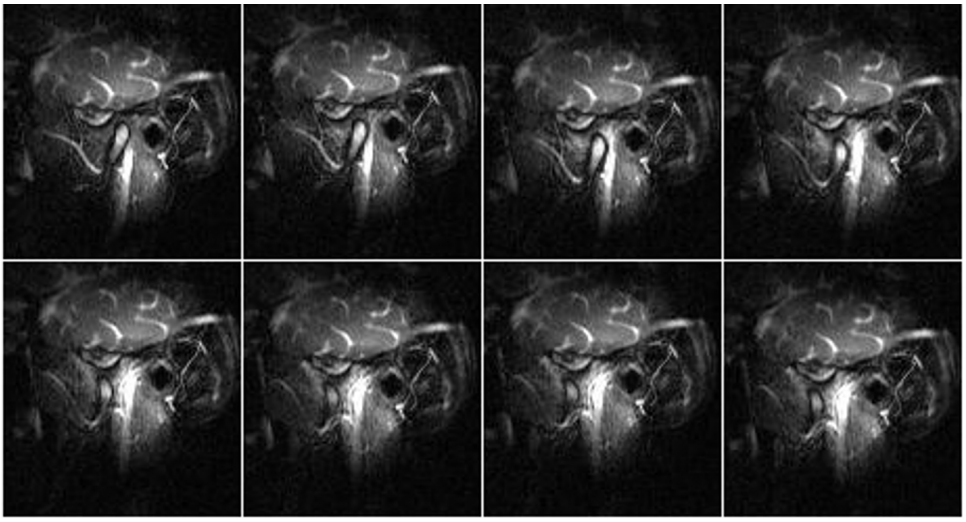


Abbildung 12.9: Einzelbilder einer pseudodynamischen MRTs der Öffnungsbewegung des Kiefergelenkes in T1-Sequenz. Aufnahmen: PD Dr. Dirk Schulze, Freiburg

pseudodynamische MRT von Chen und Buckwalter eingeführt [Chen and Buckwalter, 1993]. Hierbei wurde ein hydraulisch gesteuerter, mechanischer Mundöffner beim Patienten eingebracht und es wurden 14 sequentielle MRT-(T1-)Aufnahmen in inkrementellen Schritten der Mundöffnung angefertigt. Dies ermöglichte eine diskretisierte, pseudodynamische Darstellung der Mundöffnungsbewegung [Chen and Buckwalter, 1993].

Das Verfahren wird in ähnlicher, leicht abgewandelter Technik nach wie vor verwendet, z. B. um die Diskusposition in der Dynamik zu ermitteln (s. Abb. 12.9, S. 271). In jüngster Zeit haben sich technische Neuentwicklungen ergeben, die eine wirklich dynamische Bewegungsaufnahme ermöglichen: fast low-angle shot MRI (FLASH MRT) [Zhang et al., 2010]. Die Autoren haben gezeigt, dass eine dynamische Aufnahme der Kiefergelenkbewegung mit FLASH MRT möglich ist [Zhang et al., 2010]. Da der FLASH-Ansatz auf hocheffizienter Daten-Abtastung und -Prozessierung basiert, kann er im Nachhinein durch entsprechende Software-Lösungen in bestehende MRT-Geräte integriert werden und stellt somit eine vielversprechende Neuentwicklung der MRT-Bildgebung für diese diagnostische Anforderung aus der Zahnheilkunde dar. Auch ein weiterer, ebenfalls relativ neuer, technischer Ansatz scheint für die zahnmedizinische Bildgebung ebenfalls gut geeignet zu sein: Diffusion Tensor Imaging (DTI-MRT oder auch DT-MRT) [Le Bihan et al., 2001]. Hierbei wird die Bewegung von beispielsweise Wassermolekülen gemessen. Das Effekt, der bei der Diffusionsmessung gemessen wird, reflektiert, auf statistischer Basis, den Anteil von sich (durch Diffusionseffekte) verlagernden Wassermolekülen an allen Wassermolekülen, die in einem MRT-Voxel vorhanden sind. Ein Tensor ist, mathematisch unpräzise formuliert, eine *mehrdimensionale Matrix*. Der Begriff kommt ursprünglich aus der Physik zu Beschreibung von linearen Zusammenhängen höherdimensionaler Natur. DT-MRT basiert auf der Berechnung des Diffusionskoeffizienten und ist damit eine tatsächlich quantitative Bildgebungs-Methode. Dies bedeutet, dass die ermittelten Diffusionskoeffizienten die tatsächlichen Gewebeeigenschaften im Sinne des Nachweises zufallsbasierter translationa-

©R. Schulze, 2019

ler Bewegungen der untersuchten (Wasser-)Moleküle repräsentieren [Le Bihan et al., 2001]. Erste in vitro-Ergebnisse mit einem Hochfeld-MRT deuten darauf hin, dass DT-MRT potentiell geeignet zu sein scheint, frühe strukturelle Veränderungen des Discus articularis zu erkennen [Benavides et al., 2009].
Auch außerhalb der Kiefergelenkregion gibt es Fragestellungen, wofür das MRT in der zahnmedizinischen Bildgebung geeignet zu sein scheint. So wurde bereits Ende der 1990er Jahre gezeigt, dass das MRT durchaus auch zur Darstellung dentoalveolärer Strukturen verwendet werden kann [Nasel et al., 1998, Gahleitner et al., 1999]. Im Bereich der Implantologie im Unterkiefer erscheint im Vergleich zur CT vorteilhaft, dass das Gefäß-Nervenbündel in der MRT direkt dargestellt werden kann, während in der CT (oder DVT) lediglich die knöchernen Begrenzungen des Canalis mandibularis erkannt werden können [Gahleitner et al., 1999]. Nachteilig wirken sich jedoch auch bei dieser Art der Bildgebung die bekannten Artefakte durch metallische Gegenstände [Yitta et al., 2013] in der Nähe der abzubildenden Region aus, beispielsweise auch an zahnärztlichen Implantaten [Koch et al., 2010]. Die Anwendung moderner räumlicher Kodierungsalgorithmen scheint jedoch bei Letzteren das Potential zu haben, mittelfristig eine klinisch akzeptable Bildqualität, auch in der unmittelbaren Umgebung derartiger Implantate, erzeugen zu können [Koch et al., 2010].

©R. Schulze, 2019

13 Strahlenschutz

Ist man sich bewusst, dass man bei der Anwendung ionisierender Strahlung, wie sie die Röntgenstrahlung darstellt, potentiell schädigend auf das geröntgte Individuum (den Patienten) wirkt, dann wird einem schnell klar, dass dem *Strahlenschutz* eine ganz essentielle Bedeutung zukommt. Das Schädigungspotential ionisierender Strahlung nach heutigem Kenntnisstand wurde ausführlich in Kapitel 3, S. 41 diskutiert, der Strahlenschutz als Schlagwort vielfach in diesem Buch angesprochen. Dieses Kapitel soll jetzt ausführlich die vielfältigen Möglichkeiten zum Strahlenschutz in der Anwendung von Röntgenstrahlung im Rahmen der (zahn)medizinischen Diagnostik erläutern.

13.1 Gundlegende Erwägungen zum Strahlenschutz

Die potentiell schädlichen Mechanismen, die durch Exposition mit ionisierender Strahlungen verursacht werden, wurden bereits relativ kurz nach Entdeckung der Röntgenstrahlung (Kapitel 1, S. 15) evident. Nach den Atombombenabwürfen im zweiten Weltkrieg in Hiroshima und Nagasaki wurden die verheerenden langfristigen Auswirkungen der ionisierenden Strahlen auf die Überlebenden in diesen Regionen nach und nach bekannt. Vor allem in den für die Atombombenabwürfe verantwortlichen USA begannen unter diesen Eindrücken eine verstärkte Forschungstätigkeit und Datenauswertung hinsichtlich des Schädigungspotentials ionisierender Strahlung. Nicht weniger wichtig waren die Entwicklung von Schutzmaßnahmen und Schutzprinzipien. Es wird der US-amerikanischen Atomic Energy Commission (AEC) zugeschrieben, in diesem Zusammenhang das sog. *ALARA*-Prinzip offiziell eingeführt zu haben. ALARA bedeutet "as low as reasonably achievable", auf Deutsch etwa "so wenig, wie sinnvoll erreichbar". Das Prinzip hat sich über viele Jahre aus ähnlichen Grundsätzen entwickelt und soll sagen, dass man mit so wenig Dosis an ionisierender Röntgenstrahlung arbeiten soll, wie es für die Klärung der Fragestellung sinnvoll ist. Dieses an sich sehr logische Prinzip wird leider dennoch in der praktischen Anwendung nicht immer umgesetzt, was man auch an der Mahnung bekannter Autoren auch in der Zahnheilkunde ablesen kann [Farman, 2005]. Letzteres liegt häufig daran, dass in der routinemäßigen Anwendung im Angesicht der faszinierenden technischen Möglichkeiten häufig nicht die für die Fragestellung ausreichende Technik/Einstellung angewandt wird, sondern eine, die ein vermeintlich "besseres", weil "schöneres" Bild liefert. Gerade bei den strahlenintensiven 3D-Geräten hat sich dies als ein treibender Faktor erwiesen. Die medizinisch verursachte Dosis an ionisierender Strahlung ist seit vielen Jahren in den entwickelten Ländern die größte, durch Menschen verursachte Dosis für die Bevölkerung. Insbesondere die stetige Zunahme der dosisintensiven CT hat zu einer drastischen Dosiszunahme sowohl für den Einzelnen als auch für die Bevölkerung geführt [EuropeanCommission, 2008]. Kürzlich neu eingeführt, wurde das Akronym ALADA ("As low as diagnostically

acceptable") [White et al., 2014]. Dies bedeutet, die Dosis so niedrig einzustellen, dass das Bildergebnis für die gewünschte Fragestellung diagnostisch ausreichend ist. Damit stellt ALADA einen direkten Zusammenhang zwischen Dosis und diagnostischer Fragestellung her und bildet somit die eigentliche indikationsbezogene Strahlenschutz-Intention besser ab, als dies der bisher verbreitete Begriff "ALARA" kann.
Auf Grund der über viele Jahre bereits bekannten kontinuierlichen Zunahme von Röntgenaufnahmen, vor allem in entwickelten Ländern wurde von der ICRP das Prinzip der *Rechtfertigung* eingeführt [International Commission on Radiological Protection ICRP, 1991] (s. auch Abschnitt 13.2, 275). Es wurde entwickelt, um einer ausufernden Anwendung von medizinischer Röntgendiagnostik einen juristischen Riegel vorzuschieben. Die rechtliche Verankerung dieses Prinzips wird im nächsten Kapitel 14, S. 283 noch näher erläutert. Grundsätzlich besagt das Prinzip der Rechtfertigung, dass jede Art der Anwendung von Röntgenstrahlen durch eine angemessene Kosten/Nutzen-Relation gerechtfertigt sein muss. Unter Kosten sind hier die potentiellen nachteiligen Wirkungen zu verstehen. In Paragraph 83 des Strahlenschutzgesetzes heißt es bzgl. der Anwendung in der Medizin allgemein: "Die Anwendung muss einen hinreichenden Nutzen erbringen. Bei der Bewertung, ob die Anwendung einen hinreichenden Nutzen erbringt, ist ihr Gesamtpotential an diagnostischem oder therapeutischem Nutzen, einschließlich des unmittelbaren gesundheitlichen Nutzens für den Einzelnen und des Nutzens für die Gesellschaft, gegen die von der Exposition möglicherweise verursachte Schädigung des Einzelnen abzuwägen " [Bundesregierung BRD, 2017].
Auch dieses Prinzip erscheint bereits auf den ersten Blick sinnvoll, was sich bei näherer Betrachtung auch bewahrheitet. Hintergrund für die Einführung des Rechtfertigungsprinzips war die Tatsache, dass man über die letzten Jahrzehnte feststellen konnte, dass mehr verfügbare Röntgengeräte und -Techniken auch mehr Aufnahmen nach sich ziehen. Dies erscheint logisch, jedoch ergeben sich bisher keinerlei Hinweise, dass die deutlich zu verzeichnende Dosiszunahme in Deutschland in den letzten 15 Jahren [Bundesamt für Strahlenschutz, 2009] irgendeinen gesundheitlichen Nutzen für einzelne oder die Gesamtbevölkerung erbracht hat. Nach einem Bericht der European Commission [EuropeanCommission, 2008] ist die durch Röntgenaufnahmen verursachte Dosis in Deutschland im europäischen Vergleich am oberen Ende angesiedelt. Zudem ist sie für die einzelne Aufnahme, insbesondere bei CT-Untersuchungen, meist höher als in allen anderen europäischen Vergleichsländern [EuropeanCommission, 2008]. Interessant ist auch, insbesondere für Deutschland, dass in Ländern, in denen "Selbstüberweisungen" in vielen Teilgebiets-Radiologiefachgruppen (so auch in der Zahnheilkunde!) üblich sind, die Anzahl an Röntgenaufnahmen deutlich höher ist, als wenn man hierzu zum Radiologen überweisen muss [EuropeanCommission, 2008]. Dies gilt insbesondere in privaten Praxen [EuropeanCommission, 2008].

©R. Schulze, 2019

Wichtige Hintergrundinformation

Vor dem Hintergrund der pro Person seit mehr als 15 Jahren nachweislich immer weiter ansteigenden Dosis ionisierender Strahlung durch die medizinische Röntgendiagnostik stellt die wichtigste Maßnahme zum Strahlenschutz die korrekte und überlegte Anwendung der *Rechtfertigenden Indikation* dar. Denn jede nicht durchgeführte Röntgenaufnahme entspricht 100% Dosisersparnis für den Patienten!

Ein dezidiertes, individuell auf den Fall und Patienten bezogenes Abwägen des Für und Wider einer Röntgenaufnahme wird daher vom Gesetzgeber von jedem, der Röntgenaufnahmen anfertigt, verlangt. Dies ist im Sinne des Strahlenschutzes eine sehr sinnvolle Regelung für die Patienten, um Automatismen im Arbeitsablauf mit quasi "automatischer" Anforderung von Röntgenaufnahmen vorzubeugen. Auch rein ökonomische Gründe für die Anfertigung von Röntgenaufnahmen, wie sie insbesondere bei sogenannten "Selbstüberweisungen" vorliegen, sollen damit, soweit wie möglich, zurückgedrängt werden.
Neben dieser generellen Überlegungen, die als Grundlage zum Strahlenschutz bei medizinischen Röntgenuntersuchungen etabliert wurden, gibt es noch weitere prinzipielle Ansätze, die ebenfalls dem Strahlenschutz dienen. Eine sinnvolle Regelung des Betriebsablaufes, der Einsatz von gut ausgebildetem Personal, das in ausreichender Anzahl vorhanden ist, von auf dem aktuellen technischen Stand befindlichen Röntgenanlagen, Schutzvorrichtungen (s. auch Abschnitt 13.3, S. 276) sowie auch die Verwendung hochempfindlicher Detektoren, bilden ein Grundgerüst für eine strahlenschutzorientierte Anwendung von Röntgenstrahlung. In den folgenden Abschnitten werden Grundprinzipien sowie spezielle Möglichkeiten des Strahlenschutzes durch bauliche Maßnahmen (Abschnitt 13.3), Strahlenschutzmaßnahmen bei den Aufnahmen am Patienten (Abschnitt 13.4, S. 277) sowie technischer Einrichtungen an den Röntgengeräten selbst (Abschnitt 13.5, S. 280) erläutert.

13.2 Grundprinzipien des Strahlenschutzes

Der Strahlenschutz im Zusammenhang mit (zahn-)medizinischer Exposition mit ionisierender Strahlung basiert entsprechend internationaler fundamentaler Sicherheits-Prinzipien [International Atomic Energy Agency IAEA, 2006] auf den folgenden drei Grundprinzipien [International Atomic Energy Agency IAEA, 2006, 2018] (Abb 13.1):

- Rechtfertigung ("justification")
- Optimierung ("optimization")
- Anwendung von Dosisbegrenzung ("application of dose limits")

©R. Schulze, 2019

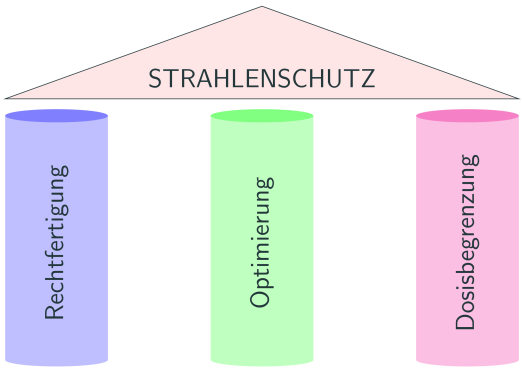


Abbildung 13.1: Die drei, international anerkannten, fundamentalen Säulen des Strahlenschutzes

Merke

Der Strahlenschutz beruht beim (zahn)medizinischen Röntgen auf den folgenden drei Grundpfeilern:

Das **Rechtfertigungsprinzip** ist bereits oben (Abschnitt 13.1, S. 273) kurz angesprochen besprochen worden und bedeutet, dass die Grundbedingung der Anwendung ionisierender Strahlung in der (Zahn-)Medizin darin besteht, dass der Nutzen der Anwendung für das Individuum, an der die Strahlung angewandt wird oder für die Allgemeinheit höher ist, als das potentielle Risiko durch die Anwendung.

Unter **Optimierung** versteht man in diesem Zusammenhang, dass unter den üblichen Anwendungsbedingungen die bestmöglichen Schutz- und Sicherheitsmaßnahmen Anwendung finden, so dass die insgesamte Strahlendosis sowie die Anzahl an Individuen, an denen Strahlung angewandt wird, so niedrig wie möglich gehalten wird. In der diagnostischen Anwendung, also in dem Bereich in der in der Zahnheilkunde Röntgenstrahlung zur Bildgebung verwendet wird, bedeutet dies eine soweit reduzierte Strahlendosis, dass die Fragestellung damit beantwortet werden kann. Der bereits oben eingeführte Begriff ALARA (s. Abschnitt 13.1, S. 273) bildet diesen Grundsatz implizit ab.

Das **Prinzip von Dosisbegrenzung** bezieht sich auf die Behandlung (Bestrahlung) von Patienten sowie auf die Exposition beruflich strahlenexponierter Personen.

13.3 Baulicher Strahlenschutz

Der bauliche Strahlenschutz bei der Planung und Aufstellung von Röntgengeräten in der Medizin folgt den Vorgaben der Norm DIN 6812:2013-06 [Deutsches Institut für Normung,

©R. Schulze, 2019

2013a], in der die medizinische Röntgenanlagen bis zu einer maximalen Röhrenspannung von 300kV geregelt sind. Zusätzlich gelten die Vorschriften nach DIN EN 61331-1:2006-08 [Deutsches Institut für Normung, 2002], in welcher die technischen Vorschriften bzgl. der Schwächungseigenschaften (Absorptionseigenschaften) von bestimmten verwendeten Baumaterialen beschrieben sind. Eine für die Charakterisierung der Schwächungseigenschaften von Materialien definierte Größe ist der sog. *Bleigleichwert*. Dieser ist definiert als die Schwächungseigenschaft eines Materials, welches der Absorption einer durch Blei einer bestimmten Dicke entspricht. Ein Material mit einem *Bleigleichwert* von beispielsweise 0,5 mm absorbiert also soviel Röntgenstrahlung wie eine Bleifolie von 0,5 mm Dicke.

Für den baulichen Strahlenschutz gelten die drei "A" als wichtige Grundsätze:

- **A**bschirmung
- **A**bstandhaltung
- **A**ufenthaltsbegrenzung

Bezüglich der Abschirmung gilt: während sich Alphastrahlung z. B. bereits durch ein Blatt Papier (oder die oberste Hautschicht abhalten lässt), müssen zur Abschwächung von Röntgenstrahlung größere Schichtdichten verwendet werden. Grundsätzlich gilt (s. auch Kapitel 2.4, S. 32), umso dichter ein Material ist (und umso höher die Ordnungszahl ist), umso besser schirmt es Röntgenstrahlung ab. Bei identischer Dichte (und Ordnungszahl) schirmt ein dickeres Material (d. h. eine größere Materialdimension in Strahlengangsrichtung) selbstverständlich auch mehr Strahlung ab. Da Blei als Schwermetall eine hohe Dichte aufweist und zudem eine hohe Ordnungszahl hat (82) und zudem nicht allzu teuer ist, wird es als Abschirmungsmaterial sehr häufig verwendet. Daher wurde es auch als Referenzmaterial für den Bleigleichwert (s. o.) herangezogen. In Tab. 13.1 aus [Deutsches Institut für Normung, 2013a] sind die notwendigen Blei-Schichtdicken gegen Nutzstrahlung für ein 90kV-Röntgengerät angegeben. Die dort genannten Kilovoltzahlen und Umgebungsbedingungen können beispielsweise bei einem DVT-Gerät durchaus erreicht werden.

Zusätzlich wird nach Möglichkeit der Kontrollbereich (Strahlenschutzbereiche s. Kapitel 14, S. 283) baulich vom sonstigen Arbeitsbereich abgetrennt. In jedem Fall ist der Kontrollbereich als solcher zu kennzeichnen. Bei dentalen Tubusgeräten und auch bei Panoramschichtröntgengeräten (dies gilt ebenso für die integrierten Fernröntgen-Stative) kann durch eine entsprechende Abstandhaltung der Auslöseschalters von $\geq$1,5 m ohne weitere bauliche Maßnahmen, die Aufnahme ausgelöst werden [Bundesregierung BRD, 2009]. Alternativ müssen entweder ortsveränderliche Schutzeinrichtungen oder eine ausreichende bautechnische Abschirmung vorhanden sein [Bundesregierung BRD, 2009] (s. auch Abb. 13.2, S. 279).

13.4 Strahlenschutzmaßnahmen bei der Röntgenaufnahme

Wenn die Entscheidung für eine Röntgenaufnahme am Patienten durch den fachkundigen (Zahn)arzt gefallen ist, tragen verschiedene Maßnahmen zum Strahlenschutz des Pati-

©R. Schulze, 2019

Abstand zwischen Brennfleck und zu schützendem Arbeitsplatz [m]	Bleischichtdicke [mm]		
	Kategorie I	Kategorie II	Kategorie III
1,5	3,25	2,50	2,50
2,0	3,00	2,50	2,25
2,5	3,00	2,25	2,00
3,0	2,75	2,00	2,00
3,5	2,75	2,00	1,75
4,0	2,50	1,75	1,75
5,0	2,25	1,75	1,50
6,0	2,25	1,50	1,50
10	1,75	1,25	1,0

Tabelle 13.1: Auszug aus DIN 6812 [Deutsches Institut für Normung, 2013a], Bleischichtdicken gegen NUTZSTRAHLUNG bei Aufnahmebetrieb (90 kV,W = 400 mA min/Woche (= 24 000 mAs/Woche)).

enten bei. Zum einen wird dem Patienten in aller Regel vor der Aufnahme Schutzkleidung angezogen, die nicht von der Nutzstrahlung potentiell getroffene Körperteile vor der Röntgenstrahlung schützen soll. Hierfür werden Bleischürzen, oder für intraorale Aufnahmen, auch ein Thyroideaschutz verwendet (Abb. 13.3, S. 280).

