

Aus der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie -Plastische Operationen
der Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

Abbildungsqualität tomosynthetisch rekonstruierter Schichtlageveränderungen
bei der Panoramaschichtaufnahme zur Diagnostik artifizieller Wurzelresorptionen

Inauguraldissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der
Zahnmedizin
der Universitätsmedizin
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

Vorgelegt von

Selina Carolin Rahmel
aus Bad Soden am Taunus

Mainz, 2020

Tag der Promotion: 19.05.2020

Für meine Eltern

Inhaltsverzeichnis

1. Abkürzungsverzeichnis:	6
2. Abbildungsverzeichnis	7
3. Tabellenverzeichnis	9
4. Einleitung	10
5. Abstrakt:	12
6. Literaturdiskussion	14
6.1 Die Panoramaschichtaufnahme	14
6.1.1 Definition	14
6.1.2 Historie der Panoramaschichtaufnahme.....	14
6.1.3 Technik der Panoramaschichtaufnahme	15
6.1.4 Anatomische Strukturen und Indikation	17
6.1.5 Vor- und Nachteile der Panoramaschichtaufnahme	18
6.2 Tomosynthese	21
6.2.1 Definition	21
6.2.2 Entstehung.....	21
6.2.3 Bewegungsgeometrie	22
6.2.4 Rekonstruktionsalgorithmen.....	23
6.2.5 Einsatzbereiche der Tomosynthese	25
6.2.6 Tomosynthese im Intraoralröntgen	26
6.2.7 Tomosynthese im Panoramaschichtgerät	27
6.2.8 Vor- und Nachteile der Tomosynthese und Gegenüberstellung zu alternativen Bildgebungstechniken	28
6.3 Wurzelresorptionen	30
6.3.1 Definition	30
6.3.2 Pathogenese.....	30
6.3.3 Diagnosemöglichkeiten.....	32
6.3.4 Therapiemöglichkeiten von EWR.....	35
7. Material und Methoden	37
7.1 Testobjekt und Simulation von Defekten	37
7.2 Bildgenerierung	38
7.3 Bildauswertung	41
7.4 Statistische Tests	45
8. Ergebnisse	46

8.1 ROC Analyse	46
8.2 Reproduzierbarkeit	50
8.3 Verteilung der Az- Werte	50
8.4 Schichtlagenangaben.....	51
9. Diskussion.....	52
9.1 Vergleich zu anderen radiologischen Techniken	57
9.2 Zukünftige Forschung und Nutzung	59
10. Zusammenfassung.....	61
11. Bibliographie	62
12. Anhang	69
13. Danksagung	72
14. Lebenslauf	73

1. Abkürzungsverzeichnis:

Abb.	Abbildung
CCD	Charge Coupled Device
CT	Computer Tomographie
d	Durchmesser
DIN	Deutsches Institut für Normung
DVT	Dentale Volumetomographie
EWR	Externe Wurzelresorption
Fig.	Figur
FOV	Field of View
OPG	Orthopantomogramm
s	Sekunde
Sv	Sievert
SAA	Shift and add
Tab.	Tabelle
TIFF	Tagged image file format
TPAN	Tomosynthetisch rekonstruierte Panoramaschichtaufnahme
ROC	Receiver Operating Characteristic
PAN	Panoramaschichtaufnahme
Lx	Lux

2. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Strahlenverlauf bei der PSA, wie sie Bocage 1922 beschreibt	15
Abbildung 2: Schematische Darstellung der Schichtlagenbreite in unterschiedlichen Kieferbereichen	16
Abbildung 3: Panoramaschichtaufnahme mit Legende	17
Abbildung 4: Verzerrungen von runden Strukturen (A-C), die außerhalb der Schicht scharfer Darstellung (S) liegen wie in (Pasler 1995) beschrieben	19
Abbildung 5: Das von Zidses des Plantes entworfene Konzept zur Tomosynthese (Plantes 1932)	22
Abbildung 6: Mögliche Bewegungsgeometrien nach (Dobbins 2009).....	23
Abbildung 7: Schematische Darstellung von Shift-and-Add nach (Gomi, Hirano et al. 2011).....	24
Abbildung 8: Schematische Darstellung der filtered backprojection nach (Gomi, Hirano et al. 2011)	25
Abbildung 9: Schematische Darstellung der tomosynthetisch rekonstruierten Schichten.....	28
Abbildung 10: Einteilung von Resorptionen nach Andreasen	31
Abbildung 11: ROC Kurve für die diagnostische Qualität von externen Wurzelresorptionen bei verschiedenen Röntgentechniken (Takeshita, Chicarelli et al. 2015).....	35
Abbildung 12: Messaufnahmen mit Röntgenkugeln.....	39
Abbildung 13: Versuchsaufbau im Orthophos SL von Sirona mit gebauter Halterung	40
Abbildung 14: Exempel der rekonstruierten Schichten: oben Kiefer in Schicht „-6“, unten Schicht „10“	41
Abbildung 15: Testbild nach DIN 6868-157 TG18-OIQ (Badsack, Walz et al. 2014)	42
Abbildung 16: Beispielbilder zur Demonstration der artifiziellen Defekte aus der Studie (Andreasen 1986).....	43
Abbildung 17: 5-Punkte Skala.....	43
Abbildung 18: ROC –Kurven aller Befunder (1-13) für PAN (oben) und TPAN (unten)	47
Abbildung 19: ROC-Analyse gepoolt über alle Befunder im direkten Vergleich beider Methoden.....	48

Abbildung 20: Az Werte für PAN und TPAN sowie die Differenz der jeweiligen Werte	48
Abbildung 21: Verteilung der Az-Werte nach Zahnregion.....	51
Abbildung 22: Vergleich von Bohrung und Trabekelstruktur bei einem Ausschnitt aus den hergestellten Aufnahmen der Schicht 0.....	56
Abbildung 23: Trockener Leichenunterkiefer.....	70
Abbildung 24: Panoramaeditor aus der Bedienungsanleitung zu Sidexis 4 (Sirona)	70
Abbildung 25: Auswertungsbogen eines Kiefers	71

3. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Werte aus der s2k-Leitlinie zur dentalen digitalen Volumentomographie und der Panoramaschichtaufnahme von 2013 (Schulze 2013).....	29
Tabelle 2: Verteilung der Defektbohrungen auf die Wurzeldrittel der extrahierten Zähne	38
Tabelle 3: Werte für die Panoramaschichtaufnahme (PAN) und die Tomosynthese (TPAN) für 13 Befunder	46
Tabelle 4: Ergebnisse zu den prädiktiven Werten und likelihood ratios.....	49
Tabelle 5: Werte für die Panoramaschichtaufnahme (PAN) und die Tomosynthese (TPAN): Intraclasskoeffizient (ICC) und 95% Konfidenz Intervall SA= Standard Abweichung.....	50
Tabelle 6: Bohrverteilung für 5 Kiefer	69

4. Einleitung

Als Ärzte sind wir geboten, Patienten zu helfen, nicht zu schaden. Dennoch wenden wir Strahlung zur Diagnostik beim Patienten an. Im Falle der Röntgenuntersuchung schützt uns das Strahlenschutzgesetz vor der Strafverfolgung. Mit der rechtfertigenden Indikation begründen wir den Einsatz schädlicher Röntgenstrahlung, da der gesundheitliche Vorteil des Patienten dem Schaden gegenüber überwiegt (Bundesamt für Justiz 2017). Seit der Erfindung der Röntgenstrahlen hat es viele Fortschritte gegeben. Abgesehen von 2D Aufnahmen können mit der 3D Bildgebung Schnittbilder in allen Ebenen mit guter Auflösung angefertigt werden. Zweidimensionale Aufnahmen können Tiefeninformationen nur limitiert darstellen, da anatomische Strukturen überlagern und wichtige Informationen verbergen. Dreidimensionale Röntgenbilder setzen den Menschen hingegen einer höheren Strahlendosis aus. Der Zahnarzt steht immer wieder vor der Entscheidung: Kommt die Anwendung von 2D Aufnahmen oder die dreidimensionale Bildgebung zum Einsatz. Kann man sich mit weniger diagnostischer Information zufriedengeben oder kann man die höhere Strahlenbelastung rechtfertigen. Was wenn es einen Mittelweg gäbe?