Bei der Anwendung für die Panoramaschichtaufnahme (s. Kapitel 8.0.2, S. 159) ist darauf zu achten, dass diese Schutzkleidung dorsal im Halsbereich (meist der Verschluss) soweit nach kaudal abgesenkt wird, dass sie nicht im Strahlengang der Aufnahme liegt. Andernfalls werden typische Geisterbilder verursacht, die sich über den Kinnbereich projizieren (s. Abb. 13.4, S. 281) Die korrekte Position der Schürze am Nacken des Patienten kann man jedoch leicht überprüfen, indem man die Röhre manuell hinter den Patienten schwenkt und sich versichert, dass die Höhe der Primärblende in dieser Röhrenposition oberhalb der dort liegenden, oberen Schürzenanteile (am Nacken des Patienten) positioniert ist. Auf Grund dieser Besonderheit ist das Anlegen einer Bleischürze während der Exposition einer Panoramaschichtaufnahme international umstritten. Während einige Autoren sich gegen das Anlegen der Schürze aussprechen [EuropeanCommission, 2004, Association, 2013, Australian Radiation Protection and Agency, 2005], wird die Verwendung einer Schürze von anderen Organisatoren hingegen gefordert [White and Schulze, 2014]. In einer neuen Untersuchung konnte allerdings gezeigt werden, dass das Anlegen einer Bleischürze die Oberflächendosis auf der Haut im Bereich der weiblichen Brust im Vergleich zur ungeschützten Exposition bis um den Faktor 100 verringern kann [Schulze et al., 2017a].
Bei der Aufnahme selbst ist die Einblendung des Nutzstrahlenbündels auf die interessierende Region anzustreben. Die Einblendung stellt eine der wichtigsten Möglichkeiten dar, mit der die Dosis für den Patienten reduziert werden kann. Bei den intraoralen Tubusaufnahmen kann eine Einblendung allerdings nicht durchgehend gefordert werden, da hier

©R. Schulze, 2019



Abbildung 13.2: Einseitig mit Blei belegte Tür als Teil des baulichen Strahlenschutzes bei einem DVT-Gerät, dass zum einen häufig betrieben wird und zum zweiten eine maximale Röhrenspannung von 120 kV aufweist.

beispielsweise eine freihändige Einstellung (etwa bei der Halbwinkeltechnik) bei exakter Einblendung auf Detektorgröße zu enormen Zielproblemen und damit zu einem erhöhten Anteil an Fehl-/Wiederholungsaufnahmen führen würde. Bei Verwendung eines Haltesystems (s. auch Abb. 8.0.1, S. 8.0.1) ist jedoch die Einblendung des Strahlenbündels auf Detektorformat möglich und damit auch anzustreben. Dadurch kann eine Dosisreduktion von 55% bis zu 75% erzielt werden [Kitafusa et al., 2006]. Die Einstellung der am Gerät anzuwählenden Expositionsparameter stellt eine zusätzliche wichtige Strahlenschutzmassnahme dar. Während die Kilovoltzahl (Röhrenspannung) in den jeweiligen Grenzen des Anwendungsgebiets in der Regel keinen sehr großen Einfluss auf die vom Patienten absorbierte Dosis hat, gilt dies nicht für die *Belichtungszeit* und den *Röhrenstrom*. Wie in Kapitel 2 in Abschnitt 2.2.2 (S. 26) näher erläutert, beeinflussen beide Parameter die gleiche Zielgröße: die *Menge* der von der Röntgenröhre emittierten Röntgenstrahlung.

©R. Schulze, 2019



Abbildung 13.3: Thyroideaschutz (links vergrößert) plus Bleischürze (rechts) für die Anfertigung einer intraoralen Tubusaufnahme.

Eine geringere Belichtungszeit und/oder eine niedrigere Röhrenstromstärke (bei gleicher Röhrenspannung) bedeuten unmittelbar eine geringere Dosis an ionisierenden Strahlen. So tragen beispielsweise gepulste Röntgengeräte (z. B. DVT-Geräte) im Vergleich zu ungepulsten Geräten erheblich zum Strahlenschutz bei [Ludlow, 2011]. Bei ihnen wird die Abgabe der Röntgenstrahlung in der Röhre auf die Zeiträume beschränkt (gepulst), in denen ein Röntgenbild erzeugt wird. Während der technisch ebenso notwendigen Phasen der Bildauslesung wird keine Strahlung benötigt. Außerdem sind zur Erzeugung der 3D-Rekonstruktion auch "nur" eine diskrete Anzahl von i. d. R. mehreren Hundert Aufnahmen notwendig. Bei gepulsten Geräten beschränkt sich also die Emission von Röntgenstrahlung auf die für die Bildgebung notwendigen Zeiträume, während nicht-gepulste Geräte einfach kontinuierlich Röntgenstrahlung während des gesamten Zeitraumes zwischen erster und letzter Aufnahme emittieren.

13.4.1 Strahlenschutz bei Schwangeren

Die Prinzipien und speziellen Risiken Schwangerer bei der medizinisch bedingten Exposition mit Röntgenstrahlung wurden bereits in Kapitel 3.2, S. 65 besprochen. In der aktuell seit 31.12.2018 gültigen neuen Strahlenschutzgesetzgebung wird zudem spezifiziert, dass falls bei "bei Personen, bei denen trotz bestehender oder nicht auszuschließender Schwangerschaft die Anwendung ionisierender Strahlung [...] geboten ist, alle Möglichkeiten zur Herabsetzung der Exposition dieser Person und insbesondere des ungeborenen Kindes auszuschöpfen" ist [Bundesregierung BRD, 2017]. Diese Formulierung bedingt notwendigerweise einen Gonadenschutz, wenn eine Uterusdosis größer Null bei einer Röntgenaufnahme möglich ist.

13.5 Strahlenschutzmaßnahmen am Röntgengerät

Alle Röntgengeräte nutzen eine Vorfilterung (s. auch Abschnitt 4.2.1, S. 70, auch "Röhrenfilter" genannt), um aus dem Bremsspektrum, mit seinen vielen unterschiedli-

©R. Schulze, 2019



Abbildung 13.4: Wird die Bleischürze dorsal am Nacken des Patienten zu weit kranial positioniert, resultiert eine typische mittige, unscharfe Abbildung des Geisterbildes der Schürze im Kinnbereich auf der Panoramaschichtaufnahme.

chen Wellenlängen, dasjenige Subspektrum herauszufiltern, welches für die benötigte Untersuchungsart am zweckmäßigsten ist. Hierbei wird Röntgenstrahlung geringerer Energie (größerer Wellenlänge λ) durch den Vorfilter absorbiert. Dies bedeutet, dass die nach dem Filter im Spektrum enthaltenen Wellenlängen in Richtung eines höherenergetischen Spektrums verschoben werden. Obwohl das Spektrum nach der Vorfilterung keineswegs aus nur mehr einer Wellenlänge besteht, wird manchmal für diesen Vorgang auch der eigentlich, physikalisch nicht korrekte, Begriff "Monochromatisieren" des Spektrums verwendet. Allerdings wird die spektrale Verteilung insgesamt homogener, weil der Anteil an weicher Strahlung durch den Filter absorbiert und damit "herausgenommen" wird. Zusätzlich wird durch die Filterung die *Intensität* der Strahlung, mit zunehmender Dicke des Filtermaterials, reduziert. Technisch werden Vorfilter meist unmittelbar nach dem Fokus innerhalb des Röhrengehäuses installiert. In der Regel werden Kupfer oder Aluminium als Vorfilterungsmaterialien verwendet.
Zusätzlich werden selbstverständlich die Geräte selbst gegen Austritt von Durchlassstrahlung am Röhrengehäuse ("Leckstrahlung) geschützt. Dies bedeutet beispielsweise, dass auch die Bereiche der Röhre, die nicht in Richtung des austretenden Nutzstrahlenbündels liegen, gegen eventuell in ihrer Richtung durchtretende Röntgenstrahlung entsprechend (z. B. durch Blei) abgeschirmt werden.

13.6 Zusammenstellung wesentlicher Maßnahmen zum Strahlenschutz

Im Tabelle 13.2 (S. 282) sind tabellarisch die wesentlicher Maßnahmen zusammengefasst, die bei Anfertigung einer Röntgenaufnahme wirksam dem Strahlenschutz von Patient und Personal dienen. Hierbei sei nochmals darauf hingewiesen, dass die nicht nur juristisch im

©R. Schulze, 2019

Maßnahme/Merkmal	Erklärung
Einblendung	Auf interessierende Region einblenden! Intraorale Systeme möglichst mit Rechtwinkelblende verwenden, maximaler Durchmesser Rundtubus: 6cm
Röntgenröhre	Röhren mit kurzen Belichtungszeiten verwenden (aktueller Stand der Technik!)
Bildrezeptoren	Hochempfindliche Rezeptoren verwenden (aktueller Stand der Technik!)
Haltesysteme	Verwendung von Rezeptorhaltern um Einstellungsfehler und Wiederholungsaufnahmen zu minimieren
Expositionsparameter	möglichst niedrige mA sowie kurze Belichtungszeit einstellen
Patientenschutzmittel	Nicht von Nutzstrahlung getroffene Bereiche entsprechend abschirmen
Korrekte Durchführung	Wiederholungsaufnahmen vermeiden!
Aufnahmetechnik	passende Aufnahmetechnik für die Beantwortung der Fragestellung wählen
Baulicher Strahlenschutz	Schutz des Personals und anderer Personen durch entsprechende bauliche Maßnahmen
Qualitätssicherung	Regelmäßige korrekte Durchführung der vorgeschriebenen Qualitätssicherungsmaßnahmen (Kap. 14, S. 283)
Ausbildung	ausreichende Ausbildung aller an der Röntgenaufnahme beteiligten Personen – regelmäßige Aktualisierungen
Bilddarstellung	Qualitativ hochwertige Bildbetrachtungsgeräte und Befundungsgeräte (Kap. 14, S. 283)

Tabelle 13.2: Zusammenstellung wichtiger Strahlenschutzmaßnahmen

Vordergrund stehende, wichtigste Maßnahme überhaupt, die korrekt Stellung der (rechtfertigenden) Indikation sein muss, da jede vermiedene Röntgenaufnahme immer 100% Dosisersparnis für den Patienten bedeutet. Wird jedoch eine Aufnahme angefertigt, so gilt, wie bereits in Abschnitt 13.1 (S. 273) angesprochen, das ALARA-Prinzip: **A**s **L**ow **A**s **R**easonably **A**chievable. Das bedeutet, dass man mit so wenig Dosis auskommen soll, wie für die zur Beantwortung der Fragestellung ausreichende Qualität gerade notwendig [Farman, 2005]. Um dieses Ziel zu erreichen, sollten die in der Tab.13.2 zusammengestellten Maßnahmen beachtet werden.

Alle diese genannten Maßnahmen, technischen Einrichtungen und Grundsätze dienen dem Strahlenschutz. Die Wichtigkeit dieser Thematik hat gesetzliche Regelungen notwendig gemacht, wie sie in der Bundesrepublik Deutschland bereits seit vielen Jahrzehnten installiert sind. Bereits im Mai 1941 war eine erste Verordnung mit dem Titel „Verordnung zum Schutze gegen Schädigungen durch Röntgenstrahlen und radioaktive Stoffe in nicht-medizinischen Betrieben (Röntgenverordnung)“ erlassen worden [Bundesregierung BRD, 1941]. Seitdem wurden die gesetzlichen Grundlagen des Strahlenschutzes den aktuellen Gegebenheiten regelmäßig angepasst. Die derzeitig gültigen gesetzlichen Regelungen sollen im folgenden Kapitel in einer Übersichtsdarstellung erläutert werden.

©R. Schulze, 2019

14 Gesetzliche Regelungen

Die gesetzlichen Regelungen zum Röntgen und Strahlenschutz sind umfangreich und unterliegen permanenten Veränderungen. Hierbei spielt auch die europäische Einflussnahme in die deutsche Gesetzgebung eine zunehmend wichtigere Rolle. Auf europäischer Ebene ist die Europäische Atomaufichtsbehörde EURATOM die federführende Organisation im Strahlenschutz. Die EURATOM verabschiedete bereits in den Jahren 1996 und 1997 zwei wichtige Grundnormen:

1. Richtlinie 96/29/Euratom des Rates vom 13. Mai 1996 zur Festlegung der grundlegenden Sicherheitsnormen für den Schutz der Gesundheit der Arbeitskräfte und der Bevölkerung gegen die Gefahren durch ionisierende Strahlungen.

2. Richtlinie 97/43/Euratom des Rates vom 18. Juni 1997 über den Gesundheitsschutz von Personen gegen die Gefahren ionisierender Strahlung bei medizinischer Exposition und zur Aufhebung der Richtlinie 84/466/Euratom.

Diese bildeten die Grundlage für die im Jahre 2002 novellierte Röntgenverordnung (RöV) [Bundesregierung BRD, 2003a], die für die Anwendung von Röntgenstrahlung in Deutschland im Rahmen von Röntgenuntersuchungen bis Ende 2018 gültig war. Zeitgleich trat damals eine *Strahlenschutzverordnung* in Kraft [Bundesregierung BRD, 2003b]. Zweck der Strahlenschutzverordnung war es "zum Schutz des Menschen und der Umwelt vor der schädlichen Wirkung ionisierender Strahlung Grundsätze und Anforderungen für Vorsorge- und Schutzmaßnahmen zu regeln, die bei der Nutzung und Einwirkung radioaktiver Stoffe und ionisierender Strahlung zivilisatorischen und natürlichen Ursprungs Anwendung finden" [Bundesregierung BRD, 2003b]. Für die medizinische Nutzung ionisierender Strahlung war jedoch die *Röntgenverordnung* anzuwenden.
Im Jahr 2013 verabschiedete die EURATOM eine neue Grundnorm (2013/59/Euratom des Rates vom 5. Dezember 2013), welche die beiden früheren aus den Jahren 1996 und 1997 ersetzt. Diese musste nun bis Ende 2018 von den Mitgliedsländern der Europäischen Union, also auch von Deutschland, jeweils in Länderrecht umgesetzt werden. Dies erfolgte am 31.12.2018 mit dem Inkrafttreten des *Strahlenschutzgesetzes* (StrlSchG) [Bundesregierung BRD, 2017] in Kombination mit der zugehörigen (neuen!) Strahlenschutzverordnung (StrlSchV) [Bundesregierung BRD, 2018].

Im diesem Kapitel werden nur einige, aus Sicht des Autors wichtige, Begriffe und Paragraphen aus der derzeitigen Strahlenschutzgesetzgebung [Bundesregierung BRD, 2017, 2018] sowie einige wenige Regelungen aus angeschlossenen Richtlinien kurz angesprochen. Da die neue Strahlenschutzgesetzgebung erst seit Kurzem in Kraft ist, sind viele Regelungen noch relativ unklar hinsichtlich ihrer juristischen Auslegung. Zudem

sind noch keine neuen Richtlinien veröffentlicht. Deswegen ist dem Leser dringend nahe zu legen, sich über den jeweils aktuellen Stand über die zuständige "zahnärztliche Stelle" (s. S 292) zu informieren.

Bitte beachten

Die gesetzlichen Regelungen sind permanenten Überarbeitungen und Änderungen unterworfen. Selbstverständlich gilt daher jeweils die gültige Gesetzeslage!

14.1 Strahlenschutzgesetzgebung und dazugehörige Richtlinien

Das Strahlenschutzgesetz (StrlSchG) [Bundesregierung BRD, 2017] mit zugehöriger (neuer) Strahlenschutzverordnung (StrlSchV) [Bundesregierung BRD, 2018] stellt die neue gesetzliche Grundlage für den Strahlenschutz in allen möglichen Anwendungsbereichen dar. Bereits im Jahr 1976 war die erste Strahlenschutzverordnung der BRD als übergeordnete Verordnung in Kraft getreten. Die erste, sich mit Röntgenanlagen befassende Röntgenverordnung folgte dann im Jahr 1987.
Zuständig für die Umsetzung ist auf Länderebene jeweils eine *zuständige Behörde*, die im jeweiligen Bundesland für den Strahlenschutz zuständig ist. Meist handelt es sich hierbei um ein Ministerium, was jedoch in jedem Bundesland etwas anders geregelt ist. Die Behörde bestimmt jeweils eine ihr untergeordnete "zahnärztliche Stelle" (meist in der Landeszahnärztekammer verankert), die wiederum die Zahnärzte hinsichtlich ihrer Röntgentätigkeit berät, informiert und auch überprüft.

Mit der letzten gültigen Röntgenverordnung [Bundesregierung BRD, 2003a] wurde das international gültige *Prinzip der Rechtfertigung* eingeführt (s. auch Abschnitt 13.1, 273). Hierzu wurde der juristische Begriff der sogenannten "Rechtfertigenden Indikation" definiert, die jetzt in § 83 StrlSchG wie folgt definiert ist: "Die Anwendung darf erst durchgeführt werden, nachdem ein Arzt oder Zahnarzt mit der erforderlichen Fachkunde im Strahlenschutz entschieden hat, dass und auf welche Weise die Anwendung durchzuführen ist (rechtfertigende Indikation)" [Bundesregierung BRD, 2017]. Mit Anwendung ist hierbei die Untersuchung mit Röntgenstrahlung, also die Bildgebung mit Röntgenstrahlung gemeint. Anwendungsgrundsätze für die *Rechtfertigende Indikation* sind in §119 StrlSchV [Bundesregierung BRD, 2018] geregelt. Die Rechtfertigende Indikation ist auf Grund der Tatsache eingeführt worden, dass die zunehmende flächendeckende Verbreitung von Röntgenanlagen zu einer automatischen Zunahme an Röntgenaufnahmen geführt hat. Mit der Definition wollte und will der Gesetzgeber die Anwendung von Röntgenuntersuchungen auf diejenigen Fälle beschränken, die einen Nutzen für den Patienten versprechen. Die Rechtfertigende Indikation ist wie folgt definiert:

©R. Schulze, 2019

Rechtfertigende Indikation gemäß [Bundesregierung BRD, 2017]

Die Anwendung darf erst durchgeführt werden, nachdem ein Arzt oder Zahnarzt mit der erforderlichen Fachkunde im Strahlenschutz entschieden hat, dass und auf welche Weise die Anwendung durchzuführen ist (rechtfertigende Indikation). Die rechtfertigende Indikation erfordert bei Anwendungen im Rahmen einer medizinischen Exposition die Feststellung, dass der gesundheitliche Nutzen der einzelnen Anwendung gegenüber dem Strahlenrisiko überwiegt. [...]. Die rechtfertigende Indikation darf nur gestellt werden, wenn der Arzt, der die Indikation stellt, die Person, an der ionisierende Strahlung oder radioaktive Stoffe angewendet werden, vor Ort persönlich untersuchen kann [...].

Details zu den Regelungen im Bereich der rechtfertigenden Indikation sind im Abschnitt 14.1.3 (S. 295) beschrieben.
Zahnärzte gehören in der BRD nach § 145 StrlSchV zu den berechtigten Personen, die Röntgenstrahlung im Rahmen der Zahnheilkunde anwenden dürfen, wenn sie (s. auch Abschnitt 14.1.3, S. 289):

- für die Anwendung erforderliche *Fachkunde im Strahlenschutz* besitzen

  oder

- auf ihrem speziellen Arbeitsgebiet über die für die Anwendung radioaktiver Stoffe und ionisierender Strahlung erforderlichen *Kenntnisse im Strahlenschutz* verfügen und unter ständiger Aufsicht und Verantwortung einer [...][Person mit *Fachkunde im Strahlenschutz*] tätig sind.

Die wesentlichen, für den Zahnarzt wichtigen Inhalte und Begriffe der aktuellen Strahlenschutzgesetzgebung werden im Folgenden beschrieben und erläutert. Hierbei sind die wichtigen Paragraphen des StrlSchG und der zugehörigen StrlSchV großteils direkt zitiert und mit Kommentaren versehen.

14.1.1 Richtlinien

Begleitend zur Röntgenverordnung bestehen verschiedene Richtlinien, welche die Ausführung bestimmter Aspekte der Röntgenverordnung regeln. Laut aktueller Auskunft des für sie zuständigen Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und nukleare Sicherheit (BMU) gelten die bisherigen Richtlinien bis zu ihrer Ablösung durch neu entwickelte auch unter der neuen Strahlenschutzgesetzgebung weiter. Wichtig für das (zahn)medizinische Röntgen sind hier zu nennen die folgenden Richtlinien:

- Richtlinie Fachkunde und Kenntnisse im Strahlenschutz bei dem Betrieb von Röntgeneinrichtungen in der Medizin oder Zahnmedizin (Fachkunde-Richtlinie Medizin/Zahnmedizin)
- Richtlinie zur Durchführung der Qualitätssicherung bei Röntgeneinrichtungen zur Untersuchung oder Behandlung von Menschen (Qualitätssicherungs-Richtlinie (QS-RL))

©R. Schulze, 2019

- Richtlinie für die technische Prüfung von Röntgeneinrichtungen und genehmigungsbedürftigen Störstrahlern (Sachverständigen-Prüfrichtlinie).

Diese Richtlinien werden regelmäßig überarbeitet und novelliert (s. auch Kommentar weiter oben). Die wesentlichen Inhalte werden im Folgenden in den entsprechenden Passagen näher erläutert.

14.1.2 Wichtige Begriffe aus StrlSchG und StrlSchV

Die im Folgenden genannten *juristischen Begriffe* sind direkt aus den Gesetzestexten kopiert. Sie werden später in der Besprechung der Paragraphen wieder aufgeführt und dienen daher dem Textverständnis.

Kommentar: Bitte beachten Sie, dass die folgenden juristischen Begriffe in der späteren Verwendung innerhalb der Paragraphen sozusagen mit Leben erfüllt werden, d.h. erst dort inhaltlich beschrieben werden. In diesem Abschnitt ist *lediglich ihre Definition* wiedergegeben

Röntgeneinrichtung

Eine Vorrichtung oder ein Gerät,

1. in der oder dem Röntgenstrahlung mit einer Grenzenergie von mindestens 5 Kiloelektronenvolt durch beschleunigte Elektronen erzeugt werden kann, wobei die Beschleunigung der Elektronen auf eine Energie von 1 Megaelektronenvolt begrenzt ist, und

2. die oder das zum Zweck der Erzeugung von Röntgenstrahlung betrieben wird. Eine Röntgeneinrichtung umfasst auch Anwendungsgeräte, Zusatzgeräte und Zubehör, die erforderliche Software sowie Vorrichtungen zur medizinischen Befundung.

Röntgenstrahler

Bestandteil einer Röntgeneinrichtung, der aus einer Röntgenröhre und einem Röhrenschutzgehäuse besteht und bei einem Eintankgerät auch die Hochspannungserzeugung umfasst.

Organ-Äquivalentdosis

Ergebnis der Multiplikation der Energie, die durch ionisierende Strahlung in einem Organ oder Gewebe deponiert worden ist, geteilt durch die Masse des Organs oder Gewebes, mit einem zur Berücksichtigung der Wirkung für die Strahlungsart oder -energie gegenüber Photonen und Elektronenstrahlung durch die StrlSchV (§ 175 Absatz 2 Nummer 1) festgelegten Wichtungsfaktor. Bei Vorliegen mehrerer Strahlungsarten oder -energien werden die Beiträge addiert. Die Einheit der effektiven Dosis ist das Sievert (Sv).

©R. Schulze, 2019

Effektive Dosis

Das zur Berücksichtigung der Strahlenwirkung auf verschiedene Organe oder Gewebe gewichtete Mittel von *Organ-Äquivalentdosen*; die Organe oder Gewebe werden mit den Wichtungsfaktoren berücksichtigt, die in der StrlSchV (§ 175 Absatz 2 Nummer 2) festgelegt sind. Die Einheit der effektiven Dosis ist das Sievert (Sv).

Indikation, rechtfertigende

Die Anwendung darf erst durchgeführt werden, nachdem ein Arzt oder Zahnarzt **mit der erforderlichen Fachkunde im Strahlenschutz** entschieden hat, dass und auf welche Weise die Anwendung durchzuführen ist (rechtfertigende Indikation)

Kommentar: Hier erkennt man, dass es sich bei diesem im normalen Sprachgebrauch als "rechtfertigende Indikation" bekannten Begriff tatsächlich um einen definierten *juristischen* Begriff handelt. Für die korrekte Erfüllung listet der §119 StrlSchV die vorgeschriebenen inhaltlichen Anforderungen auf.

Diagnostische Referenzwerte

Dosiswerte bei Anwendung ionisierender Strahlung am Menschen [...], für typische Untersuchungen, bezogen auf Standardphantome oder auf Patientengruppen, für einzelne Gerätekategorien.

Kommentar: diese sind, Stand Juli 2019, bisher für Aufnahmen der zahnärztlichen Fachkunde, noch nicht festgelegt worden. Laut Aussage des Bundesamtes für Strahlenschutz werden jedoch relativ zeitnah auch hier diagnostische Referenzwerte definiert werden.

Strahlenexposition, medizinische

Exposition

1. eines Patienten oder einer asymptomatischen Person, an dem oder der im Rahmen seiner oder ihrer medizinischen oder zahnmedizinischen Untersuchung oder Behandlung, die seiner oder ihrer Gesundheit zugutekommen soll, radioaktive Stoffe oder ionisierende Strahlung angewendet werden,

... oder

2. einer einwilligungsfähigen oder mit Einwilligung des gesetzlichen Vertreters oder Bevollmächtigten handelnden Person, die sich wissentlich und willentlich ionisierender Strahlung aussetzt, indem sie außerhalb ihrer beruflichen Tätigkeit freiwillig Personen unterstützt oder betreut, an denen im Rahmen ihrer medizinischen oder zahnmedizinischen Untersuchung oder Behandlung oder im Rahmen der medizinischen Forschung radioaktive Stoffe oder ionisierende Strahlung angewendet werden (Betreuungs- oder Begleitperson)

©R. Schulze, 2019

14.1.3 Wichtige Paragraphen aus StrlSchG und StrlSchV

Bei den im Folgenden aufgeführten Paragraphen handelt es sich um einige, aus Sicht des Autors wesentliche Inhalte des StrlSchG und der StrlSchV. Selbstverständlich stellen die Regelungen der hier nicht angeführten Paragraphen ebenfalls aktuell geltendes Recht dar. Es wird daher darauf hingewiesen, dass im Bedarfsfall die ohnehin in jeder mit einer Röntgeneinrichtung ausgestatteten Zahnarztpraxis ausliegende Fassung des StrlSchG und der StrlSchV entsprechend herangezogen werden sollte.
Um eine juristisch korrekte Wiedergabe des Inhaltes zu gewährleisten, sind die Inhalte der wiedergegebenen Paragraphen exakt aus der den gesetzlichen Regelwerken kopiert.

§ 6 StrlSchG: Rechtfertigung von Tätigkeitsarten; Verordnungsermächtigung

(1) Neue Tätigkeitsarten, mit denen Expositionen von Mensch und Umwelt verbunden sein können, müssen unter Abwägung ihres wirtschaftlichen, gesellschaftlichen oder sonstigen Nutzens gegen die möglicherweise von ihnen ausgehende gesundheitliche Beeinträchtigung gerechtfertigt sein. Bei der Rechtfertigung sind die berufliche Exposition, die Exposition der Bevölkerung und die medizinische Exposition zu berücksichtigen. Expositionen durch die Anwendung am Menschen sind nach Maßgabe des § 83 Absatz 2 zu berücksichtigen.

(2) Die Rechtfertigung bestehender Tätigkeitsarten kann überprüft werden, sobald wesentliche neue Erkenntnisse über den Nutzen oder die Auswirkungen der Tätigkeit oder wesentliche neue Informationen über andere Verfahren und Techniken vorliegen.

(3) Die Bundesregierung wird ermächtigt, durch Rechtsverordnung mit Zustimmung des Bundesrates zu bestimmen, welche Tätigkeitsarten nicht gerechtfertigt sind.

§ 19 StrlSchG: Genehmigungs- und anzeigebedürftiger Betrieb von Röntgeneinrichtungen

Wer beabsichtigt,
1. eine Röntgeneinrichtung zu betreiben,
a) deren Röntgenstrahler nach § 45 Absatz 1 Nummer 2 bauartzugelassen ist,
hat dies der zuständigen Behörde spätestens vier Wochen vor dem beabsichtigten Beginn schriftlich anzuzeigen, sofern der Betrieb nicht nach Absatz 2 der Genehmigungspflicht unterliegt. Nach Ablauf dieser Frist darf der Anzeigende die Röntgeneinrichtung betreiben, es sei denn, die zuständige Behörde hat das Verfahren nach § 20 Absatz 2 ausgesetzt oder den Betrieb untersagt.

Kommentar: Das bedeutet, dass **bauartzugelassene** Röntgeneinrichtungen grundsätzlich nicht der Genehmigung bedürfen, sondern lediglich der Anzeige bei der *zuständigen Behörde*. Diese muss jedoch juristisch sicher erfolgen (etwa durch postalische Übersendung per Einschreiben mit Rückschein).

©R. Schulze, 2019

Der Anzeige sind folgende Unterlagen beizufügen:

- Bescheinigung inklusive Kopie Prüfbericht des Sachverständigen
- Bauartzulassungsschein
- Nachweis der Approbation
- Nachweis der Berufserlaubnis

§74 StrlSchG: Erforderliche Fachkunde und Kenntnisse im Strahlenschutz; Verordnungsermächtigungen

Gemäß § 74 StrlSchG wird die erforderliche Fachkunde im Strahlenschutz in der Regel durch eine für das jeweilige Anwendungsgebiet geeignete Ausbildung, durch praktische Erfahrung und durch die erfolgreiche Teilnahme an von der zuständigen Stelle anerkannten Kursen erworben. Immer noch gelten die in der "Richtlinie Fachkunde und Kenntnisse im Strahlenschutz bei dem Betrieb von Röntgeneinrichtungen in der Medizin oder Zahnmedizin" definierten [Bundesregierung BRD, 2006] spezifizierten Anforderungen and die Fach- und Sachkunde von Zahnmedizinern. Seit dem 1. März 2006 gilt daher als Voraussetzung für den Erhalt der Fachkunde:

- Nachweis der Sachkunde (nach Tabelle 4.3.1 Fachkunderichtlinie) [Bundesregierung BRD, 2006]
- Erfolgreicher Abschluss eines Kurses im Strahlenschutz (nach Anlage 3.1 Fachkunderichtlinie [Bundesregierung BRD, 2006]

Die Sachkunde (Mindestanforderungen: 100 dokumentierte Aufnahmen (Intraorale Röntgendiagnostik mit dentalen Tubusgeräten, Panoramaschichtaufnahmen, Fernröntgenaufnahmen des Schädels) über einen Mindestzeitraum von sechs Monaten [Bundesregierung BRD, 2006] kann im Studium der Zahnheilkunde erworben werden. Auch kann der geforderte Kurs im Strahlenschutz in diesem Studium absolviert werden. Die erforderliche Fachkunde im Strahlenschutz für das Anwendungsgebiet nach Tabelle 4.3.1 Spalte 1 Nr. 1 [Intraorale Röntgendiagnostik mit dentalen Tubusgeräten, Panoramaschichtaufnahmen, Fernröntgenaufnahmen des Schädels] kann mit dem Bestehen der zahnärztlichen Prüfung erworben werden, wenn die *zuständige Behörde* zuvor festgestellt hat, dass eine entsprechende praktische Ausbildung gewährleistet ist und in den Kursen das notwendige theoretische Wissen vermittelt wird.
Dies ist ein großer und bedeutsamer Unterschied zur Humanmedizin, wo innerhalb des Studiums keinerlei Fachkunderwerb für Röntgenuntersuchungen ermöglicht wird. Grund für die weitreichende gesetzliche Möglichkeit zum Fach- und Sachkundeerwerb innerhalb des Studiums ist die Tatsache, dass Röntgenaufnahmen in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde eine Grundlage für die alltäglichen Routinearbeiten bilden. Es sollte hierbei jedoch beachtet werden, dass dies vorwiegend für die seit vielen Jahren erfolgreich etablierten, zweidimensionalen Aufnahmen gilt, wie sie eben in der genannten Tab. 4.3.1 Zeile 1 der Fachkunderichtlinie definiert sind [Bundesregierung BRD, 2006]. 3D

©R. Schulze, 2019

Aufnahmen, wie die dentale Volumentomographie, sind hier ausdrücklich nicht gemeint, was bereits an der deutlich abgegrenzten Formulierung in der Tabelle 4.3.1 erkennbar ist ("weiterführende Techniken"; siehe auch Abschnitt 9.2.6, S. 241).
Gemäß Absatz (3) des StrlSchG wird festgelegt, dass die Bundesregierung ermächtigt wird, durch Rechtsverordnung mit Zustimmung des Bundesrates Näheres über die erforderliche Fachkunde und die erforderlichen Kenntnisse im Strahlenschutz in Abhängigkeit von dem Anwendungsgebiet und den Aufgaben der Person, die die erforderliche Fachkunde im Strahlenschutz oder die erforderlichen Kenntnisse im Strahlenschutz besitzen muss, festzulegen [Bundesregierung BRD, 2017]. Zahnmedizinische Fachangestellte ("Zahnarzthelferinnen") haben keine Fachkunde sondern *Kenntnisse im Strahlenschutz*, deren Grundlagen jedoch gesetzlich ebenfalls in § 74 StrlSchG definiert sind. Im § 47 StrlSchV (Erforderliche Fachkunde im Strahlenschutz) heißt es in den zugehörigen Ausführungsbestimmungen, "(1) Der Erwerb der erforderlichen Fachkunde im Strahlenschutz wird von der zuständigen Stelle geprüft und bescheinigt." Dazu sind der zuständigen Stelle in der Regel folgende Unterlagen vorzulegen:

1. Nachweise über eine für das jeweilige Anwendungsgebiet geeignete Ausbildung,
2. Nachweise über die praktische Erfahrung und
3. Nachweise über die erfolgreiche Teilnahme an anerkannten Kursen.

Hierbei darf nach § 47 StrlSchV [Bundesregierung BRD, 2018] "Die Kursteilnahme [...] insgesamt nicht länger als fünf Jahre zurückliegen."

Kommentar: "Erfolgreiche Teilnahme" ist juristisch gleichbedeutend mit der Notwendigkeit einer Leistungsüberprüfung, d.h. einer Klausur oder Ähnlichem

Einschub aus *Fachkunderichtlinie*
Die aktuelle "Richtlinie Fachkunde und Kenntnisse im Strahlenschutz bei dem Betrieb von Röntgeneinrichtungen in der Medizin oder Zahnmedizin" (Fachkunderichtlinie) [Bundesregierung BRD, 2006] ist seit dem ersten März 2006 gültig. Sie bleibt dies nach Aussagen des Bundesumweltministeriums auch so lange, bis eine neue Regelung (vermutlich neue Fachkunderichtlinie Medizin) in Kraft tritt. Die derzeitige Fachkunderichtline [Bundesregierung BRD, 2006] umfasst die Anforderungen an die *Fachkunde* der Ärzte/Zahnärzte sowie die *Kenntnisse* beispielsweise der zahnmedizinischen Assistenten/innen.

Tabelle 4.3.1 (S. 291) der Fachkunderichtlinie regelt die Mindestanforderungen zum Sachkundeerwerb für die einzelnen, möglichen, zahnärztlichen Fachkunden:

Kommentar: Nur die in Zeile 1 Nr. 1 (Intraorale Röntgendiagnostik mit dentalen Tubusgeräten, Panoramaschichtaufnahmen und Fernröntgenaufnahmen des Schädels) der Tab. 4.3.1 der Fachkunderichtlinie genannten Mindestanforderungen können im Studium erworben werden. Alle weiteren müssen aufbauend auf diese zusätzlich erworben werden.

©R. Schulze, 2019

Nr.	Anwendungsgebiet	dokumentierte Untersuchungen	Mindestzeit (Monate)
1	Intraorale Röntgendiagnostik mit dentalen Tubusgeräten, Panorama-schichtaufnahmen, Fernröntgenaufnahmen des Schädels	100	6
2	Schädelübersichtsaufnahmen und Spezialprojektionen	50	3
3	Handaufnahmen zur Skelettwachstumsbestimmung	25	3
4	Weitergehende Techniken (z.B. digitale Volumentomographie)	25	3

Tabelle 14.1: Tabelle 4.3.1 aus der Fachkunderichtlinie [Bundesregierung BRD, 2006] legt die Anforderungen an den Sachkundeerwerb für die zahnärztliche Fachkunde fest.

Strahlenschutzverantwortliche und Strahlenschutzbeauftragte

Um die Verantwortung im Strahlenschutz klar zu regeln, wurden bereits in der ehemaligen RöV die Begriffe *Strahlenschutzverantwortlicher* sowie *Strahlenschutzbeauftragter* eingeführt. Aktuell definiert ist Ersterer in § 69 des StrlSchG wie folgt:
"Strahlenschutzverantwortlicher ist, wer

1. einer Genehmigung nach § 10, § 12 Absatz 1, § 25 oder § 27, einer Genehmigung nach den §§ 4, 6, 7 oder 9 des Atomgesetzes, der Planfeststellung nach § 9b des Atomgesetzes oder der Genehmigung nach § 9b Absatz 1a des Atomgesetzes bedarf,
2. 2. eine Tätigkeit nach § 5 des Atomgesetzes ausübt,
3. **3. eine Anzeige nach den §§ 17, 19, 22, 26, 50, 52, 56 oder 59 zu erstatten hat** [...]."

Absatz 3 (Anzeige nach § 19, s. o.) stellt hierbei die für die Zahnheilkunde in aller Regel gültige Grundlage dar. Wichtig ist hierbei, dass die Frist zur Anzeige bei der zuständigen Behörde bei **4 Wochen vor geplanter Inbetriebnahme** liegt.

Der *Strahlenschutzbeauftragte* ist ebenfalls im StrlSchG festgelegt (§ 70 Strahlenschutzbeauftragter). Hier heißt es "Der Strahlenschutzverantwortliche hat für die Leitung oder Beaufsichtigung einer Tätigkeit die erforderliche Anzahl von Strahlenschutzbeauftragten unverzüglich schriftlich zu bestellen, soweit dies für die Gewährleistung des

©R. Schulze, 2019

Strahlenschutzes bei der Tätigkeit notwendig ist. Der Strahlenschutzverantwortliche bleibt auch im Falle einer solchen Bestellung für die Einhaltung der Pflichten, die ihm durch dieses Gesetz und durch die auf seiner Grundlage erlassenen Rechtsverordnungen [StrlSchV] auferlegt sind, verantwortlich. Der *Strahlenschutzverantwortliche* hat bei der Bestellung eines *Strahlenschutzbeauftragten* dessen Aufgaben, dessen innerbetrieblichen Entscheidungsbereich und die zur Aufgabenwahrnehmung erforderlichen Befugnisse schriftlich festzulegen.
Wichtig ist hierbei auch Absatz (3) des § 70 (StrlSchV) in dem es heißt: "Es dürfen nur Personen zu Strahlenschutzbeauftragten bestellt werden, bei denen keine Tatsachen vorliegen, aus denen sich Bedenken gegen ihre Zuverlässigkeit ergeben und die die erforderliche **Fachkunde im Strahlenschutz** besitzen.

Kommentar: Interessanterweise muss der Strahlenschutz*verantwortliche* keine Fachkunde aufweisen, Strahlenschutz*beauftragte* jedoch schon.

Qualitätssicherung bei Röntgeneinrichtungen zur Untersuchung von Menschen

Die in der Röntgenologie mit dem Inkrafttreten der Röntgenverordnung im Jahr 1988 eingeführten, regelmäßigen Qualitätssicherungs-Prüfungen waren die ersten gesetzlich vorgeschriebenen Qualitätssicherungsmaßnahmen in der Medizin der BRD. Ziel dieser Maßnahmen war es, die gesamte Qualität und Konstanz der Bildergebnisse zu optimieren und gleichzeitig die erforderliche Röntgendosis auf ein Mindestmaß zu senken. Ein weiteres Ziel war es, dem Anwender ohne aufwändige technische Hilfsmittel Techniken an die Hand zu geben, die Qualität seiner Röntgeneinrichtungen über einen längeren Zeitraum selbstständig prüfen zu können. Durch die gleichzeitig geforderte Aufzeichnungspflicht war damit eine externe Überprüfung der Qualität der Röntgenanlagen, zumindest theoretisch, jederzeit möglich.
Da dieses Buch die Filmröntgentechnik auf Grund des technischen Fortschrittes nicht integriert, werden im Folgenden die derzeit gültigen Maßnahmen nach aktueller Röntgenverordnung und Qualitätssicherungsrichtlinie nur für die digitale Aufnahmetechnik kurz besprochen. Diese Vorgaben ändern sich jedoch auch regelmäßig, so dass der Anwender gezwungen ist, den jeweils gültigen Stand durch Fortbildung und Informationen durch die *zahnärztliche (Röntgen-)Stelle* anzuwenden.

Bis auf Weiteres gelten im Moment noch die Vorgaben der sogenannten "Qualitätssicherungsrichtlinie" [Bundesregierung BRD, 2014]. Die Qualitätssicherungsmaßnahmen umfassen hier die Röntgenröhre inklusive Detektor sowie Bildwiedergabegeräte zur Befundung [Bundesregierung BRD, 2014]. § 115 StrlSchV definiert wie folgt: "Bei Anlagen zur Erzeugung ionisierender Strahlung, Bestrahlungsvorrichtungen, Röntgeneinrichtungen und sonstigen Vorrichtungen und Geräten, die bei der Anwendung radioaktiver Stoffe oder ionisierender Strahlung am Menschen verwendet werden, hat der Strahlenschutzverantwortliche vor der Inbetriebnahme sicherzustellen, dass die für die Anwendung erforderliche Qualität im Sinne des § 14 Absatz 1 Nummer

©R. Schulze, 2019

5 des Strahlenschutzgesetzes erreicht wird und zu diesem Zweck unter seiner Einbindung eine Abnahmeprüfung durch den jeweiligen Hersteller oder Lieferanten der einzelnen Komponenten durchgeführt wird." [Bundesregierung BRD, 2018]
In § 14 StrlSchG wird festgelegt, dass die "Genehmigung für eine Tätigkeit nach § 12 Absatz 1 Nummer 1, 2, 3 oder 4 im Zusammenhang mit der Anwendung ionisierender Strahlung oder radioaktiver Stoffe am Menschen [...] nur erteilt [wird], wenn [...] gewährleistet ist, dass [...] 5. dass die Ausrüstungen vorhanden und die Maßnahmen getroffen sind, die erforderlich sind, damit die für die Anwendung erforderliche Qualität a) bei Untersuchungen mit möglichst geringer Exposition erreicht wird" [Bundesregierung BRD, 2017].
Die Qualitätssicherung der Anwendung von Röntgenstrahlung am Menschen wird durch die *zuständige Behörde ärztliche* und *zahnärztlich Stellen* überprüft.

Generell ist vor Inbetriebnahme von Röntgengeräten durch den Hersteller oder Lieferanten eine *Abnahmeprüfung* durchzuführen. Mit der *Abnahmeprüfung* wird festgestellt (§ 115 StrlSchV), "dass die für die Anwendung erforderliche Qualität im Sinne des § 14 Absatz 1 Nummer 5 des Strahlenschutzgesetzes erreicht wird [...]" [Bundesregierung BRD, 2018]. Im Folgeparagraph sind die regelmäßigen (für Röntgeneinröhren in der Regel monatlichen) *Konstanzprüfungen* geregelt (§ 116 StrlSchV). "Der Strahlenschutzverantwortliche hat dafür zu sorgen, dass für Anlagen zur Erzeugung ionisierender Strahlung, Bestrahlungsvorrichtungen, Röntgeneinrichtungen oder sonstige Vorrichtungen oder Geräte nach § 115 Absatz 1 nach der Inbetriebnahme regelmäßig und in den erforderlichen Zeitabständen geprüft wird, ob die für die Anwendung erforderliche Qualität im Sinne des § 14 Absatz 1 Nummer 5 des Strahlenschutzgesetzes weiterhin erreicht wird (Konstanzprüfung)" [Bundesregierung BRD, 2018].