Auf der Suche nach diesen Anforderungen fällt der Blick zurück in die Vergangenheit auf eine sehr alte fast vergessene Röntgentechnik - die Tomosynthese. Aus einer geringen Anzahl an Röntgenbildern und einem limitierten Winkelbereich können eingeschränkte 3D Aufnahmen erzeugt werden. Es entsteht keine erhöhte Strahlenbelastung im Vergleich zu einer gleichgroßen 2D Aufnahme. Zusätzliches Bildmaterial wird durch Algorithmen rekonstruiert, also mathematisch berechnet, weshalb mehr Information zur Diagnostik bereitgestellt werden kann (Ogawa, Langlais et al. 2010). In der Mammographie gibt es zahlreiche erfolgreiche Studien über dessen Einsatz in der Detektion von Mamakarzinomen (Nguyen, Levy et al. 2015). Dennoch ist die Studienlage zur digitalen Tomosynthese in der Zahnmedizin bisher kaum erforscht. Der Einsatz bei Panoramaschichtaufnahmen, eine Technik, bei der Überlagerungen und inadäquate Patientenpositionierungen eine häufige Fehlerquelle darstellen, scheint der Einsatz von Rekonstruktionsalgorithmen vielversprechend. Die Dentalindustrie erhofft sich durch diese Tiefenrekonstruktion zusätzlich eine größere Freiheit bei der Patientenpositionierung im Röntgengerät.

Bei der Selektion einer zu untersuchenden Pathologie fiel die Wahl auf externe Wurzelresorptionen. Da die Panoramaschichtaufnahme ein besonders

unzureichendes Mittel für dessen Diagnostik darstellt, schien dies die richtige Pathologie, um eine experimentelle Pilotstudie durchzuführen (Saccomanno, Passarelli et al. 2018). In dieser Doktorarbeit soll erstmals in einem vereinfachten experimentellen Aufbau herausgefunden werden, welche diagnostischen Vor- oder Nachteile bei artifiziellen externen Wurzelresorptionen durch den Einsatz der Tomosynthese festzustellen ist. Dabei wird ein direkter Vergleich zur „konventionellen“ Panoramaschichtaufnahme gezogen. Dies soll zur Beurteilung dienen, auf welchem Stand die Technik heute ist. Weiterhin soll es eine Orientierung darstellen, ob die Entwicklung und Forschung an dieser Technik von Interesse ist und wie wir Sie zukünftig in den zahnmedizinischen Alltag integrieren können.

5. Abstrakt:

Abbildungsqualität tomosynthetisch rekonstruierter Schichtlageveränderungen bei der Panoramaschichtaufnahme zur Diagnostik artifizieller Wurzelresorptionen

Ziel der Studie:

Es soll untersucht werden, inwiefern tomosynthetisch rekonstruierte Schichtlagen bei Panoramaschichtaufnahmen zu einer verbesserten Diagnostik von externen artifiziellen Wurzelresorptionen beitragen.

Methode:

Zur Untersuchung dieser Kriterien wurden fünf trockene Leichenunterkiefer verwendet. Zur Simulation von Wurzelresorptionen wurde eine standardisierte Bohrung mit 3 verschiedenen Bohrgrößen (0.8 mm (klein), 1 mm (mittel), 1.2 mm (Groß)) an einzelnen extrahierten Zähnen vorgenommen, die anschließend wieder in ihr Zahnfach eingebracht werden. Pro Zahn können bis zu 2 Bohrungen vorhanden sein. Die Platzierung der Unterkiefer im Panoramaschichtgerät Orthophos SL wurde an der Okklusionsebene und Metallkugeln ausgerichtet. Eine Simulation der Wirbelsäule fand anhand einer Wassersäule und der Weichteile mit Wachsplatten statt. Die Röntgenbilder wurden mit 63kV, 8mA und 14,1s gemacht. Mit der Tomosynthese wurden retrospektiv 40 parallel dazu liegende Schichtlagen lingual und vestibulär aus den Daten rekonstruiert. Zur objektiven Bewertung dieser Röntgenbilder wurden 13 Zahnärzte herangezogen, die diese befunden mussten. Zuerst wird ausschließlich die „normale“ Panoramaschichtaufnahme betrachtet, anschließend darf der Befunder alle 41 Schichten betrachten. Es kann nun für jeden einzelnen Zahn festgestellt werden, ob bzw. wie viele Defekte gesehen werden und wo dieser liegt. Auf einer 5 Punkte Skala wird eingetragen wie sicher die Entscheidung ausfällt. Der Befunder konnte beim Betrachten aller Schichten seine Meinung zu Lokalisation oder Sicherheit ändern. Es werden Sensitivitäten, Spezifitäten und Az-Werte ermittelt, um darzustellen wie hoch die diagnostische Genauigkeit der Ausgangsschicht im Vergleich zu den 40 zusätzlichen Schichten liegt.