Wichtig

Der Qualitätssicherung im Röntgen basiert im Wesentlichen auf zwei Prüfungen:

- **Abnahmeprüfung** vor Inbetriebnahme
- **Konstanzprüfungen** in regelmäßigen Abständen

Aufzeichnungen zu den Qualitätssicherungs-Prüfungen sind in § 117 StrlSchV geregelt. Inhalt, Ergebnis und Zeitpunkt der Prüfungen (Abnahme- und Konstanzprüfung) müssen hiernach unverzüglich (d.h. ohne schuldhaftes Verzögern) aufgezeichnet werden. Aufzeichnungen zur Abnahmeprüfung müssen mindestens für die Dauer des Betriebs des Gerätes aufbewahrt werden, mindestens jedoch drei Jahre nach dem Abschluss der nächsten vollständigen Abnahmeprüfung. Konstanzprüfungs-Aufzeichnungen müssen hingegen zehn Jahre nach Abschluss der Prüfung aufbewahrt werden.

Einschub: Bildwiedergabesysteme

Als Bildwiedergabesysteme wird der Monitor inklusive dessen Steuerungs-PC (Hardware) und -Software bezeichnet. In der aktuell noch gültigen Qualitätssicherungsrichtlinie

©R. Schulze, 2019

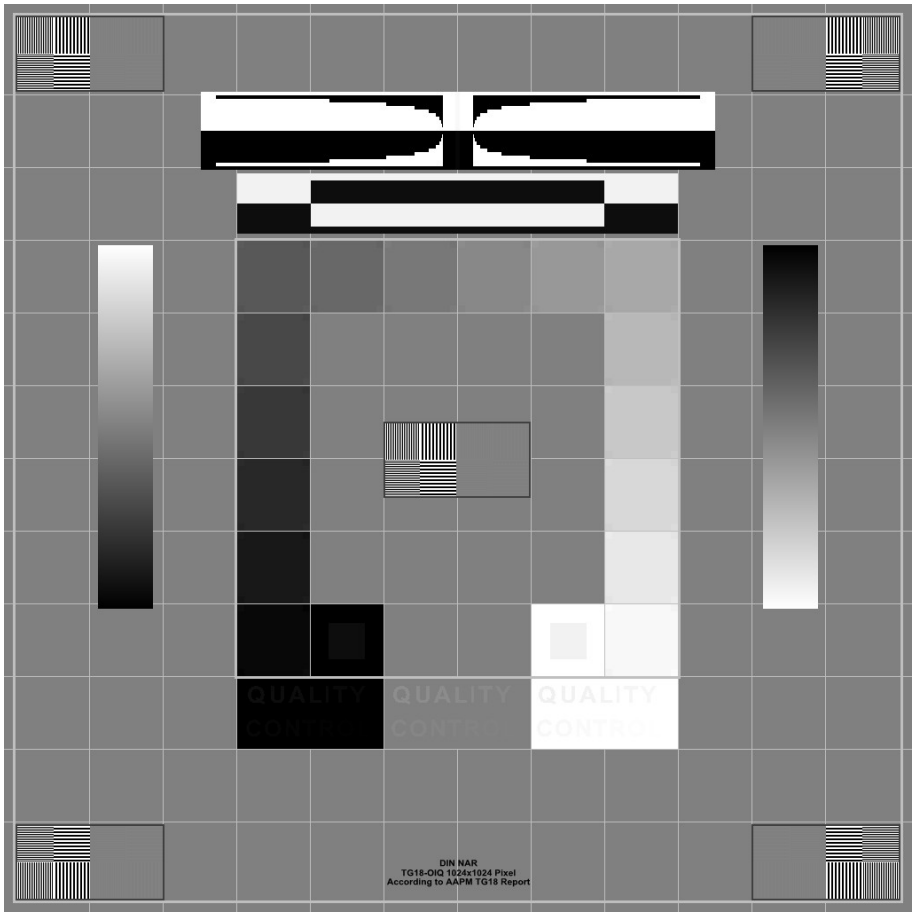


Abbildung 14.1: Testbild TG18-OIQ der aktuellen DIN-Norm 6868-157 “Abnahme- und Konstanzprüfung nach RöV an Bildwiedergabesystemen in ihrer Umgebung”.

[Bundesregierung BRD, 2014] ist festgelegt, dass falls “Befundungen an Bildwiedergabegeräten durchgeführt werden, [...] der Strahlenschutzverantwortliche sicherzustellen [hat], dass in der jeweiligen Organisationseinheit eine ausreichende Anzahl von Bildwiedergabegeräten vorhanden ist, die den Anforderungen der Qualitätssicherung durch Abnahme- und Konstanzprüfungen unterliegen. Die Festlegung der ausreichenden Anzahl ist eine medizinisch-radiologische Entscheidung.”
Die Bildwiedergabesysteme unterliegen seit November 2014 der neuen DIN-Norm 6868-157 “Abnahme- und Konstanzprüfung nach RöV an Bildwiedergabesystemen in ihrer Umgebung”. Neben arbeitstäglichen und (halb)jährlichen Überprüfungen der Bildwiedergabesysteme (s. Testbild in Abb. 14.1, S. 294) werden bestimmte Raumklassen mit einer definierten Umgebungsleuchtdichte festgelegt, in denen befundet werden kann. Für die zahnmedizinischen Arbeitsplätze sind hierfür die Raumklassen Nr 5 (abgedunkelter Raum) und Nr 6 (am Zahnarzt-Behandlungsstuhl mit sehr heller Umgebungsbeleuchtung) definiert. Für Einzelheiten wird auf die Norm DIN 6868-157 [Deutsches Institut für Normung, 11.2014] verwiesen.

©R. Schulze, 2019

Strahlenschutzbereiche

Entsprechend § 52 SrtlSchV (Einrichten von Strahlenschutzbereichen) hat der *Strahlenschutzverantwortliche* für die Einrichtung von *Strahlenschutzbereichen* zu sorgen [Bundesregierung BRD, 2018]. Hierbei gelten als 1. *Überwachungsbereiche*, wenn in betrieblichen Bereichen, die nicht zum Kontrollbereich gehören, Personen im Kalenderjahr eine effektive Dosis von mehr als 1 Millisievert oder eine Organ-Äquivalentdosis von mehr als 50 Millisievert für die Hände, die Unterarme, die Füße oder Knöchel oder eine lokale Hautdosis von mehr als 50 Millisievert erhalten können,
Zudem existieren:

2. *Kontrollbereiche*, wenn Personen im Kalenderjahr eine effektive Dosis von mehr als 6 Millisievert oder eine Organ-Äquivalentdosis von mehr als 15 Millisievert für die Augenlinse oder 150 Millisievert für die Hände, die Unterarme, die Füße oder Knöchel oder eine lokale Hautdosis von mehr als 150 Millisievert erhalten können.

Als Vorschrift für den Kontrollbereich gilt nach StrlSchV [Bundesregierung BRD, 2018]:

- Kontrollbereiche sind abzugrenzen und während der Einschaltzeit mindestens mit den Worten "Kein Zutritt –Röntgen" zu kennzeichnen

Rechtfertigende Indikation (§ 83 StrlSchG sowie § 119 StrlSchV)

Wie bereits in den Begriffsbestimmungen 14.1.2 (S. 287) beschrieben, dürfen Röntgenaufnahmen erst durchgeführt werden, "nachdem ein Arzt oder Zahnarzt **mit der erforderlichen Fachkunde im Strahlenschutz** entschieden hat, dass und auf welche Weise die Anwendung durchzuführen ist (rechtfertigende Indikation). Die rechtfertigende Indikation erfordert bei Anwendungen im Rahmen einer medizinischen Exposition die Feststellung, dass der gesundheitliche Nutzen der einzelnen Anwendung gegenüber dem Strahlenrisiko überwiegt." [Bundesregierung BRD, 2017]. Wichtig ist hierbei auch, dass die "rechtfertigende Indikation [...] nur gestellt werden [darf], wenn der Arzt, der die Indikation stellt, die Person, an der ionisierende Strahlung oder radioaktive Stoffe angewendet werden, vor Ort persönlich untersuchen kann [...]" [Bundesregierung BRD, 2017]. Dies bedeutet auch, dass auch bei einer Überweisung zu einem anderen Zahnarzt der dann die Röntgenuntersuchung durchführende Zahnarzt die rechtfertigende Indikation stellt (s. auch Ausfürhungsbetimmungen unten).

Im selben Paragraphen 83 StrlSchG wird auch gefordert, dass "Die Exposition durch eine Untersuchung mit ionisierender Strahlung oder radioaktiven Stoffen [...] so weit einzuschränken [ist], wie dies mit den Erfordernissen der medizinischen Wissenschaft zu vereinbaren ist" [Bundesregierung BRD, 2017].
In den Ausführungsbestimmungen hierzu aus der Rechtsverordnung (§ 119 StrlSchV [Bundesregierung BRD, 2018]) sind die folgenden Anforderungen festgelegt:

- Der die rechtfertigende Indikation stellende Arzt oder Zahnarzt hat neben der Einhaltung der Anforderungen nach § 83 Absatz 3 des Strahlenschutzgesetzes zu prüfen,

©R. Schulze, 2019

ob es sich bei der vorgesehenen Anwendung ionisierender Strahlung oder radioaktiver Stoffe um ein anerkanntes Verfahren nach den Erfordernissen der medizinischen Wissenschaften [...] handelt,

- Eine rechtfertigende Indikation ist auch dann zu stellen, wenn eine Anforderung eines überweisenden Arztes oder Zahnarztes vorliegt.

- Der die rechtfertigende Indikation stellende Arzt oder Zahnarzt hat vor der Anwendung, erforderlichenfalls in Zusammenarbeit mit dem überweisenden Arzt oder Zahnarzt, die verfügbaren Informationen über bisherige medizinische Erkenntnisse heranzuziehen, um jede unnötige Exposition zu vermeiden. Zu diesem Zweck ist die zu untersuchende oder zu behandelnde Person über frühere Anwendungen ionisierender Strahlung oder radioaktiver Stoffe, die für die vorgesehene Anwendung von Bedeutung sein können, zu befragen.

Angaben zur *Rechtfertigenden Indikation* sind aufzuzeichnen. Schwangere gelten nach § 120 StrlSchV zu den "besonderen Personengruppen". Für sie gilt: [Bundesregierung BRD, 2018] (s. auch 14.1.3 in Kapitel 14, S. 295):

1. "Der anwendende Arzt oder Zahnarzt hat vor einer Anwendung ionisierender Strahlung oder radioaktiver Stoffe gebärfähige Personen, erforderlichenfalls in Zusammenarbeit mit einem überweisenden Arzt, zu befragen, ob eine Schwangerschaft besteht oder bestehen könnte. Bei bestehender oder nicht auszuschließender Schwangerschaft ist die Dringlichkeit der Anwendung zu prüfen.

2. Der anwendende Arzt oder Zahnarzt hat bei Personen, bei denen trotz bestehender oder nicht auszuschließender Schwangerschaft die Anwendung ionisierender Strahlung oder radioaktiver Stoffe geboten ist, alle Möglichkeiten zur Herabsetzung der Exposition dieser Person und insbesondere des ungeborenen Kindes auszuschöpfen. [...]"

In diesem Zusammenhang ist es auch noch erwähnenswert, dass das ungeborene Kind einer schwangeren Frau, die im Rahmen ihrer beruflichen Tätigkeit der Exposition mit ionisierender Strahlung ausgesetzt ist, über den gesamten Schwangerschaftszeitraum maximal 1 mSv an Strahlendosis ausgesetzt sein darf [Bundesregierung BRD, 2017]. Dieser relativ hohe Wert wird selbstverständlich nicht durch eine zahnmedizinische Röntgenaufnahme erreicht. Allerdings ist die Anfertigung von Röntgenaufnahmen bei Schwangeren auch nicht von dieser Regelung betroffen, vielmehr gilt hier das oben diskutierte Rechtfertigungsprinzip mit seinen speziell für den Fall einer Schwangerschaft geschaffenen, relativ strikten Anforderungen.

Der in dieser Formulierung verwendete Ausdrucke *"Dringlichkeit"* impliziert für die in aller Regel in der Zahnheilkunde vorliegenden Elektiv-Indikationen eine *juristisch bedingte*, besondere Vorsicht bei der Abwägung. Der Hintergrund hierfür ist die in Kapitel 3.2, S. 53 näher erläuterte Tatsache, dass das Risiko für einen strahlenbedingten

©R. Schulze, 2019

Schaden des Embryos/Foetus zwar extrem gering ist, jedoch eben auch nicht komplett ausgeschlossen werden kann. Daher fordert der Gesetzgeber für diesen speziellen Fall einer Schwangerschaft eben auch eine besondere Sorgfalt in der Risikoabwägung und schränkt gleichzeitig die Anwendung auf Fälle medizinischer Dringlichkeit ein.

Berechtigte Personen (§ 145 StrlSchV)

§ 145 der Strahlenschutzverordnung fordert: "(1) Der Strahlenschutzverantwortliche hat dafür zu sorgen, dass ionisierende Strahlung und radioaktive Stoffe am Menschen nur angewendet werden von Personen, die als Ärzte oder Zahnärzte approbiert sind oder denen die vorübergehende Ausübung des ärztlichen oder zahnärztlichen Berufs erlaubt ist und die

1. entweder die für die Anwendung erforderliche Fachkunde im Strahlenschutz besitzen oder
2. auf ihrem speziellen Arbeitsgebiet über die für die Anwendung radioaktiver Stoffe und ionisierender Strahlung erforderlichen Kenntnisse im Strahlenschutz verfügen und unter ständiger Aufsicht und Verantwortung einer der unter Nummer 1 genannten Personen tätig sind.

Da Zahnmedizinische Fachangestellte (ZFA) lediglich *Kenntnisse im Strahlenschutz* haben können, dürfen sie selbstverständlich weder die rechtfertigende Indikation für Röntgenaufnahmen stellen noch eigenverantwortlich Röntgenaufnahmen anfertigen. Sie müssen unter ständiger Aufsicht einer Person mit entsprechender Fachkunde sein, wenn sie Röntgenaufnahmen anfertigen.

Kommentar

Nicht nach deutscher Gesetzgebung RöV und Fachkunderichtlinie ausgebildete Zahnärzte müssen *unabhängig von ihrem Ausbildungsland immer* einen Fachkundekurs (nach Anlage 3.1 Fachkunderichtlinie: mindestens 24h) nachweisen, bevor sie nach Absatz 2 eigenverantwortlich Röntgenuntersuchungen durchführen dürfen.

Kommentar

Zahnmedizinische Fachangestellte dürfen nur "unter ständiger Aufsicht und Verantwortung" einer nach obigen Vorschriften berechtigten Person Röntgenuntersuchungen durchführen.

Aufzeichnungspflichten, Weitergaberegelungen

Im StrlSchG regelt § 85 (Aufzeichnungs-, Aufbewahrungs- und behördliche Mitteilungspflichten von Daten und Bilddokumenten bei der Anwendung am Menschen; Verordnungsermächtigung) die Aufzeichungspflichten. Hier sind folgende Regelungen

©R. Schulze, 2019

festgelegt:

(1) Der Strahlenschutzverantwortliche hat dafür zu sorgen, dass über die Anwendung ionisierender Strahlung oder radioaktiver Stoffe am Menschen Aufzeichnungen angefertigt werden. Die Aufzeichnungen müssen Folgendes enthalten:

1. Angaben zur rechtfertigenden Indikation,
2. den Zeitpunkt und die Art der Anwendung,
3. Angaben zur Exposition
   a) der untersuchten oder behandelten Person oder zur Ermittlung dieser Exposition, einschließlich einer Begründung im Falle der Überschreitung diagnostischer Referenzwerte, sowie
   b) von Betreuungs- und Begleitpersonen, sofern nach der Rechtsverordnung nach § 86 Satz 2 Nummer 3 ihre Körperdosis zu ermitteln ist,
4. den erhobenen Befund einer Untersuchung,

Die **Aufbewahrung** ist im selben Paragraphen (§ 85) geregelt:

2) Der Strahlenschutzbeauftragte hat die Aufzeichnungen sowie Röntgenbilder, digitale Bilddaten und sonstige Untersuchungsdaten aufzubewahren, und zwar

2 im Falle von Untersuchungen
   a) einer volljährigen Person für eine Dauer von zehn Jahren,
   b) bei einer minderjährigen Person **bis zur Vollendung ihres 28. Lebensjahres**.

Bildweitergabe:

Anforderungen an die Bildweitergabe sind in Abs. 3 desselben Paragraphen (§ 85 StrlSchG) festgeschrieben.

(3) Der Strahlenschutzverantwortliche hat

1. der zuständigen Behörde auf Verlangen die Aufzeichnungen vorzulegen; dies gilt nicht für medizinische Befunde,
2. der ärztlichen oder zahnärztlichen Stelle auf Verlangen die Aufzeichnungen sowie die Röntgenbilder, die digitalen Bilddaten und die sonstigen Untersuchungsdaten zur Erfüllung ihrer nach der Rechtsverordnung nach § 86 Satz 2 Nummer 9 festgelegten Aufgaben vorzulegen,
3. einem weiter untersuchenden oder behandelnden Arzt oder Zahnarzt Auskünfte über die Aufzeichnungen zu erteilen und ihm die Aufzeichnungen sowie die Röntgenbilder, die digitalen Bilddaten und die sonstigen Untersuchungsdaten vorübergehend zu überlassen.

©R. Schulze, 2019

Unterweisung (§ 63 StrlSchV)

(1) Der Strahlenschutzverantwortliche hat dafür zu sorgen, dass folgende Personen unterwiesen werden:

1. Personen, die im Rahmen einer anzeige- oder genehmigungsbedürftigen Tätigkeit tätig werden,

Dies bedeutet, dass der Strahlenschutzverantwortliche Unterweisungen bei allen denjenigen Personen (Zahnärzte(zahnmedizinische Fachangestellte) durchführen muss, die mit dem Röntgengerät/en arbeiten.

Hierbei gilt entsprechend § 63 StrlSchV: "Die Unterweisung ist erstmals vor Aufnahme der Betätigung oder vor dem erstmaligen Zutritt zu einem Kontrollbereich durchzuführen. Danach ist die Unterweisung mindestens **einmal im Jahr zu wiederholen**. Inhalte der Unterweisung sind Informationen über

- die Arbeitsmethoden,
- die möglichen Gefahren,
- die anzuwendenden Sicherheits- und Schutzmaßnahmen,
- die für ihre Beschäftigung oder ihre Anwesenheit wesentlichen Inhalte des Strahlenschutzrechts, der Genehmigung oder Anzeige, der Strahlenschutzanweisung und
- die zum Zweck der Überwachung von Dosisgrenzwerten und der Beachtung der Strahlenschutzgrundsätze erfolgende Verarbeitung und Nutzung personenbezogener Daten.

Letzteres ist nur bei notwendiger Dosismessung zutreffend, was derzeit in der Zahnheilkunde in aller Regel nicht erfolgt.

©R. Schulze, 2019

15 Ausblick auf die Zukunft

Die Röntgendiagnostik hat sich seit ihrer Einführung unmittelbar nach Entdeckung der Röntgenstrahlung Ende des 19. Jahrhunderts in vielen Bereichen substantiell geändert. Nur eines ist immer gleich geblieben: die Verwendung elektromagnetischer Strahlung aus dem Energiebereich der Röntgenstrahlung. Was wird sich in Zukunft hinsichtlich der Röntgenbildgebung tun?

Es ist zu erwarten, dass die noch verbliebenen Filmröntgengeräte recht bald komplett vom Markt und damit aus den zahnärztlichen Praxen verschwinden. Mittelfristig wird die 3D-Bildgebung sicherlich zunehmend an Bedeutung gewinnen und in vielen Gebieten die heutige 2D-Bildgebung ablösen. Da es derzeit jedoch keinen technischen Lösungs-Ansatz gibt, eine 3D-Röntgenbildgebung am lebenden Patienten mit einer im Vergleich mit den vorhandenen 2D-Aufnahmen (intraorale Tubusaufnahmen) vergleichbaren Ortsauflösung herzustellen, werden die 2D-Techniken vor allem in den Bereichen weiter benötigt werden, in welchen es auf eine hohe Ortsauflösung ankommt. Dies ist in der Zahnheilkunde vor Allem die Endodontie, aber auch beispielsweise die initiale Kariesdiagnostik. Auch limitiert die deutlich erhöhte Strahlenexposition durch 3D-Aufnahmen insbesondere in der Zahnheilkunde die noch weitere Verbreitung der 3D-Techniken, weil in der Zahnheilkunde ja zumeist im Bereich elektiver Therapien gearbeitet wird und deswegen das Prinzip der Rechtfertigung hier besonders hohe Ansprüche stellt.

Hardwareseitig werden photonenzählende Detektoren (s. auch S. 97) sicherlich auch in der zahnmedizinischen Röntgenbildgebung zunehmende Anwendung finden. Die Information über die auftreffenden Energien machen derartige Geräte beispielsweise für quantitative Untersuchungen (z.B. Knochendichtemessung etc.) interessant. Hier wird die Zukunft zeigen, welche Anwendungen sich aus dieser sehr interessanten Hardware-Entwicklung noch ergeben werden.

Mit Einführung der Computertomographie in den 1970er Jahren und ihrer auch Anfang des neuen Jahrtausends noch weiter zunehmenden Bedeutung hatte die Röntgendiagnosik ihre erste wirkliche Revolution erlebt. Die Einführung der DVT in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde Ende der 1990er Jahre führte zu einer weiten Verbreitung dieser Technik nun auch unter den Zahnärzten, da sie (zumindest in Deutschland) diese Geräte mit einer erweiterten Fachkunde in ihrer Praxis selbst betreiben können. Diese neue Technik eröffnet, zusammen mit der Digitalisierung in anderen Bereichen (digitale Abformung, -Modellerstellung), einige weitere Ansätze für zukünftige Anwendungen. Im Folgenden werden einige, in Zukunft sicherlich an Bedeutung gewinnende, Techniken kurz beschrieben, die teilweise auch bereits heute in (meist noch experimenteller) Erprobung sind.

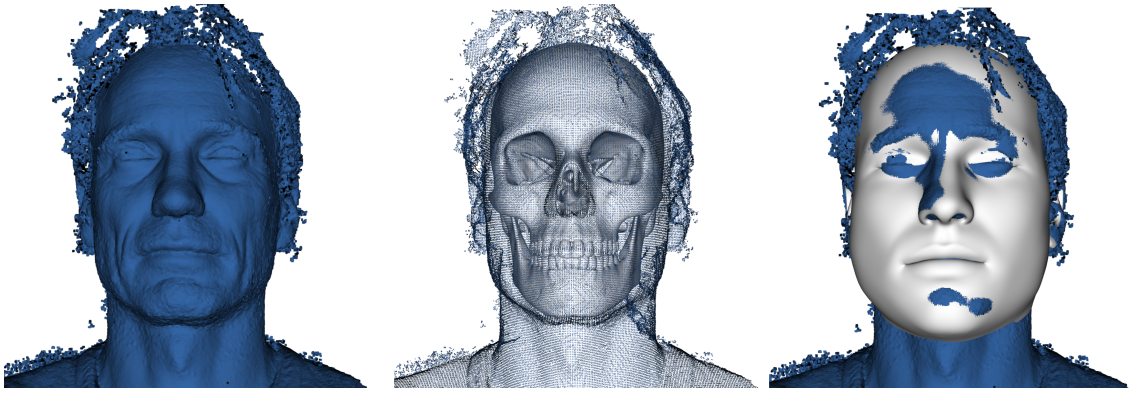


Abbildung 15.1: Beispiel für einen mit einem Schädel-CT fusionierten/registrierten 3D-Oberflächenscan eines Gesichtes (freundlicherweise zur Verfügung gestellt von Thomas Gietzen aus der Arbeitsgruppe "Computer Vision and Mixed Reality Group" von Prof. Dr. Ulrich Schwanecke, Hochschule RheinMain, Wiesbaden).

15.1 Merging digitaler Datensätze

Unter "Merging" versteht man in diesem Zusammenhang die Vereinigung mehrerer digitaler, von unterschiedlichen bildgebenden Modalitäten stammenden Datensätze (beispielsweise ein DVT mit einem intraoral-Scan oder auch mit einem Gesichtsscan). Ein Beispiel für die Fusion eines Schädel-CTs mit einem 3D-Gesichtsscan wird in Abb. 15.1 (S. 302) gezeigt. Zweck einer derartigen Fusion unterschiedlicher Abbildungsmodalitäten ist es, zusätzliche Informationen zur Verfügung zu stellen oder die vorhandenen Informationen besser visualisieren zu können. Technisch gesehen, nennt man den Prozess, zwei oder mehrere Datensätze so zu fusionieren, dass sie (in unserem Fall nach anatomischen Kriterien) aufeinander passen, *Registrierung*. Hierfür gibt es viele unterschiedliche, etablierte Techniken (s. z. B. [Maintz and Viergever, 1998]).

Das Zusammenfügen (Merging) unterschiedlicher Bilddatensätze ist auch in der Zahnheilkunde bereits heute ein bekanntes Verfahren [Dranischnikow et al., 2009, Galantucci et al., 2012]. Zum Beispiel werden MRT- auf CT-Datensätze [Al-Saleh et al., 2016] oder 3D-fotografische Abbildungen auf DVT-Datensätze [Jayaratne et al., 2012] registriert. Oder, es werden optische "digitale Abformungen" (intraorale optische Scans der Zähne) auf DVT-Datensätze registriert [Lee et al., 2012, Rangel et al., 2013]. Häufig sind die Registrierungsmethoden noch referenzkörper-basiert, d.h. man benötigt externe, kleine, in den zu mergenden Datensätzen erkennbare Marker, um den Registrierungsvorgang automatisiert durchzuführen. Aber auch die komplett freie, referenzlose, automatische Registrierung ist möglich. De facto stellt sie heute bereits den Stand der Technik dar [Oliveira and Tavares, 2014]. Der potentielle Vorteil der Registrierung unterschiedlicher Modalitäten in einem Bild liegt u. A. in der komplementären Information unterschiedlicher Bilddaten (z. B. CT und MRT). Die Information aus mehreren Modalitäten ergänzen sich möglicherweise so, dass der Untersucher dies vorteilhaft für die Diagnostik und Therapie des Patienten nutzen kann. Selbstverständlich können auch unterschiedliche Abbildungen aus nur einer Modalität miteinander zueinander registriert werden, z. B. zeitlich voneinander ge-

©R. Schulze, 2019

trennte Abbildungen (4D). Auch so kann u. U. Information sichtbar gemacht werden, die andernfalls für das menschliche kognitive System nicht einfach erkennbar wäre. Unterschiedlichste technische Lösungen stellen heutzutage sehr machtvolle Werkzeuge bereit, derartige monomodale oder multimodale Registrierungsprobleme suffizient zu lösen. Das Potential ist in dieser Richtung sicherlich noch lange nicht ausgeschöpft. Auch in der Bildgebung der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde sind viele unterschiedliche Anwendungsmöglichkeiten denkbar. Fotografische Abbildungen, optische Oberflächenscans, Röntgendaten, MRT-Daten und auch Ultraschallbilder können durch Registrierung für den Anwender neuartige Informationsquellen darstellen. Rapid Prototyping-Verfahren, in denen aus Daten, ohne viele Zwischenprozesse, schnell ein Modell generiert wird (z. B. 3D-Druck aus DVT-Daten oder optischen Scans), werden häufig in Verbindung gebracht mit der Registrierung von Datensätzen unterschiedlicher Modalitäten. Auf diese Weise können beispielsweise chirurgische Bohrschablonen unter Integration von optischen Scans in die Patienten-DVTs erzeugt und anschließend unmittelbar gedruckt und verwendet werden [Barone et al., 2016]. Derartige integrative Verfahren werden sicherlich in Zukunft viele herkömmliche Prozesse, die bisher breite Anwendung finden, ersetzen können.

15.2 3D-Techniken mit reduzierter 3D-Information

Es ist zu erwarten, dass für bestimmte Nischenanwendungen 3D-Verfahren (weiter)entwickelt werden, die eine reduzierte 3D-Information zur Verfügung stellen. Im weitesten Sinne basieren derartige Techniken auf dem Tomosynthese-Prinzip (s. Kapitel 11, S. 247). Wie dort bereits beschrieben, befindet sich bereits ein Gerät auf dem Markt (VT, Instrumentarium Oy, Tuusula, Finnland), das mit Hilfe einer tomosynthetischen Rekonstruktion transversale Schnitte durch den Kiefer für implantologische Anwendungen erzeugt (s. auch Abschnitt 8.0.2, S. 183 sowie Abschnitt 11.2, S. 253). Auch das in unserer Arbeitsgruppe entwickelte RSM3D-Verfahren (Abschnitt 11.2, S. 253) gehört zu diesen Techniken. Derartige Anwendungen sind vor allem dann vorstellbar, wenn einerseits aus bestimmten medizinischen oder technischen Gründen ein CT oder DVT nicht möglich ist und/oder die (relativ) hohe Dosis an ionisierender Strahlung nicht mit der Indikation in Übereinklang zu bringen ist. Bedingt durch die moderne Informationstechnologie mit immer größeren Rechenkapazitäten und -Geschwindigkeiten stellen die komplexen mathematischen Methoden, die für derartige Rekonstruktionen notwendig sind, bereits heute nur noch ein untergeordnetes Problem dar. Die iterativen Algorithmen zur Rekonstruktion werden immer weiter verbessert und beschleunigt, so dass in Zukunft weitere Anwendungsszenarien dieser Nischentechnologien auch in der zahnärztlichen Röntgenbildgebung zu erwarten sind.

15.3 Phasenkontrast-Röntgen

Die nächste wirkliche Revolution im medizinischen Röntgen steht bereits kurz vor der Einführung in die klinische Diagnostik: das Phasenkontraströntgen. Dies soll kurz im Folgenden näher erläutert werden.

©R. Schulze, 2019

Während bei der herkömmlichen Röntgenbildgebung, wie in Kapitel 4 (S. 67) ausführlich besprochen, lediglich Absorptionsdifferenzen indirekt durch die Energie der auf den Röntgendetektor treffenden Photonen gemessen werden, macht sich das Phasenkontraströntgen erstmalig die Wellennatur der Röntgenstrahlung direkt zur Bildgebung zunutze. Absorptionsbildgebung funktioniert hervorragend, wenn große Absorptionsdifferenzen zwischen den Geweben einen großen Kontrast (etwa Knochen zu Luft oder Knochen zu Weichgewebe) erzeugen. Innerhalb von Weichgeweben jedoch ist der Röntgenkontrast, basierend auf Absorption, sehr gering. Der Kontrast durch die Phasenverschiebung der Strahlung, die innerhalb von verschiedenen Weichgeweben oder anderen wenig absorbierenden Strukturen entsteht, ist hingegen deutlich größer. Dies führt zu einer Veränderung der Wellenfront durch das Objekt, die mit Hilfe recht komplexer Messvorgänge auf dem Detektor gemessen werden und, nach, anschließender mathematischer Aufbereitung der Daten, als Weichgewebskontrast dargestellt werden kann. Die Effekte der Phasenverschiebung und -Detektion sind bereit seit mehreren Jahrzehnten Gegenstand intensiver Forschung, sie konnten bis vor wenigen Jahren jedoch nur mit Hilfe sehr teurer (und großer) Synchrotron-Beschleuniger erzeugt werden. In den letzten Jahren haben sich in der Forschung jedoch vielversprechende Ansätze ergeben, Phasenkontrast auch mit herkömmlichen, in der Medizin verwendeten Röntgenröhren, nutzen zu können [Pfeiffer et al., 2006].

15.3.1 Prinzip

Die durch das Objekt verursachte Phasenverschiebung der Röntgenstrahlung kann mit Hilfe von *Interferenz* gemessen werden. Phasenverschiebung ist in biologischen Geweben typischerweise um den Faktor 10^3 größer als deren Absorptionsdifferenzen (10keV bis 150keV). Der Vorteil des Ansatzes, mittels *differentiellem Phasenkontrast* zu messen, liegt in der Verwendbarkeit polychromatischer (herkömmlicher) Röntgenstrahler, wie sie in der medizinischen Bildgebung eingesetzt werden (s. Abschnitt 2.2.2, S. 26). Mit Hilfe mehrerer Gitter wird ein Beugungsmuster (Interferenzmuster) erzeugt, welches dann auf dem Rezeptor detektiert werden kann. Dieses beinhaltet die Information über die Phasenverschiebung (kodiert in dem so erzeugten Interferenzmuster) [Pfeiffer et al., 2006]. Der von der Arbeitsgruppe um Pfeiffer beschriebene Aufbau besteht aus einem röntgenquellennahen ersten Gitter G_0 (Abb 15.2) mit Gitteröffnungen im ca. $100\mu m$-Bereich. Zwei weitere Gitter (G_1, G_2) mit kleineren Gitteröffnungen im niedrigen Mikrometerbereich befinden sich im Strahlengang hinter dem Objekt (G_1) bzw. unmittelbar (G_2) vor dem Detektor. G_0 fungiert als eine Anordnung sehr vieler, nahezu kohärenter, linienförmiger Strahlenquellen. Der durch die Refraktion (Brechung) im zu röntgenden Objekt entstehende, sehr kleine Brechungswinkel wird durch die geschickte Anordnung der Gitter (G_1) und (G_2) in Grauwertunterschiede übersetzt, die wiederum auf einem normalen digitalen Detektor detektiert werden können [Pfeiffer et al., 2006]. Hierbei entsteht ein periodisches Streifenmuster auf dem Detektor. Die Positionen des Streifenmusters ermöglicht die Berechnung der Form der Wellenfront. Um dieses Signal besser von anderen Störsignalen (Absorption, inhomogene Verteilung der Röntgenstrahlung, Ungenauigkeiten in den Gittern) unterscheiden zu können, wird eines der Gitter ($G_!$ oder G_2) relativ zueinander parallel zur Detektorebene um eine Gitterperiode bewegt [Weitkamp et al., 2005, Pfeiffer et al., 2006]. Durch die

©R. Schulze, 2019

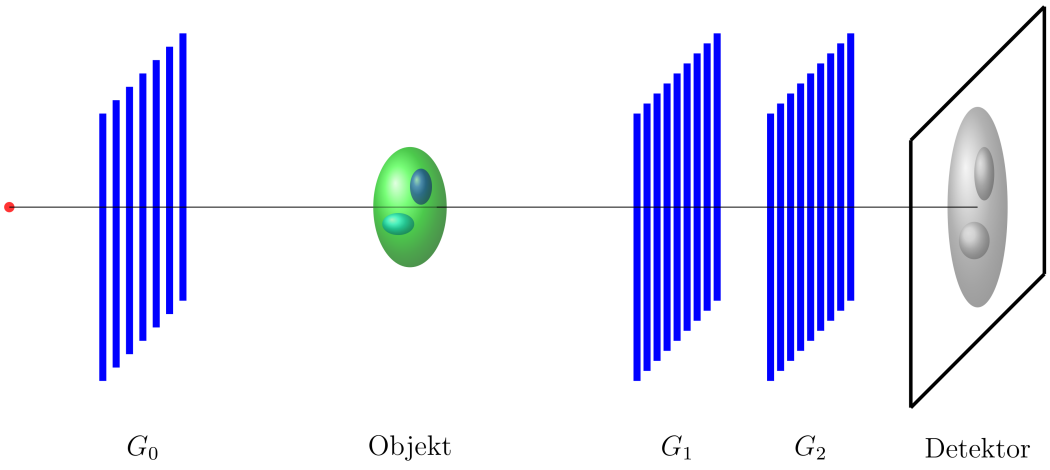


Abbildung 15.2: Prinzipieller Aufbau zur Detektion der Phasenverschiebung bei polychromatischen, herkömmlichen Röntgenröhren mittels dreier Gitter ((G_0, G_1, G_2). Das röhrennahe Gitter G_0 fungiert als eine Ansammlung nahezu kohärenter, linienförmiger Strahlenquellen. Die Phasenverschiebung im Objekt bewirkt eine geringgradig Brechung der Strahlung, die zu einer leichten Winkeländerung führt. Dieser Brechungswinkel wird detektiert und zur Bestimmung der Phasenverschiebung genutzt. (Modifiziert aus: [Pfeiffer et al., 2006])

Anfertigung einer Aufnahme für jede relative Position des bewegten Gitters, werden Intensitätsbilder auf dem Detektor erzeugt. Die unterschiedlichen Interferenzmuster auf diesen Aufnahmen ermöglichen eine Berechnung der Wellenfront [Weitkamp et al., 2005].

15.3.2 Potentielle Anwendung des Phasenkontraströntgens

Das Potential des Phasenkontraströntgens vor Allem hinsichtlich der Weichgewebsdarstellung ist in Abbildung 15.3 gut zu erkennen. In dem dazugehörigen wissenschaftlichen Artikel [Velroyen et al., 2015] aus der Arbeitsgruppe von Franz Pfeiffer (Technische Universität München) wurden lebende, (allerdings anästhesierte), Mäuse für diese Bildgebung verwendet. Dies zeigt auch das Potential der Bildgebung für die Zukunft. In naher Zukunft sind klinische Anwendungsszenarien zu erwarten. Eine Verwendung in der Zahnheilkunde ist ebenfalls zu erwarten, beispielsweise in der in vitro Darstellung von Zahnhartsubstanz [Jud et al., 2016]. In vivo Anwendungen sind natürlich auch in der Zahnheilkunde denkbar, beispielsweise zur zusätzlichen Darstellung der (peri)oralen Weichgewebe.

15.4 Dentales MRT

Neben den bereits in Kapitel 12 (S. 257) besprochenen, bereits seit Jahren bekannten Anwendungen der MRT im Rahmen der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, werden derzeit auch neuartige Anwendungsszenarien diskutiert. So wurden unterschiedliche,

©R. Schulze, 2019

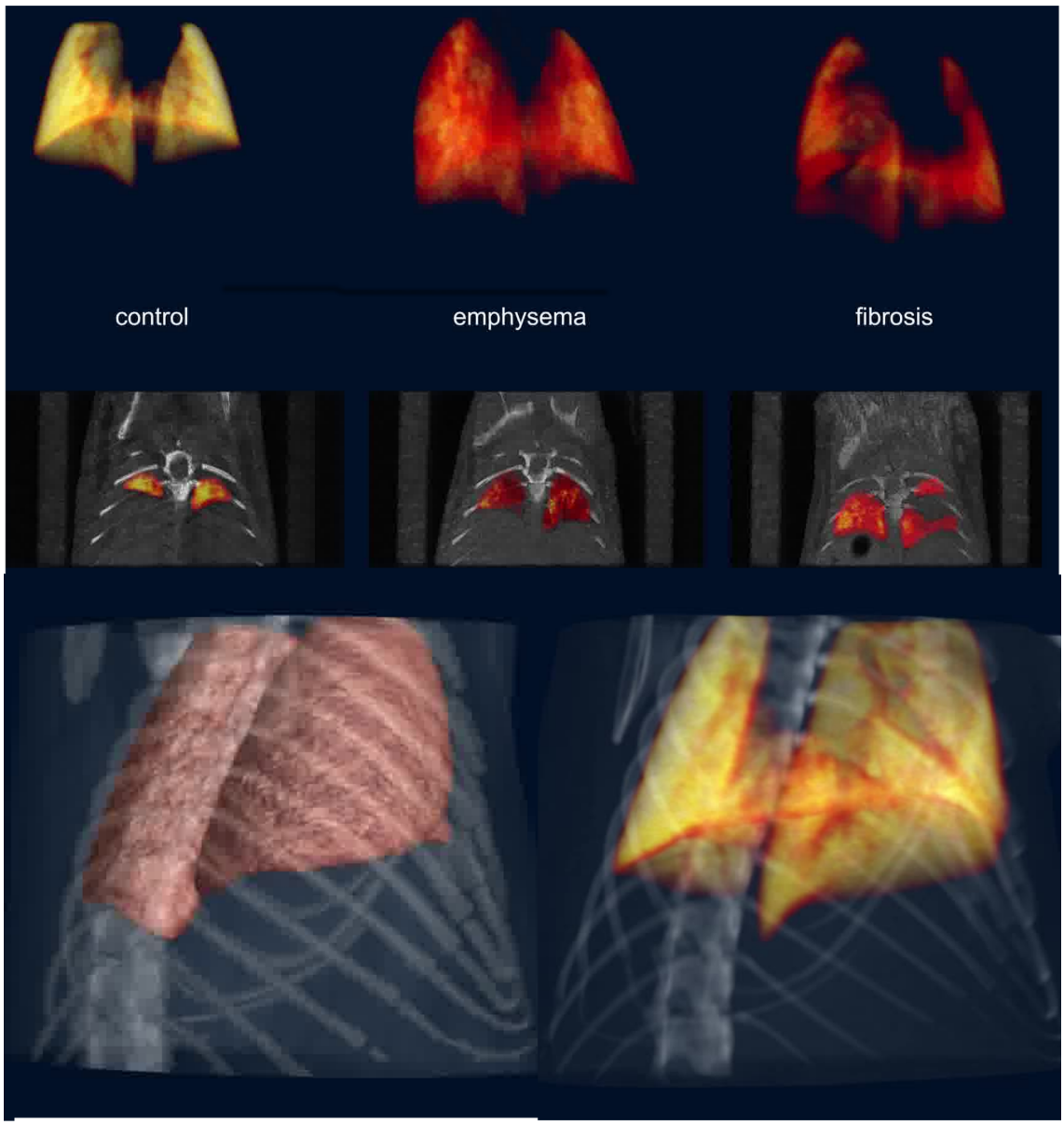


Abbildung 15.3: Phasenkontrast-Röntgenbilder (Dunkelfeld) der Lungen lebendiger Mäuse [Velroyen et al., 2015] als Beispiel, wie gut der Phasenkontrast die Weichgewebe darstellen kann. Bildmaterial freundlicherweise zur Verfügung gestellt Prof. Dr. rer. nat. Franz Pfeiffer, Technische Universität München

©R. Schulze, 2019

spezielle Techniken zur Darstellung der Zähne mittels MRT in den letzten Jahren vorgeschlagen [Gradl et al., 2017, Hövener and Ludwig, 07.04.2016, Ludwig et al., 2016]. Mit Hilfe eine speziell für die zahnärztliche Bildgebung entwickelten, extraoralen Vierkanal-Spule konnten qualitativ sehr gute Abbildungen des Alveolarkamms und der Zähne plus der umgebenden Weichteile erzeugt werden [Gradl et al., 2017]. Mit Hilfe ultrakurzer Echozeiten (T2-Relaxationen, s. Kapitel 12, S. 259) konnten kariöse Läsionen erfolgreich dargestellt [Bracher et al., 2011, 2013] und auch Schädelknochen sehr genau rekonstruiert werden [van Eijnatten et al., 2016].

Ebenfalls sehr aktuell ist eine andere, interessante Neuentwicklung aus Deutschland. Sie verwendet induktive, kabellose Spulen aus isoliertem Kupferdraht für die intraorale Anwendung [Hövener and Ludwig, 07.04.2016, Ludwig et al., 2016]. Diese werden über die interessierende Region gestülpt und dort mit Hilfe von zahnärztlichen Werkstoffen temporär für die Aufnahme fixiert [Hövener and Ludwig, 07.04.2016, Ludwig et al., 2016]. Dadurch gelingt nach Angaben der Autoren, eine, im Vergleich zu anderen Methoden zur MRT-Darstellung, deutlich erhöhte, lokale Sensitivität sowie damit eine qualitativ wesentlich bessere Abbildung der lokalen (intraoralen) Gewebe [Ludwig et al., 2016]. Spezielle Anwendungen von MRT-Untersuchungen mit Hilfe spezieller Sequenzen bzw. spezieller Informations-Aufbearbeitung wie beispielsweise zur *in vitro* Darstellung pulpaler Weichgewebe [Idiyatullin et al., 2011] oder *in vivo* Erkennung von Sprüngen in Zähnen [Idiyatullin et al., 2016] sind ebenfalls bereits beschrieben worden.