Ergebnisse:

AZ Werte für PAN lagen bei 0,75 (zwischen 0,69-0,82). Die Ergebnisse bei der Tomosynthese (TPAN) lagen bei 0,76. (zwischen 0,70-0,85). Die statistische Signifikanz lag bei 0,5 (P Wilcoxon < 0,05).

Konklusion:

Es konnte durch die zusätzliche Verwendung der Tomosynthese eine leichte, dennoch signifikante Verbesserung der Diagnostik von artifiziellen Wurzelresorptionen im Vergleich zur Panoramaschichtaufnahme festgestellt werden.

For English Abstract and Article see Journal of Endodontics (Schulze and Rahmel 2019).

6. Literaturdiskussion

6.1 Die Panoramaschichtaufnahme

6.1.1 Definition

Die Panoramaschichtaufnahme (PAN), auch Orthopantomogramm (OPG) genannt, ist eine zweidimensionale dentale Röntgenaufnahme, die Übersicht über den gesamten mandibulo-maxillären Apparat und deren umgebenden Strukturen gibt (Hallikainen 1996). Durch eine komplexe Rotationsbewegung von Röntgenstrahler und Detektor um den Patienten können Strukturen in einer spezifischen Schicht scharf abgebildet werden, während andere Strukturen im Strahlengang verwischt werden. Dies wird auch lineare Verwischungstomographie genannt (Schulze 2015).

6.1.2 Historie der Panoramaschichtaufnahme

Ende des 19. Jahrhunderts entstand der Wille zur Modernisierung der Gesundheitsversorgung, aus der viele neue Innovationen hervorgingen (Jacobsohn, Kantor et al. 2013). Mit der Entdeckung der Röntgenstrahlung 1895 von Wilhelm Conrad Roentgen, war auch für bildgebende Erfindungen in der Medizin der Weg geebnet (Cannon 1959). Es bestand das Verlangen alle relevanten anatomischen Strukturen für den Zahnarzt in einer Aufnahme darzustellen (Hallikainen 1996).

Die Theorie der Tomographie wurde erstmals vom französischen Physiker André Bocage in seiner Patentschrift 1922 erwähnt (Jama 1965), die jedoch nie praktisch umgesetzt wurde. In den 1930ern experimentierte der Japaner Dr. Hisatsugu Numata an einem ähnlichen Gerät, dessen Röntgenträger sich intraoral befand (Joen Iannucci 2016). Die Grundlagen zur heutigen Orthopantomographie wurde 1949 erstellt und gehen auf den Zahnarzt Yrjö V. Paatero aus Helsinki zurück (Tammisalo 1975). Mit der „Pantomographie“, wie er seine Methode nannte, machte er es möglich, ein gebogenes Objekt auf einen glatten Film zu projizieren (Paatero 1954). Zu Beginn befand sich der Röntgenstrahler noch stationär, wobei der Patient mit einem intraoralen Film auf einem Stuhl rotierte (Paatero 1949). Gemeinsam mit dem Ingenieur Timo Niemen optimierte er die Technik des Geräts immer weiter. Die Entwicklung extraoraler Filmträger machte die Röntgentechnik deutlich handlicher und kontrollierter, sodass sie ab den 60er Jahren unter dem Namen *Palomex* im größeren

Maßstab kommerziell produziert wurden (Hallikainen 1996). Die Panoramaschichtaufnahme ist heute für die zahnmedizinische Röntgendiagnostik in Praxen und Kliniken nicht mehr wegzudenken.