15.4.1 Künstliche Intelligenz

In den letzten Jahren ist das Thema künstliche Intelligenz (KI), insbesondere durch die Entwicklung von "Deep-Learning"-Algorithmen zunehmend in den Fokus geraten. Maschinelles Lernen zum Lösen spezifischer Probleme wird in immer mehr Lebensbereichen eingesetzt. Viele Bereiche des täglichen Lebens (z. B autonomes Autofahren, selbst fliegende/steuernde Fluggeräte, lernende Hilfsroboter etc. etc.) werden hierdurch wohl in naher Zukunft substantiellen Änderungen unterworfen sein, die sich bisher in ihrer Gesamtheit noch nicht einmal abschätzen lassen. Es ist zu erwarten, dass KI unser aller Leben in Zukunft ganz erheblich beeinflussen wird, weil viele Abläufe und Anforderungen durch KI gelöst werden können und damit vermutlich auch einige Berufszweige zukünftig von lernenden Maschinen übernommen werden.
Deep Learning ist ein Untergebiet des maschinellen Lernens. Der Begriff wurde erstmalig im Jahr 2000 im Zusammenhang mit "Artificial Neural Networks" (ANN) gebraucht. Hierbei beschreibt der Begriff Deep Learning die Art und Weise, wie maschinelles Lernen mit Hilfe tiefer neuronaler Netze technisch durchgeführt wird. Viele Lagen (Layers) an künstlichen Neuronen führen zu einem tiefen (deep) Netz. Letztlich entspricht dieses Netz einem künstlichen Abstraktionsmodell des menschlichen Gehirns. Es gibt einen Eingangs- und einen Ausgangslayer und dazwischen unterschiedlich viele Verarbeitungslayer (s. Abb 15.4, S. 309). Es gibt Netze, die überwacht ("supervised") lernen, d.h. auf Basis entsprechender Trainingsdatensätze angelernt werden. Das Grundprinzip besteht darin, dass bestimmte Eingangsdaten in das Netz auf der Input-Seite eingespeist werden

©R. Schulze, 2019

(z. B. Bildinformation) und die einzelnen Layer daraus Voraussagen ("Predictions") generieren. Einzeln betrachtet ist jedes Neuron eine bestimmte mathematische Funktion, die einen Input- auf einen Output mapped. Die Inputinformation wird hierbei gewichtet, wobei die Gewichte beispielsweise durch den Vergleich zwischen dem Output des Neurons und dem tatsächlichen Ergebnis (z.B. einer Klassifikation im Lerndatensatz) erzeugt werden. Je besser das Ergebnis mit dem Lerndatensatz übereinstimmt, desto höher wird dieser Input gewichtet. Durch viel Lagen an unterschiedlichen Informationsverarbeitung und entsprechend vielen Lerndatensätzen generiert so ein neuronales Netz schließlich einen Output, der umso besser (d.h. zutreffender) ist, je mehr unterschiedliche Lerndatensätze zur Verfügung stehen. Hierbei müssen die Lerndatensätze "gelabelt" sein, was bedeutet, dass die zu lernende Information entsprechend ihres Zustandes dem System bekannt sein muss. Einfach ausgedrückt, soll das System auf Bildern z. B. Katzen erkennen lernen, benötigt man viele Datensätze unterschiedlicher Tiere, wobei zumindest die mit den Katzen als "Katze" gelabelt sein müssen.
Insgesamt sind (tiefe) neuronale Netze in der medizinischen Anwendung noch ein sehr neues Forschungsgebiet. Allerdings wurden in der Röntgenwelt tiefe neuronale Netzwerke bereits in der Diagnostik für die verschiedensten diagnostischen Fragestellungen erfolgreich angewandt (s. z. B. [Yasaka and Abe, 2018]). Hierbei ist die hohe Sensitivität und Spezifität sowie die gute Reproduzierbarkeit der Vorhersagen dieser Netze für diagnostische Fragestellungen eindrucksvoll [Yasaka and Abe, 2018]. Einen Überblick über die derzeitigen Anwendungen in der zahnmedizinischen Bildgebung ist in einem sehr aktuellen Review [Hwang et al., 2019] zusammengefasst. So wurden beispielsweise auf DVT-Datensätzen Zähne automatisch erkannt [Miki et al., 2017, Macho et al., 2018] oder diese Netze zur automatischen Detektion kieferorthopädischer Referenzpunkte auf FRS-Aufnahmen [Lee et al., 2009] oder auch zur Kariesdetektion auf intraoralen Röntgenaufnahmen erfolgreich verwendet [Lee et al., 2018]. Dieses Buch kann das sehr spannende und vielversprechende Forschungsfeld tiefer neuronaler Netze/Deep-Learning in der Röntgendiagnostik alleine schon aufgrund der Neuheit dieser Ansätze nur sehr knapp besprechen. Es ist jedoch bereits jetzt abzusehen, dass sich bereits in (naher) Zukunft auf diesem Gebiet sehr viele Anwendungsmöglichkeiten und-Szenarien ergeben werden, die das Potential haben, die Diagnostik auch im Bereich der Zahnheilkunde fundamental zu verändern.

©R. Schulze, 2019

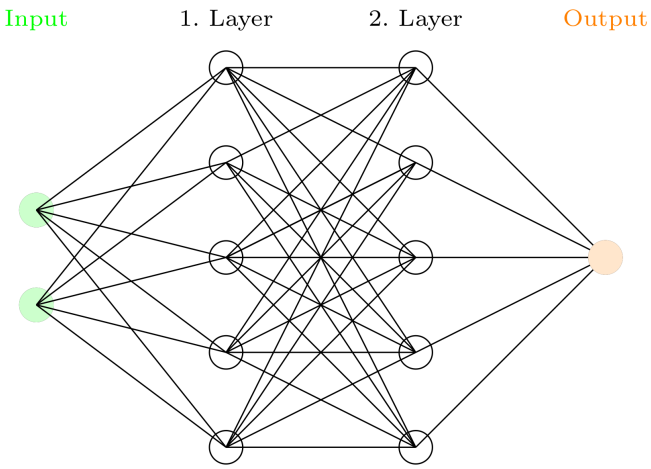


Abbildung 15.4: Schematischer Aufbau eines “tiefen” Netzes, hier mit nur zwei Layern sowie einer Lage Eingangs- sowie (in diesem Fall) einem Ausgangsneuron. Dieses Netz bezeichnet man als “fully connected”, was bedeutet, dass alle Neuronen zwischen zwei aufeinanderfolgenden Schichten (Layern) miteinander verbunden sind.

©R. Schulze, 2019

15.5 Ausblick – Zusammenfassung

Abbildungen unterschiedlichster Art mit Hilfe von Röntgenstrahlung werden auch weiterhin einen essentiellen Bestandteil im Arsenal der diagnostischen Methoden in der Zahn-,- Mund- und Kieferheilkunde darstellen. Das tägliche Arbeiten mit unterschiedlichsten Röntgenbildern gehört auch weiterhin immanent zur zahnärztlichen Tätigkeit. Ob in naher Zukunft 3D-Techniken, wie beispielsweise die DVT, tatsächlich die 2D-Techniken komplett ablösen werden, bleibt aufgrund einiger systemimmanenter Nachteile der 3D-Techniken (reduzierte Ortsauflösung, erhöhte Dosis, erhöhte Kosten, spezifische Abbildungsfehler) abzuwarten. Aus Sicht des Autors ist eher zu erwarten, dass beide Techniken in absehbarer Zukunft weiterhin ihre Anwendungsgebiete haben werden. Allerdings ist auch zu erwarten, dass der Anteil der 3D-Aufnahmen in der Zahnheilkunde weiterhin ansteigen wird. Verwandte bildgebende Verfahren, wie die MRT oder auch die Sonographie, haben das Potential, in unserem Fachgebiet zukünftig ihr Anwendungsspektrum deutlich zu erweitern. Synergieeffekte durch Integration unterschiedlicher Bildmodalitäten in ein Bild oder in spezifische Prozesse (Implantologie!) werden vermutlich zukünftig eine sehr große Rolle spielen. Zudem sind weitere, neuartige, bildgebende Verfahren mit Hilfe von Röntgenstrahlung für bestimmte Nischenanwendungen sehr wahrscheinlich. Die Möglichkeiten moderner Datenverarbeitung, in Kombination mit dem weltweit hohen technischen Entwicklungsstand, führen zu einem weiterhin sehr großen Entwicklungspotential in diesem zahnärztlichen Fachgebiet. Insbesondere die auf künstlicher Intelligenz basierenden Ansätze der automatisierten Diagnostik haben ein Potential, das derzeit noch nicht einmal wirklich abgeschätzt werden kann. Alle diese vielfältigen und zudem häufig noch sehr neuen Entwicklungen machen es spannend, die weitere Zukunft des zahnärztlichen Röntgens zu beobachten und vielleicht auch aktiv mitzugestalten!

©R. Schulze, 2019

Danksagung

Der Autor bedankt sich ausdrücklich beim Deutschen Röntgen-Museum in Remscheid für die freundliche Erlaubnis, viele Fotos und Abbildungen aus dem Besitz des Museums in diesem Buch abdrucken zu dürfen. Die entsprechenden Abbildungen sind selbstverständlich jeweils mit der Quellenangabe versehen.

©R. Schulze, 2019

Literaturverzeichnis

J Ahlqvist, S Eliasson, and U Welander. The effect of projection errors on angular measurements in cephalometry. *Eur J Orthod*, 10(4):353–361, 1988.

B G Akdeniz and H-G Gröndahl. Degradation of storage phosphor images due to scanning delay. *Dentomaxillofac Radiol*, 35(2):74–77, 2006.

B G Akdeniz, H-G Gröndahl, and T Kose. Effect of delayed scanning of storage phosphor plates. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 99(5):603–607, 2005.

M A Al-Saleh, N A Alsufyani, H Saltaji, J L Jaremko, and P W Major. MRI and CBCT image registration of temporomandibular joint: a systematic review. *J Otolaryngol Head Neck Surg*, 45:30, 2016.

M Alkhader, N Ohbayashi, A Tetsumura, S Nakamura, K Okochi, M A Momin, and T Kurabayashi. Diagnostic performance of magnetic resonance imaging for detecting osseous abnormalities of the temporomandibular joint and its correlation with cone beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol*, 39(5):270–276, 2010.

O S Alothmani, L.T Friedlander, B D Monteith, and N P Chandler. Influence of clinical experience on the radiographic determination of endodontic working length. *Int Endod J*, 46:211–216, 2013.

American Association of Physicists in Medicine (AAPM). A primer on low-level ionizing radiation and its biological effects. A report of the Biological Effects Committee American Association of Physicists in Medicine, 1986.

American Association of Physicists in Medicine (AAPM). The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT, 2008.

Y Arai, E Tammisalo, K Iwai, K Hashimoto, and K Shinoda. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol*, 28:245–248, 1999.

American Thyroid Association. Policy statement on thyroid shielding during diagnostic medical and dental radiology, 2013.

Australian Radiation Protection and Nuclear Saftey Agency. Radiation Protection Series No. 10: Radiation Protection in Dentistry, 2005.

J A Baker and J Y Lo. Breast tomosynthesis: State-of-the-art and review of the literature. *Acad Radiol*, 18: 1298–1310, 2011.

D H Ballard. Generalizing the Hough Transform to Detect Arbitrary Shapes. *Pattern Recognition*, 13:111–122, 1981.

S Barone, M Casinelli, M Frascaria, A Paoli, and AV Razionale. Interactive design of dental implant placements through cad-cam technologies: from 3d imaging to additive manufacturing. *Int J Interact Des Manuf*, 10:105–117, 2016.

H P Beck-Bornholdt, H H Dubben, and H Willers. [Proliferation rate and radiosensitivity. Bergonié's and Tribondeau's error]. *Strahlentherapie und Onkologie*, 173(6):335–337, 1997.

A Bedard, T D Davis, and C Angelopoulos. Storage phosphor plates: how durable are they as a digital dental radiographic system? *J Contemp Dent Pract*, 5:57–69, 2004.

E Benavides, M Bilgen, B Al-Hafez, T Alrefae, Y Wang, and P Spencer. High-resolution magnetic resonance imaging and diffusion tensor imaging of the porcine temporomandibular joint disc. *Dentomaxillofac Radiol*, 38 (3):148–155, 2009.

K Beneke. *Biographien und wissenschaftliche Lebensläufe von Kolloidwissenschaftlern, deren Lebensdaten mit 1995 in Verbindung stehen*. Beiträge zur Geschichte der Kolloidwissenschaften, VII. Verlag Reinhard Knof, Nehmten, 1998. Mitteilungen der Kolloid-Gesellschaft, 1998.

J Bergonié and L Tribondeau. L'aspermatogenèse expérimentale complète obtenue par les rayons x, est-elle definitive? *Compt Rend Soc Biol*, 58:678–680, 1905.

P Bilski. Lithium fluoride: from LiF:Mg,Ti to LiF:Mg,Cu,P. *Radiat Prot Dosim*, 100:199–206, 2002.

A Björk. Timing of interceptive orthodontic measures based on stages of maturation. *Trans Europ Orthod Soc*, 61: 57–69, 1972.

A E M Bocage. French Patent No 534464: Procede et dispositifs de radiographie sur plaque en mouvement, 1922.

R Boeddinghaus and A Whyte. Current concepts in maxillofacial imaging. *Eur J Radiol*, 66:396–418, 2008.

P Bos. High sensitivity thermoluminescence dosimetry. *Nucl Instr and Meth in Phys Res B*, 184:4–28, 2001.

A-K Bracher, C Hofmann, A Bornstedt, S Boujraf, E Hell, J Ulrici, A Spahr, B Haller, and V Rasche. Feasibility of ultra-short echo time (ute) magnetic resonance imaging for identification of carious lesions. *Magn Reson Med*, 66(2):538–545, 2011.

A-K Bracher, C Hoffmann, A Bornstedt, E Hell, F Janke, J Ulrici, B Haller, M-A Geibel, and V Rasche. Ultrashort echo time (ute) mri for the assessment of caries lesions. *Dentomaxillofac Radiol*, 42:20120321, 2013.

D J Brenner and E J Hall. Computed Tomography — An Increasing Source of Radiation Exposure. *N Engl J Med*, 357(22):2277–2284, 2007.

D J Brenner, R Doll, D T Goodhead, E J Hall, C E Land, J B Little, J H Lubin, D L Preston, R J Preston, J S Puskin, E Ron, R K Sachs, J M Samet, R B Setlow, and M Zaider. Cancer risks attributable to low doses of ionizing radiation: assessing what we really know. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 100(24):13761–13766, 2003.

B H Broadbent. A new x-ray technique and its application to orthodontia. *Angle Orthod*, 1:45–66, 1931.

M Broca. Sur les projections de la tête, et sur un nouveau procédé de céphalometrie. *Bull de la Societé d' Anthropologie de Paris*, 3:514–544, 1862.

A G Brodie, W B Downs, A Goldstein, and E Myer. Cephalometric appraisal of orthodontic results – preliminary report. *Angle Orthod*, 8(4):261–265, 1938.

D Brüllmann and RK Schulze. Spatial resolution in cbct machines for dental/maxillofacial applications-what do we know today? *Dentomaxillofac Radiol*, 44:20140204, 2015.

Bundesaerztekammer. Leitlinie der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik, 2007.

Bundesamt für Strahlenschutz. Jahresbericht 2007: IV Strahlenexposition durch medizinische Maßnahmen, 2007.

Bundesamt für Strahlenschutz. Jahresbericht 2009, 2009.

Bundesamt für Strahlenschutz. Bundesamt für Strahlenschutz 1989 – 2014: Forschen. Informieren. Schützen., 2015.

Bundesamt für Strahlenschutz. Strahlenthemen: Röntgendiagnostik – schädlich oder nützlich?, 2005.

Gemeinsamer Bundesausschuss. Richtlinie des Gemeinsamen Bundesausschusses über Kriterien zur Qualitätsbeurteilung in der radiologischen Diagnostik gemäß § 136 SGB V (Qualitätsbeurteilungs-Richtlinie Radiologie, QB-RL Radiologie), 2010.

Bundesregierung BRD. Verordnung zum Schutze gegen Schädigungen durch Röntgenstrahlen und radioaktive Stoffe in nichtmedizinischen Betrieben (Röntgenverordnung), 1941.

Bundesregierung BRD. Verordnung zur Änderung der Röntgenverordnung und anderer atomrechtlicher Verordnungen: Röntgenverordnung, 2003a.

Bundesregierung BRD. Strahlenschutzverordnung, 2003b.

Bundesregierung BRD. Richtlinie zur Durchführung der Qualitätssicherung bei Röntgeneinrichtungen zur Untersuchung oder Behandlung von Menschen. (Qualitätssicherungs-Richtlinie (QS-RL)). *Gemeinsames Ministerialblatt*, 2004.

©R. Schulze, 2019

Bundesregierung BRD. Richtlinie Fachkunde und Kenntnisse im Strahlenschutz bei dem Betrieb von Röntgeneinrichtungen in der Medizin oder Zahnmedizin. *Gemeinsames Ministerialblatt*, 2006.

Bundesregierung BRD. Richtlinie für die technische Prüfung von Röntgeneinrichtungen und genehmigungsbedürftigen Störstrahlern. (Sachverständigen-Prüfrichtlinie). *Gemeinsames Ministerialblatt*, page 165, 2009.

Bundesregierung BRD. Richtlinie Fachkunde und Kenntnisse im Strahlenschutz bei dem Betrieb von Röntgeneinrichtungen in der Medizin oder Zahnmedizin. *Gemeinsames Ministerialblatt*, 2012(40):724ff, 2012.

Bundesregierung BRD. Richtlinie zur Durchführung der Qualitätssicherung bei Röntgeneinrichtungen zur Untersuchung oder Behandlung von Menschen. (Qualitätssicherungs-Richtlinie (QS-RL)). *Gemeinsames Ministerialblatt*, page 48, 2014.

Bundesregierung BRD. Gesetz zur Neuordnung des Rechts zum Schutz vor der schädlichen Wirkung ionisierender Strahlung – Strahlenschutzgesetz, 2017.

Bundesregierung BRD. Verordnung zur weiteren Modernisierung des Strahlenschutzrechts – Strahlenschutzverordnung, 2018.

Bundeszahnaerztekammer. Durchführungsempfehlungen zur Qualitätssicherung in der zahnärztlichen Röntgenologie, 2007.

J Canny. A Computational Approach to Edge Detection. *IEEE Trans Pattern Anal Machine Intell*, 8:679–698, 1986.

A Cederlund, M Kalke, and U Welander. Volumetric tomography – a new tomographic technique for panoramic units. *Dentomaxillofac Radiol*, 38:104–111, 2009.

U D Chai, J B Ludlow, D A Tyndall, and R L Webber. Detection of simulated periodontal bone gain by digital subtraction radiography with tuned-aperture computed tomography. The effect of angular disparity. *Dentomaxillofac.Radiol.*, 30(2):92–97, 2001.

DP Chakraborty. Recent advances in observer performance methodology: jackknife free-response roc. *Rad Prot Dosim*, 114:26–31, 2005.

DP Chakraborty and KS Berbaum. Observer studies involving detection and localization: modeling, analysis, and validation. *Med Phys*, 31:2313–2330, 2004.

J Chen and K Buckwalter. Displacement analysis of the temporomandibular condyle from magnetic resonance images. *J Biomech*, 26(12):1455–62, 1993.

P Chen and K Barner, editors. *Maximum likelihood tomosynthesis*, volume Proceedings of the 37th Annual Conference on Information Sciences and Systems (CISS2003), 2003.

H L Chiu, S H Lin, C H Chen, W C Wang, J Y Chen, Y K Chen, and L M Lin. Analysis of photostimulable phosphor plate image artifacts in an oral and maxillofacial radiology department. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 106:749–756, 2008.

H C Christensen and B Melsen. *Roentgencephalometry*, volume 2. Auflage. Dept. of Orthodontics, School of Dentistry, Aarhus, Dänemark, 2004.

A M Cormack. Representation of a function by its line integrals, with some radiological applications. *J Appl Phys*, 34(9):2722–2727, 1963.

S Damaskos, N Tsekouras, C Klonaris, and S Georgopoulos. Reliability of panoramic radiograph for carotid atheroma detection: a study in patients who fulfill the criteria for carotid endarterectomy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 106:736–742, 2008.

S Damaskos, N Tsekouras, C Klonaris, and S Georgopoulos. Correlation of calcified carotid plaques detected by panoramic radiograph with risk factors for stroke development. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 108:600–603, 2009.

S M Danaei, A Karamifar, A Sardarian, S Shahidi, H Karamifar, A Alipour, and S Ghodsi Boushehri. Measuring agreement between cervical vertebrae and hand-wrist maturation in determining skeletal age: reassessing the theory in patients with short stature. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 146:294–298, 2014.

©R. Schulze, 2019

DIN Deutsches Institut für Normung. Sicherung der bildqualität in röntgendiagnostischen betrieben - teil 157: Abnahme- und konstanzprüfung nach röv an bildwiedergabesystemen in ihrer umgebung (din 6868-157), 11.2014.

DIN Deutsches Institut für Normung. Bewertung und routinemäßige Prüfung in Abteilungen für medizinische Bildgebung - Teil 3-1: Abnahmeprüfungen; Bildgebungsleistung der Röntgeneinrichtung bei radiographischen und Durchleuchtungs-Systemen (IEC 61223-3-1:1999), 2001.

DIN Deutsches Institut für Normung. Strahlenschutz in der medizinischen Röntgendiagnostik - Teil 1: Bestimmung von Schwächungseigenschaften von Materialien (IEC 61331-1:1994); Deutsche Fassung EN 61331-1:2002, 2002.

DIN Deutsches Institut für Normung. Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben - Teil 160: Qualitätsanforderungen für Befundaufnahmen auf nichttransparenten Medien in der zahnärztlichen Röntgendiagnostik (DIN 6868-160), 2011.

DIN Deutsches Institut für Normung. Medizinische Röntgenanlagen bis 300 kV - Regeln für die Auslegung des baulichen Strahlenschutzes (DIN 6812.2013-06), 2013a.

DIN Deutsches Institut für Normung. Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben - Teil 161: Abnahmeprüfung nach RöV an zahnmedizinischen Röntgeneinrichtungen zur digitalen Volumentomographie (DIN 6868-161), 2013b. Deutsche Industrienorm.

DIN Deutsches Institut für Normung. Prozesse in der Radiologie - Teil 1: Befundung eines bildgebenden oder bildgestützten Verfahrens (DIN 25300-1:2018-05), 2018.

Y Devi, N Rakesh, and N Ravleen. Diagnostic efficacy of panoramic mandibular index to identify postmenopausal women with low bone mineral densities. *J Clin Exp Dent*, 3:e456–e461, 2011.

H Devlin and Yuan J. Object position and image magnification in dental panoramic radiography: a theoretical analysis. *Dentomaxillofac Radiol*, 42:29951683, 2013.

J T Dobbins and D V Godfrey. Digital x-ray tomosynthesis: current state of the art and clinical potential. *Phys Med Biol*, 48:65–106, 2003.

NA Drage and JE Brown. Cone beam computed sialography of sialoliths. *Dentomaxillofac Radiol*, 38:301–305, 2009.

E Dranischnikow, E Schoemer, U Schwanecke, D Bruellmann, and R Schulze, editors. *A parallel approach for alignment of multi-modal grid-based data*, Proceedings of the IADIS International Conference Applied Computing, 2009.

K Dula, R Mini, P F van der Stelt, J T Lambrecht, P Schneeberger, and D Buser. Hypothetical mortality risk associated with spiral computed tomography of the maxilla and mandible. *Eur J Oral Sci*, 104:503–510, 1996.

F L Dyer and T C Martin. *Edison, His Life and Inventions*. Harper Brothers, New York, 1910. ISBN 978-1-4614-5066-5.

S Eliasson, U Welander, and J Ahlqvist. The cephalographic projection. Part I. General considerations. *Dentomaxillofac Radiol*, 11(2):117–122, 1982.

S Ergün, P Güneri, D Ilgüy, M Ilgüy, and H Boyacioglu. How many times can we use a phosphor plate? A preliminary study. *Dentomaxillofac Radiol*, 38(1):42–47, 2009.

EuropeanCommission. Radiation Protection No 136: European guidelines on radiation protection in dental radiology – The safe use of radiographs in dental practice, 2004.

EuropeanCommission. Radiation Protection No 154: European Guidance on Estimating Population Doses from Medical X-Ray Procedures, 2008.

EuropeanCommission. Radiation Protection No 172: Cone beam CT for Dental and Maxillofacial Radiology. Evidence based guidelines: A report prepared by the SEDENTEXCT project, 2012.

F H Fahey, R L Webber, F S-K Chew, and B A Dickerson. Application of TACT® to the evaluation of total joint arthroplasty. *Med Phys*, 30:454–460, 2003.

©R. Schulze, 2019

D Farina, C Bodin, S Gandolfi, W De Gasperi, A Borghesi, and R Maroldi. TMJ disorders and pain: assessment by contrast-enhanced MRI. *Eur J Radiol*, 70(1):25–30, 2009.

A G Farman. ALARA still applies. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 100(4):395–397, 2005.

J A Fessler. Chapter 6: X-ray imaging: noise and SNR. Student Lecture, University of Michigan, Ann Arbor, USA, 2009.

C Flores-Mir, B Nebbe, and P W Major. Use of Skeletal Maturation Based on Hand-Wrist Radiographic Analysis as a Predictor of Facial Growth: A Systematic Review. *Angle Orthod*, 74:118–124, 2004.

H Friedmann. *Einführung in die Kernphysik*. John Wiley & Sons, New Jersey, USA, 1 edition, 2015. ISBN ISBN-10: 3527412484.

A Gahleitner, P Solar, C Nasel, P Homolka, S Youssefzadeh, L Ertl, and S Schick. Magnetic resonance tomography in dental radiology (dental MRI). *Radiologe*, 39(12):1044–1050, 1999.

L M Galantucci, G Percoco, and E Di Gioiam. New 3D Digitizer for Human Faces Based on Digital Close Range Photogrammetry: Application to Face Symmetry Analysis. *JDCTA: International Journal of Digital Content Technology and its Applications*, 6:703–711, 2012.

F Gijbels, G Sanderink, J Wyatt, J Van Dam, B Nowak, and R Jacobs. Radiation doses of digital cephalometric radiography. *Br Dent J*, 197:149–152, 2004.

L W Goldman. Principles of CT: multislice CT. *J Nucl Med Technol*, 36(2):57–68, 2008.

Y Gossuin, A Hocq, P Gillis, and Q L Vuong. Physics of magnetic resonance imaging: from spin to pixel. *J Phys D: Appl Phys*, 43:1–15, 2010.

J Gradl, M Höreth, T Pfefferle, M Prager, T Hilgenfeld, D Gareis, P Bäumer, S Heiland, M Bendszus, and S Hähnel. Application of a Dedicated Surface Coil in Dental MRI Provides Superior Image Quality in Comparison with a Standard Coil. *Clin Neuroradiol*, 27:371–378, 2017.

D G Grant. Tomosynthesis: A Three-Dimensional Radiographic Imaging Technique. *IEEE Trans Biomed Eng*, 19: 20–28, 1972.

W W Greulich and S L Pyle. *Radiografic atlas of skeletal development of the hand and wrist*. Stanford University Press, Stanford, California, USA, 1959.

R A J Groenhuis, R L Webber, and U E Ruttimann. Computerized tomosynthesis of dental tissues. *Oral Surg*, 56: 206–214, 1983.

D Groß. *3D–Rekonstruktion aus wenigen Röntgenbildern mittels Grafikhardware – Diplomarbeit*. PhD thesis, Johannes-Gutenberg-Universität Mainz, Mainz, Deutschland, 2008.

S Grudzenski, A Rathsa, S Conrada, C E Rübeb, and M Löbricha. Inducible response required for repair of low-dose radiation damage in human fibroblasts. *PNAS*, 32(107):14205–14210, 2010.

L Hagmar, U Strömberg, S Bonassi, I-L Hansteen, L E Knudsen, C Lindholm, and H Norppa. Impact of types of lymphocyte chromosomal aberrations on human cancer risk: results from Nordic and Italian cohorts. *Cancer Res*, 64(6):2258–2263, 2004.

E J Hall and D J Brenner. Cancer risk from diagnostic radiology. *Br J Radiol*, 81:362–378, 2008.

D Harris, D Buser, K Dula, K Gröndahl, R Jacobs, U Lekholm, R Nakielny, D van Steenberghe, and P F van der Stelt. E. A. O. Guidelines for the use of Diagnostic Imaging in Implant Dentistry. *Clin Oral Impl Res*, 13: 566–570, 2002.

G Hartmann and W Schlegel. *Strahlentherapie – Physikalische Grundlagen*. Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 2006. ISBN 978-3-540-22812-7.

B Hassel and A G Farman. Skeletal maturation evaluation using cervical vertebrae. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 107:58–66, 1995.

©R. Schulze, 2019

O Hasson. Modern sialography for screening of salivary gland obstruction. *J Oral Maxillofac Surg*, 68:276–280, 2010.

K Hellén-Halme and G H Petersson. Influence of education level and experience on detection of approximal caries in digital dental radiographs. An in vitro study. *Swed Dent J*, 34(2):63–69, 2010.

K Hellén-Halme, A Petersson, G Warfvinge, and M Nilsson. Effect of ambient light and monitor brightness and contrast settings on the detection of approximal caries in digital radiographs: an in vitro study. *Dentomaxillofac Radiol*, 37(7):380–384, 2008.

C F Hildebolt, R A Couture, and B R Whiting. Dental photostimulable phosphor radiography. *Dent Clin North Am*, 44:273–297, 2000.

E Hirsch, U Wolf, F Heinicke, and M A G Silva. Dosimetry of the cone beam computed tomography Veraviewepocs 3D compared with the 3D Accuitomo in different fields of view. *Dentomaxillofac Radiol*, 37(5):268–273, 2008.

H Hofrath. Die Bedeutung der Roentgenfern- und Abstandsaufnahme für die Diagnostik der Kieferanaomalien. *Fortschr Orthodont*, 1:232–258, 1931.

R C Hoogeveen, D Rottke, P F van der Stelt, and W E R Berkhout. Dose reduction in orthodontic lateral cephalography: dosimetric evaluation of a novel cephalographic thyroid protector (CTP) and anatomical cranial collimation (ACC). *Dentomaxillofac Radiol*, 44:20140260, 2015.

J P Hornak. The Basics of MRI. Rochester Institute of Technology, Rochester New York, USA, 1996. URL `http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/`.

K Horner and H Devlin. The relationship between mandibular bone mineral density and panoramic radiographic measurements. *J Dent*, 26:337–343, 1998.

P V C Hough. US-Patent No.3,069,654: Methods and Means for Recognizing Complex Patterns, 1962.

G N Hounsfield. Computerized transverse axial scanning (tomography): I. Description of system. *Br J Radiol*, 46: 1016, 1973.

G N Hounsfield. Nobel Lecture: Computed Medical Imaging, Karolinska Institutet, Stockholm, Schweden, 8.12.1979.

J B Hövener and U Ludwig. DE Patent Anmeldung DE201,410,220,116: HF-Spule für MR-Messungen in einem oralen Bereich und HF-Spulensystem, 07.04.2016. URL `http://google.com/patents/DE102014220116A1?cl=da`. DE Patent App. DE201,410,220,116.

J Hsieh, B Nett, Z Yu, K Sauer, J-B Thibault, and CA Bouman. Recent Advances in CT Image Reconstruction. *Curr Radiol Rep*, 1:39–51, 2013.

P Hujoel, L Hollender, A-M Bollen, J D Young, M McGee, and A Grosso. Head-and-neck organ doses from an episode of orthodontic care. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 133(2):210–217, 2008.

JJ Hwang, YH Jung, BH Cho, and MS Heo. An overview of deep learning in the field of dentistry. *Imaging Sci Dent*, 49:1–7, 2019.

N Hyvönen, M Kalke, M Lassas, H. Setälä, and S Siltanen. Three-dimensional dental x-ray imaging by combination of panoramic and projection data. *Inverse Problems and Imaging*, 4:257–271, 2010.

ICNIRP. Guidelines on Limits of Exposure to Static Magnetic Fields. *Health Phys*, 96(4):504–514, 2009.

D Idiyatullin, C Corum, S Moeller, HS Prasad, M Garwood, and DR Nixdorf. Dental mri: Making the invisible visible. *J Endod*, 37:745–752, 2011.

D Idiyatullin, M Garwood, L Gaalaas, and DR Nixdorf. Role of mri for detecting micro cracks in teeth. *Dentomaxillofac Radiol*, 45:20160150, 2016.

International Atomic Energy Agency IAEA. Fundamental Safety Principles. IAEA Safety Fundamentals SF-1, 2006.

International Atomic Energy Agency IAEA. Radiation Protection and Safety in Medical Uses of Ionizing Radiation. Specific Safety Guide No. SSG-46. IAEA SAFETY STANDARDS SERIES No. SSG-46, 2018.

©R. Schulze, 2019

International Commission on Radiological Protection ICRP. Protection against ionizing radiation from external sources. ICRP Report No 15, 1969.

International Commission on Radiological Protection ICRP. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. *Ann ICRP*, 21(1-3):1–201, 1991.

International Commission on Radiological Protection ICRP. Pregnancy and Medical Radiation. *Ann ICRP*, 84: 1–46, 2000.

International Commission on Radiological Protection ICRP. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Publication 103. *Ann ICRP*, 37:1–332, 2007.

S Isidor, M Faaborg-Andersen, H Hintze, L-L Kirkevang, M Frydenberg, F Haiter-Neto, and A Wenzel. Effect of monitor display on detection of approximal caries lesions in digital radiographs. *Dentomaxillofac Radiol*, 38(8): 537–541, 2009.

F Jadu, MJ Yaffe, and EWN Lam. Cone beam computed tomography (cbct) sialography–an adjunct to salivary gland ultrasonography in the evaluation of recurrent salivary gland swelling. *Dentomaxillofac Radiol*, 39:257–263, 2010.

B Jähne. *Digitale Bildverarbeitung und Bildgewinnung*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 7., überarb. u. erw. Aufl. edition, 2012. ISBN ISBN 978-3-642-04952-1.

Y S Jayaratne, C P McGrath, and R A Zwahlen. How accurate are the fusion of cone-beam CT and 3-D stereophotographic images? *PLoS One*, 7:e49585, 2012.

T A Joda. *Die Fernröntgenfrontalaufnahme Analyse von Indikation, Häufigkeit und Relation in der kieferorthopädischen Röntgendiagnostik für den Zeitraum von 1993 bis 2001*. PhD thesis, Medizinischen Fakultät der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster, 2004.

C Jud, F Schaff, I Zanette, J Wolf, A Fehringer, and F Pfeiffer. Dentinal tubules revealed with x-ray tensor tomography. *Dent Mat*, 32:1189–1195, 2016.

B Kahl-Nieke. *Einführung in die Kieferorthopädie*. Deutscher Zahnärzteverlag DÄV GmbH, Köln, 3. überarbeitete Auflage edition, 2010. ISBN 978-3-7691-3419-3.

A C Kak and M Slaney. *Principles of Computerized Tomographic Imaging*. IEEE Press. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, New York, 1988. ISBN 879421983.

W A Kalender. X-ray computed tomography. *Phys Med Biol*, 51:R29–R43, 2006.

W A Kalender and Y Kyriakou. Flat-detector computed tomography (FD-CT). *Eur Radiol*, 17:2767–2779, 2007.

W A Kalender, W Seissler, E Klotz, and P Vock. Spiral volumetric CT with single-breathhold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation. *Radiology*, 176:181–183, 1987.

W W Kalk, A Vissink, F K Spijkervet, H Bootsma, C G Kallenberg, and J L Roodenburg. Parotid sialography for diagnosing Sjögren syndrome. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 94:131–137, 2002.

A M Kellerer. Risk estimates for radiation-induced cancer–the epidemiological evidence. *Radiat Environ Biophys*, 39:17–24, 2000.

D Kersten. Predictability and redundancy of natural images. *J Opt Soc Am A*, 4:2395–2400, 1987.

M Kitafusa, K Sato, and T Yosue. Patient dose in charge-coupled device-based full-mouth intraoral radiography. *Oral Radiol*, 22:62–68, 2006.

K M Koch, B A Hargreaves, K Butts Pauly, W Chen, G E Gold, and K F King. Magnetic resonance imaging near metal implants. *J Magn Reson Imaging*, 32(4):773–87, 2010.

V. Kolehmainen, A. Vanne, S. Siltanen, S. Järvenpää, J. P. Kaipio, M. Lassas, and M. Kalke. Parallelized Bayesian inversion for three dimensional dental x-ray imaging. *IEEE Trans Med Imaging*, 25:218–228, 2006.

©R. Schulze, 2019

T Kroll, A May, C Wittekindt, C Kähling, SJ Sharma, H-P Howaldt, JP Klussmann, and P Streckbein. Cone beam computed tomography (CBCT) sialography–an adjunct to salivary gland ultrasonography in the evaluation of recurrent salivary gland swelling. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*, 120:771–775, 2015.

T. Kron. Thermoluminescence dosimetry and its applications in medicine–part 1: Physics, materials and equipment. *Australas Phys Eng Sci Med*, 17:75–199, 1994.

E A Krupinski, M B. Williams, K Andriole, K J Strauss, K Applegate, M Wyatt, S Bjork, and J A Seibert. Digital radiography image quality: image processing and display. *J Am Coll Radiol*, 4(6):389–400, 2007.

KZBV. *KZBV Jahrbuch. Statistische Basisdaten zur vertragszahnärztlichen Versorgung/2015*. KZBV Jahrbuch. Statistische Basisdaten zur vertragszahnärztlichen Versorgung. Kassenzahnärztl. Bundesver., 2015. ISBN 9783944629032. URL `https://books.google.de/books?id=DqvIDAEACAAJ`.

KZBV. *KZBV Jahrbuch 2016: Statistische Basisdaten zur vertragszahnärztlichen Versorgung*. Kassenzahnärztl. Bundesver., 2016. ISBN 9783944629049.

L Lanca and A Silva. *Digital Imaging Systems for Plain Radiography*. Springer Science+Business Media, New York, 2006. ISBN 978-1-4614-5066-5.

Mecklenburg-Vorpommern Landesanstalt für Personendosimetrie und Strahlenschutzausbildung. Merkblatt zur Organisation der personendosimetrischen Überwachung, Berlin, 2004.

R Langlais, A Katsumata, S Naidoo, K Ogawa, T Fukui, S Shimoda, and K Kobayashi. The cadmium telluride photon counting sensor in panoramic radiology: gray value separation and its potential application for bone density evaluation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*, 120:636–643, 2015.

D Le Bihan, J-F Mangin, C Poupon, C A Clark, S Pappata, N Molko, and H Chabriat. Diffusion tensor imaging: concepts and applications. *J Magn Reson Imaging*, 13:534–546, 2001.

C Y Lee, S D Ganz, N Wong, and J B Suzuki. Use of cone beam computed tomography and a laser intraoral scanner in virtual dental implant surgery: part 1. *Implant Dent*, 21:265–271, 2012.

H Lee, M Park, and J Kim, editors. *Cephalometric landmark detection in dental X-ray images using convolutional neural networks*, Proc SPIE 10134, Medical Imaging 2017: Computer-Aided Diagnosis,101341W (3 March 2017), 2009.

JH Lee, DH Kim, SN Jeong, and SH Choi. Detection and diagnosis of dental caries using a deep learning-based convolutional neural network algorithm. *J Dent*, 77:106–111, 2018.

P Leitao and R S Nanda. Relationship of natural head position to craniofacial morphology. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 117:406–417, 2000.

E L Lewis, M. F. Dolwick, S. Abramowicz, and S. L. Reeder. Contemporary imaging of the temporomandibular joint. *Dental Clinics of North America*, 52(4):875–890, 2008.

G Li. Patient radiation dose and protection from cone-beam computed tomography. *Imaging Sci Dent*, 43:63–69, 2013.

X M Liu, S Y Zhang, C Yang, M J Chen, X Y Cai, M S Haddad, B Yun, and Z Z Chen. Correlation between disc displacements and locations of disc perforation in the temporomandibular joint. *Dentomaxillofac Radiol*, 39(3): 149–156, 2010.

S Lofthag-Hansen, A Thilander-Klang, A Ekestubbe, E Helmrot, and K Groendahl. Calculating effective dose on a cone beam computed tomography device: 3D Accuitomo and 3D Accuitomo FPD. *Dentomaxillofac Radiol*, 37: 72–79, 2008.

H K Looe, F Eenboom, N Chofor, A Pfaffenberger, M Steinhoff, A Rühmann, A Poplawski, K Willborn, and B Poppe. Conversion coefficients for the estimation of effective doses in intraoral and panoramic dental radiology from dose-area product values. *Radiat Prot Dosim*, 131(3):365–373, 2008.

M Loubele, R Bogaerts, E Van Dijck, R Pauwels, S Vanheusden, P Suetens, G Marchal, G Sanderink, and R Jacobs. Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. *Eur J Radiol*, 71:461–468, 16. July 2008.

©R. Schulze, 2019

J B Ludlow. A manufacturer's role in reducing the dose of cone beam computed tomography examinations: effect of beam filtration. *Dentomaxillofac Radiol*, 40:115–122, 2011.

J B Ludlow and M Ivanovic. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 106(1):930–938, 2008.

J B Ludlow and C Walker. Assessment of phantom dosimetry and image quality of i-CAT FLX cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 144:802–817, 2013.

J B Ludlow, E Platin, and A Mol. Characteristics of Kodak Insight, an F-speed intraoral film. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 91:120–129, 2001.

J B Ludlow, L E Davis-Ludlow, S L Brooks, and W B Howerton. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac Radiol*, 35:219–226, 2006.

J B Ludlow, L E Davies-Ludlow, and S C White. Patient risk related to common dental radiographic examinations: the impact of 2007 International Commission on Radiological Protection recommendations regarding dose calculation. *J Am Dent Assoc*, 139(9):1237–1243, 2008.

J B Ludlow, R Timothy, C Walker, R Hunter, E Benavides, D B Samuelson, and M J Scheske. Effective dose of dental cone beam CT: a meta-analysis of published data and additional data for 9 CBCT units. *Dentomaxillofac Radiol*, 44(1: Special issue CBCT):20140197, 2015.

U Ludwig, A-K Eisenbeiss, Ch Scheifele, K Nelson, M Bock, J Hennig, D von Elverfeldt, O Herdt, T Flügge, and J-B Hövener. Dental MRI using wireless intraoral coils. *Sci Rep-UK*, 6:23301, 3 2016.

P Macho, N Kurz, A Ulges, R Brylka, T Gietzen, and U Schwanecke, editors. *Segmenting Teeth from Volumetric CT Data with a Hierarchical CNN-based Approach*, EG UK Computer Graphics Visual Computing (CGVC 2018), 2018.

J B A Maintz and M A Viergever. A survey of medical image registration. *Med Image Anal*, 2:1–36, 1998.

W D McDavid, G Tronje, and U Welander. A method to maintain a constant magnification factor throughout the exposure of rotational panoramic radiographs. *Dentomaxillofac Radiol*, 18:160–168, 1989.

W D McDavid, S B Dove, U Welander, and G Tronje. Dimensional reproduction in direct digital rotational panoramic radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 75(4):523–526, 1993.

W D McDavid, U Welander, S B Dove, and G Tronje. Digital imaging in rotational panoramic radiography. *Dentomaxillofac Radiol*, 24(2):68–75, 1995.

A Memon, S Godward, D Williams, I Siddique, and K Al-Saleh. Dental x-rays and the risk of thyroid cancer: a case-control study. *Acta Oncol*, 49:447–453, 2010.

P Menzel and U Gebauer. Kopfbewegungen während simulierten direkt digitalen Fernröntgenaufnahmen. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 119(4):339–344, 2009.

Y Miki, T Muramatsu, C adn Hayashi, X Zhou, T Hara, A Katsumata, and H Fujita. Classification of teeth in cone-beam CT using deep convolutional neural network. *Comput Biol Med*, 80:24–29, 2017.

A Mol. Imaging methods in periodontology. *Periodontology 2000*, 34:34–48, 2004.

B M Moores and D Regulla. A review of the scientific basis for radiation protection of the patient. *Rad Prot Dosim*, 147:22–29, 2011.

C F A Moorrees and M R Kean. Natural head position, a basic consideration in the interpretation of cephalometric radiographs. *Am J Phys Anthropol*, 16:213–234, 1958.

W F Morgan and M B Sowa. Non-targeted effects of ionizing radiation: implications for risk assessment and the radiation dose response profile. *Health Phys*, 97:426–432, 2009.

F Mouyen, C Benz, E Sonnabend, and J P Lodter. Presentation and physical evaluation of RadioVisioGraphy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 68:238–242, 1989.

©R. Schulze, 2019

P Mozzo, C Procacci, A Tacconi, P Tinazzi Martini, and I A Bergamo Andreis. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol*, 8:1558–1564, 1998.

K Mueller. *Fast and accurate three-dimensional reconstruction from cone-beam projection data using algebraic methods*. PhD thesis, Ohio State University, Ohio, USA, 1998.

M Mupparapu. New nanophosphor scintillators for solid-state digital dental imagers. *Dentomaxillofac Radiol*, 35 (6):475–476, 2006.

M S Nachtrab, N Uhlmann, and V Voland. *Neuartige, photonenzählende Röntgendetektoren in der ZfP*. Münster, 2009.

M K Nair, D A Tyndall, J B Ludlow, and K May. Tuned-aperture computed tomography and detection of recurrent caries. *Caries Res*, 32:23–30, 1998a.

M K Nair, D A Tyndall, J B Ludlow, K May, and F Ye. The effects of restorative material and location on the detection of simulated recurrent caries. A comparison of dental film, direct digital radiography and tuned aperture computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol*, 27:80–84, 1998b.

M K Nair, A Seyedain, S Agarwal, R L Webber, U P Nair, N P Piesco, M P Mooney, and H-G Gröndahl. Tuned aperture computed tomography to evaluate osseous healing. *J Dent Res*, 80(7):1621–1624, 2001.

T Nakamoto, A Taguchi, M Ohtsuka, Y Suei, M Fujita, and et al. Tanimoto, K. Dental panoramic radiograph as a tool to detect postmenopausal women with low bone mineral density: untrained general dental practitioners, diagnostic performance. *Osteoporosis Int*, 14:659–664, 2003.

C Nasel, A Gahleitner, M Breitenseher, C Czerny, P Solar, and H Imhof. Dental MR tomography of the mandible. *J Comput Assist Tomogr*, 22(3):498–502, 1998.

National Council on Radiation Protection and Measurements. Ionizing radiation exposure of the population of the United States. Report No. 160, 2009.

National Electrical Manufacturers Association (NEMA). Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM). Part 1: Introduction and Overview, 2011.

G Neta, P Rajaraman, A Berrington de Gonzalez, M M Doody, B H Alexander, D Preston, S L Simon, D Melo, J Miller, D M Freedman, M S Linet, and A J Sigurdson. A prospective study of medical diagnostic radiography and risk of thyroid cancer. *Am J Epidemiol*, 177:800–809, 2013.

H Norppa, S Bonassi, I-L Hansteen, L Hagmar, U Strömberg, P Rössner, P Boffetta, C Lindholm, S Gundy, J Lazutka, A Cebulska-Wasilewska, E Fabiánová, R J Srám, L E Knudsen, R Barale, and A Fucic. Chromosomal aberrations and SCEs as biomarkers of cancer risk. *Mutat Res*, 600(1-2):37–45, 2006.

H Numata. Consideration of the parabolic radiography of the dental arch. *J Shimizu Stud*, 10, 1933.

H Nyquist. Certain topics in telegraph transmission theory. *Transactions of the AIEE*, 47:617–644, 1928.

K Ogawa, RP Langlais, MD McDavid, M Noujeim, K Seki, T Okano, T Yamakawa, and T Sue. Development of a new dental panoramic radiographic system based on a tomosynthesis method. *Dentomaxillofac Radiol*, 39:47–53, 2010.

T Okano, Y Harata, Y Sugihara, R Sakaino, R Tsuchida, K Iwai, K Seki, and K Araki. Absorbed and effective doses from cone beam volumetric imaging for implant planning. *Dentomaxillofac Radiol*, 38(2):79–85, 2009a.

T Okano, A Matsuo, K Gotoh, M Yokoi, A Hirukawa, S Okumura, and S Koyama. [Estimation of effective dose to salivary glands at examination of the oral and maxillofacial region]. *Nippon Hoshasen Gijutsu Gakkai zasshi*, 65 (5):594–602, 2009b.

F Oliveira and J Tavares. Medical image registration: A review. *Comput Method Biomec*, 17:73–93, 01 2014.

Y. V. Paatero. US-patent No 2684446: Method and apparatus for x-ray photographing curved surfaces, especially for medical purposes, 1954.

©R. Schulze, 2019

C Pabst. Magnetresonanz-Tomographie. Lernskript für Mediziner – Grundlagen der Magnetresonanz-Tomographie. `http://aiweb.techfak.uni-bielefeld.de/content/bworld-robot-control-software/`, 2013. Skript der Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Universitätsklinikum Giessen und Marburg.

A J Pacini. Roentgen Ray Anthropometry of the Skull. *J Radiol*, 3:230–238, 322–331, 418–426, 1922.

F A Pasler. *Zahnmedizinische Radiologie*. Taschenbuch. Thieme Georg Verlag, Stuttgart, 2000. ISBN 3-13-604603-X.

F.A. Pasler. *Radiologie*. Farbatlanten der Zahnmedizin. G. Thieme Verlag, 1991. ISBN 9783137256014.

R Pauwels, J Beinsberger, B Collaert, C Theodorakou, J Rogers, A Walker, L Cockmartin, H Bosmans, R Jacobs, Ria Bogaerts, and K Horner. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *Eur J Radiol*, 81:267–271, 2012.

A G T Payne, Y F Solomons, and J F Lownie. Standardization of radiographs for mandibular implant-supported overdentures: review and innovation. *Clin Oral Impl Res*, 10(4):307–319, 1999.

A Petersson. What you can and cannot see in TMJ imaging–an overview related to the RDC/TMD diagnostic system. *J Oral Rehabil*, 37(10):771–778, 2010.

Y Petrov. Luminance correlations define human sensitivity to contrast resolution in natural images. *J Opt Soc Am A*, 22:587–592, 2005.

F Pfeiffer, T Weitkamp, O Bunk, and C David. Phase retrieval and differential phase-contrast imaging with low-brilliance X-ray sources. *Nature Physics*, 2(4):258–261, 2006.

J L Prince and J M Links. *Medical Imaging: Signals and Systems*. Pearson Prentice Hall Bioengineering. Pearson Education, Upper Saddle River, New Jersey, USA, 2006.

G Qu, X-M. Li, J B Ludlow, Z-Y Zhang, and X-Ch Ma. Effective radiation dose of ProMax 3D cone-beam computerized tomography scanner with different dental protocols. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 110:770–776, 2010.

J Radon. Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integralwerte längs gewisser Mannigfaltigkeiten. *Ber Verh Sächs Akad Wiss Leipzig, Math Phys Kl*, 69:262–277, 1917.

F A Rangel, T J J Maal, E M Bronkhorst, K H Breuning, J G J H Schols, S J Bergé, and A M Kuijpers-Jagtman. Accuracy and Reliability of a Novel Method for Fusion of Digital Dental Casts and Cone Beam Computed Tomography Scans. *PLoS ONE*, 8:e59130, 2013.

R A Robb, L J Sinak, E A Hoffmann, J H Kinsey, L D Harris, and E L Ritmann. Dynamic Volume Imaging of Moving Organs. *J Med Syst*, 6, 1982.

J A Roberts, N A Drage, J Davies, and D W Thomas. Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry. *Br J Radiol*, 82(973):35–40, 2009.

S B Robinson, P F Hemler, and R L Webber. A Geometric Problem in Medical Imaging. *Proc SPIE*, 4121:208–217, 2000.

F Roeder, I von Rechenberg, B d'Hoedt, and R Schulze. Spatial relation between a rigid (digital) intraoral X-ray receptor and longitudinal axes of maxillary teeth. *Clin Oral Invest*, 15:715 – 719, 2011.

M Rogosnitzky and S Branch. Gadolinium-based contrast agent toxicity: a review of known and proposed mechanisms. *Biometals*, 29:365–376, 2016.

D Rottke, L Grossekettler, K Sawada, P Poxleitner, and D Schulze. Influence of lead apron shielding on absorbed doses from panoramic radiography. *Dentomaxillofac Radiol*, 42:20130302, 2013.

J M Russo, J A Russo, and M Guelmann. Digital radiography: a survey of pediatric dentists. *J Dent Child*, 73: 132–135, 2006.

W C Röntgen. *Eine neue Art von Strahlen*. Verlag und Druck der Stahel'schen K. Hof und Universitäts-Buch- und Kunsthandlung, Würzburg, 1896.

©R. Schulze, 2019

A N Safer, P Homel, and D D Chung. Lateral comparisons using fishman's skeletal maturation assessment. *Angle Orthod*, 85:408–412, 2015.

GCH Sanderink. *Imaging characteristics in rotational panoramic radiography : practical testing and mathematical models using MTF and ROC analysis*. PhD thesis, Department of Oral Roentgenology, Dental School, University of Utrecht, The Netherlands, 1987.

K Sansare, V Khanna, and F Karjodkar. Utility of thyroid collars in cephalometric radiography. *Dentomaxillofac Radiol*, 40:123–125, 2011.

W Schmitt and T M Lehmann. Digitales Röntgen. *Die Quintessenz*, 54:503–513, 2003.

P M Schopf. Herstellung und Auswertung von Handaufnahmen. *Fortschr Kieferortop*, 39:300, 1978.

R Schulze. Sinn und Unsinn von auf den Röntgenfilm geklebten, radioopaken Messrastern. *Zahnärztl Mitt*, 2001 (24):28–30, 2001.

R Schulze and B d'Hoedt. Mathematical analysis of projection errors in "paralleling technique" with respect to implant geometry. *Clin Oral Impl Res*, 12(4):364–371, 2001.

R Schulze and B d'Hoedt. A method to calculate angular disparities between object and receptor in "paralleling technique". *Dentomaxillofac Radiol*, 31:32–38, 2002.

R. Schulze, F. Schalldach, and B. d'Hoedt. Auswirkung von Positionierungsfehlern auf Vergrösserungsfaktoren im Unterkiefer bei der digitalen Panoramaschichtaufnahme. *Mund Kiefer Gesichtschir*, 4:164–170, 2000.

R Schulze, D D Bruellmann, F Roeder, and B d'Hoedt. Determination of projection geometry from quantitative assessment of the distortion of spherical references in single - view projection radiography. *Med Phys*, 31(10): 2849–2854, 2004.

R Schulze, U Heil, O Weinheimer, D Groß, D D Bruellmann, E Thomas, U Schwanecke, and E Schoemer. Accurate registration of random radiographic projections based on three spherical references for the purpose of few-view 3D reconstruction. *Med Phys*, 35:546–555, 2008.

R Schulze, S Hassfeld, D Schulze, O Ahlers, W B Freesmeyer, K L Ackermann, E Frank, H Terheyden, U Hirschfelder, S Hassfeld, W Wagner, M Kunkel, P Eickholz, D Edelhoff, W Geurtsen, and T Reichert. Dentale Volumentomographie (DVT): – S1-Empfehlung. *Dtsch Zahnärztl Z*, 64(8):490–496, 2009.

R Schulze, U Heil, D Gross, D D Bruellmann, E Dranischnikow, U Schwanecke, and E Schoemer. Artefacts in CBCT: a Review. *Dentomaxillofac Radiol*, 40:265–273, 2011.

R Schulze, H Deppe, W Betz, B Maager, F Beuer, L Ritter, C Bargholz, O Ahlers, H Terheyden, C Hirsch, B Braumann, U Hirschfelder, S Haßfeld, P Eickholz, D Edelhoff, S Jacker-Guhr, J Beck, and T Appel. s2k-Leitlinie Dentale digitale Volumentomographie, 2013.

R K W Schulze. Zahnärztliches Röntgen im Jahr 2007. *Quintessenz*, 58(9):891–902, 2007.

RK Schulze, C Cremers, H Karle, and H de Las Heras Gala. Skin entrance dose with and without lead apron in digital panoramic radiography for selected sensitive body regions. *Clin Oral Investig*, 21:1327–1333, 2017a.

RKW Schulze, C Cremers, H Karle, and H de Las Heras Gala. Skin entrance dose with and without lead apron in digital panoramic radiography for selected sensitive body regions. *Clin Oral Investig*, 21:1327–1333, 2017b.

A Schüller. *Archiv und Atlas der normalen und pathologischen Anatomie in typischen Röntgenbildern. Die Schädelbasis im Röntgenbilde*. Lucas Gräfe & Sillem, Hamburg, 1905.

I Sechopoulos. A review of breast tomosynthesis. Part I. The image acquisition process. *Med Phys*, 40:014301, 2013.

D Segner and A Hasund. *Individualisierte Kephalometrie*. Dr. D. Segner, Verlag Hamburg, 3 edition, 1998. ISBN 3-9802709-4-7.

I P Sewerin. Errors in radiographic assessment of marginal bone height around osseointegrated implants. *Scand J Dent Res*, 98:428–433, 1990.

©R. Schulze, 2019

D J Shah, K Sachs, and J Wilson. Radiation-induced cancer: a modern view. *Br J Radiol*, 85:e1166–e1173, 2012.

S Siltanen, V Kolehmainen, S Järvenpää, J P Kaipio, P Koistinen, M Lassas, J Pirttilä, and E Somersalo. Statistical inversion for medical x-ray tomography with few radiographs: I. General theory. *Phys Med Biol*, 48:1437–1463, 2003.

M A G Silva, U Wolf, F Heinicke, A Bumann, H Visser, and E Hirsch. Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: a radiation dose evaluation. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 133(5):640.e1–5, 2008.

K P Smith. *IAEA Training Course on Nuclear Facility Decommissioning and Environmental Remediation Skills*. International Atomic Energy Agency IAEA, Argonne, Illinois, USA, 2011.

R Spin-Neto, J Mudrak, LH Matzen, J Christensen, E Gotfredsen, and A Wenzel. Cone beam ct image artefacts related to head motion simulated by a robot skull: visual characteristics and impact on image quality. *Dentomaxillofac Radiol*, 42:32310645, 2013.

G J Strijkers, W J Mulder, G A van Tilborg, and K Nicolay. MRI contrast agents: current status and future perspectives. *Anticancer Agents Med Chem*, 7:291–305, 2007.

A Suomalainen, T Kiljunen, Y Käser, M Peltola, and M Kortesniemi. Dosimetry and image quality of four dental cone beam computed tomography scanners compared with multislice computed tomography scanners. *Dentomaxillofac Radiol*, 38:367–378, 2009.

S. Suryanarayanan, A. Karellas, S. Vedantham, S. P. Baker, S. J. Glick, C. J. D'Orsi, and R. L. Webber. Evaluation of linear and nonlinear tomosynthetic reconstruction methods in digital mammography. *Acad Radiol*, 8(3):219–224, 2002.

A Tingberg. X-ray tomosynthesis: A review of its use for breast and chest imaging. *Rad Prot Dosim*, 139:100–107, 2010.

W Todd. *Atlas of skeletal maturation*. The C. V. Mosby Company, St. Louis, USA, 1937.

X Tomas, J Pomes, J Berenguer, L Quinto, C Nicolau, JM Mercader, and V Castro. MR imaging of temporomandibular joint dysfunction: a pictorial review. *Radiographics*, 26(3):765–781, 2006.

G Tronje, S Eliasson, P Julin, and U Welander. Image distortion in rotational panoramic radiography. II. Vertical distances. *Acta Radiologica Diagnosis*, 22(Fasc.4):449–455, 1981.

G Tronje, W D McDavid, U Welander, and C R Morris. Imaging characteristics of seven panoramic x-ray units. Part VII. Three dimensional objects. *Dentomaxillofac Radiol*, Suppl 8:51–56, 1985a.

G Tronje, U Welander, W D McDavid, and C R Morris. Imaging characteristics of seven panoramic x-ray units. Part IV. Horizontal and vertical magnification. *Dentomaxillofac Radiol*, Suppl 8:29–34, 1985b.

B A Ulsh. Checking the foundation: recent radiobiology and the linear no-threshold theory. *Health Phys*, 99(6): 747–758, 2010.

United Nations. *Effects of Ionizing Radiation: UNSCEAR 2006 Report to the General Assembly, with Scientific Annexes*. Number Bd. 2 in Effects of Ionizing Radiation: UNSCEAR 2006 Report to the General Assembly, with Scientific Annexes. United Nations Publications, 2009. ISBN 9789211422702.

United Nations. *Sources, Effects and Risks of Ionizing Radiation, UNSCEAR 2013 Report*. Sources, Effects and Risks of Ionizing Radiation: United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation : UNSCEAR 2013 Report to the General Assembly with Scientific Annexes. United Nations Publications, 2014. ISBN 9789211422931.

United Nations. *Sources, Effects and Risks of Ionizing Radiation, UNSCEAR 2012 Report*. Sources, Effects and Risks of Ionizing Radiation: United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation : UNSCEAR 2013 Report to the General Assembly with Scientific Annexes. United Nations Publications, 2015. ISBN 978-92-1-142307-5.

J van Aken. Optimum conditions for intraoral roentgenogramms. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 27(4):475–491, 1969.

©R. Schulze, 2019

PF van der Stelt, RL Webber, UE Ruttimann, and RAJ Groenhuis. A procedure for reconstruction and enhancement of tomosynthetic images. *Dentomaxillofac Radiol*, 15:11–18, 1986.

M van Eijnatten, E-J Rijkhorst, M Hofman, T Forouzanfar, and J Wolff. The accuracy of ultrashort echo time mri sequences for medical additive manufacturing. *Dentomaxillofac Radiol*, 45:20150424, 2016.

F J van Straaten and J van Aken. The optimum circular field size for dental radiography with intraoral filmsthe optimum circular field size for dental radiography with intraoral films. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 54: 347–359, 1982.

R Vandre, RL Webber, R Horton, C Cruz, and J Pajak. Comparison of tact with film for detecting osseous jaw lesions. *J Dent Res*, 74:18, 1995.

L Vazquez, Y Nizam Al Din, U Christoph Belser, C Combescure, and J-P Bernard. Reliability of the vertical magnification factor on panoramic radiographs: clinical implications for posterior mandibular implants. *Clin Oral Impl Res*, 22(12):1420–1425, 2011.

A Velroyen, A Yaroshenko, D Hahn, A Fehringer, A Tapfer, M Müller, No:el PB, B Pauwels, A Sasov, AÖ Yildirim, O Eickelberg, K Hellbach, SD Auweter, FG Meinel, MF Reiser, Bech M, and Pfeiffer F. Grating-based X-ray Dark-field Computed Tomography of Living Mice. *EBioMedicine*, 2:1500–1506, 2015.

D Verma, T Peltomäki, and A Jäger. Reliability of growth prediction with hand-wrist radiographs. *Europ J Orthod*, 31:438–442, 2009.

C. H. Versteeg, G. C. Sanderink, and van der Stelt,P. F. Efficacy of digital intra-oral radiography in clinical dentistry. *J Dent*, 25(3-4):215–224, 1997.

N von Jagie, G Schwarz, and L Siebenrock. Blutbefunde bei Röntgenologen. *Berl Klin Wochenschr*, 48:1220–1222, 1911.

B F Wall, G M Kendall, A A Edwards, S Bouffler, C R Muirhead, and J R Meara. What are the risks from medical X-rays and other low dose radiation? *Br J Radiol*, 79(940):285–294, 2006.

R L Webber and J K Messura. An in vivo comparison of diagnostic information obtained from tuned-aperture computed tomography and conventional dental radiographic imaging modalities. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 88(2):239–247, 1999.

R L Webber, U E Ruttimann, and R A J Groenhuis. Computer correction of projective distortions in dental radiographs. *J Dent Res*, 63:1032–1036, 1984.

R L Webber, R A Horton, T E Underhill, J B Ludlow, and D A Tyndall. Comparison of film, direct digital, and tuned-aperture computed tomography images to identify the location of crestal defects around endosseous titanium implants. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 81(4):480–490, 1996.

R L Webber, R A Horton, D A Tyndall, and J B Ludlow. Tuned-aperture computed tomography (TACT). Theory and application for three-dimensional dento-alveolar imaging. *Dentomaxillofac Radiol*, 26:53–62, 1997.

R L Webber, H R Underhill, and R I Freimanis. A controlled evaluation of tuned-aperture computed tomography applied to digital spot mammography. *J Digit Imaging*, 13:90–97, 2000.

L M Weinstein, M S Fitzer, and P M Fitzer. Detail Enhancement in Prints of Radiographs. Use of a Linear Radial Transmission Filter. *Radiology*, 115:726–728, 1975.

T Weitkamp, A Diaz, C David, F Pfeiffer, M Stampanoni, P Cloetens, and E Ziegler. X-ray phase imaging with a grating interferometer. *Opt Express*, 13(16):6296–6304, Aug 2005.

U. Welander, W. D. McDavid, G. Tronje, and C. R. Morris. Imaging characteristics of seven panoramic x-ray units. Part V. Image distortion in planes at different object depths. *Dentomaxillofac Radiol*, Suppl 8:35–43, 1985.

A Wenzel. Bitewing and digital bitewing radiography for detection of caries lesions. *J Dent Res*, 83 Spec No C: C72–5, 2004.

A Wenzel and A Møystad. Work flow with digital intraoral radiography: a systematic review. *Acta Odontol Scand*, 68(2):106–114, 2010.

©R. Schulze, 2019

A Wenzel, E Frandsen, and H Hintze. Patient discomfort and crossinfection control in bitewing examination with a storage phosphor plate and a ccd-based sensor. *J Dent*, 27:243–246, 1999.

S. C. White and S. M. Mallya. Update on the biological effects of ionizing radiation, relative dose factors and radiation hygiene. *Austral Dent J*, 57,Suppl 1:2–8, 2012.

S C White and R Schulze. Fdi policy statement: Radiation safety in dentistry. *Int Dent J*, 64(6):289–290, 2014.

S C White, W C Scarfe, R Schulze, A G Lurie, J M Douglass, A G Farman, C S Law, M D Levin, R A Sauer, R W Valachovic, G G Zeller, and M J Goske. The Image Gently in Dentistry campaign: promotion of responsible use of maxillofacial radiology in dentistry for children. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 118(3): 257 – 261, 2014.

M J Yaffe and J A Rowlands. X-ray detectors for digital radiography. *Phys Med Biol*, 42(1):1–39, 1997.

K Yasaka and O Abe. Deep learning and artificial intelligence in radiology: Current applications and future directions. *PLoS Med*, 15:e1002707, 2018.

S Yitta, B N Joe, D J Wisner, E R Price, and N M Hylton. Recognizing artifacts and optimizing breast MRI at 1.5 and 3 T. *Am J Roentgenol*, 200(6):W673–82, 2013.

J Yuan and J Yuan. Object position and image magnification in dental panoramic radiography: a theoretical analysis. *Dentomaxillofac Radiol*, 42:29951683, 2012.

H Zaidi and M R Ay. Current status and new horizons in Monte Carlo simulation of X-ray CT scanners. *Med Bio Eng Comput*, 45:809–817, 2007.

S Zhang, K T Block, and J Frahm. Magnetic resonance imaging in real time: advances using radial flash. *J Magn Reson Imaging*, 31(1):101–109, 2010.

W Zhou. *Image reconstruction and imaging configuration optimization with a novel nanotechnology enabled breast tomosynthesis multi-beam X-ray system.* PhD thesis, Department of Electrical and Computer Engineering in the Graduate School Southern Illinois University Carbondale, USA, 2012.

B G Ziedses. Eine neue Methode zur Differenzierung in der Röntgenographie (Planigraphie). *Acta Radiol*, 13: 182–192, 1932.

I G Zubal and G Wisniewski. Understanding Fourier space and filter selection. *J Nucl Cardiol*, 4(3):234–243, 1997.

AF Zulauf. US-Patent No. 1,408,559: Panoramic x-ray apparatus, 07.03.1922.

©R. Schulze, 2019