6.1.3 Technik der Panoramaschichtaufnahme

Der Röntgenapparat besteht aus einer Strahlungsquelle und einem Detektor. Früher wurden Aufnahmen mit analogen Röntgenfilmen vorgenommen, die jedoch anfälliger für Fehler in der Verarbeitung sind. Heute kommen vermehrt digitale Detektoren mit Charged-Coupled-Device Sensoren (CCD) oder Speicherfolien zum Einsatz (Schulze 2000). Seltene Erden sorgen dafür, dass digitale Aufnahmen bei gleicher Qualität mit weniger Strahlendosis auskommen (Hurlburt and Coggins 1984). Anders als bei stationären Röntgenaufnahmen werden Strahlen bei der Panoramaschichtaufnahme nicht aufsummiert, sondern können selektiv zur Schichtuntersuchung eingesetzt werden (siehe Abb.1). Strukturen im Rotationszentrum (Punkt A) zwischen Strahler und Detektor werden scharf dargestellt, da dort die Bewegungsunschärfe am geringsten ist (Sanderink 1987).

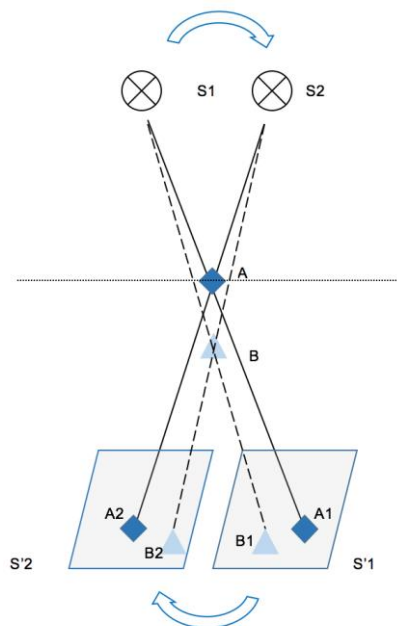


Abbildung 1: Strahlenverlauf bei der PSA, wie sie Bocage 1922 beschreibt

Strahlungsquelle (S) rotiert von S1 zu S2. Der Detektor bewegt sich dabei von S'1 zu S'2. Punkt A in der Schicht scharfer Darstellung wird dabei scharf als A1 und A2 dargestellt, während B durch die Bewegungsunschärfe verwischt wird (B1, B2). Die Schicht scharfer Darstellung ist hier schematisch als gerade Linie dargestellt.

Strukturen verwischen umso stärker, desto weiter sie vom Rotationszentrum entfernt sind (Langland and Sippy 1968). Es entsteht eine zweidimensionale Aufnahme in der die „Schicht scharfer Darstellung“ (Abb. 1, Linie durch A) scharf abgebildet ist, während Strukturen außerhalb (Punkt B) „verschwinden“. Die Schicht scharfer Darstellung ist in der Panoramaschichtaufnahme dem hufeisenförmigen Kiefer nachempfunden. Dabei ist die Schichtdicke der Kieferareale nicht gleichmäßig breit. Im anterioren Bereich ist sie schmaler, wobei sie nach distal breiter wird (McDavid, Welander et al. 1981) (siehe Abb.2). Die Dicke dieser Schicht ist abhängig von dem verwendeten Schichtwinkel (Sjoblom and Welander 1978). Umso größer dieser Winkel, umso schmaler die scharfe Schicht.

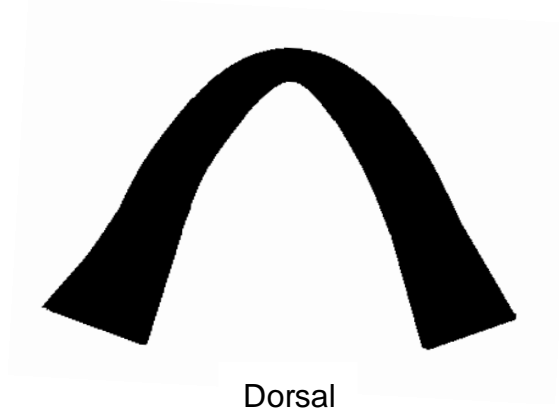


Abbildung 2: Schematische Darstellung der Schichtlagenbreite in unterschiedlichen Kieferbereichen
Breite Schichtdicke dorsal, schmale Schichtdicke in der Front

Bei der Aufnahme in modernen Panoramaschichtgeräten wird der Patient stehend an modellspezifischen Fixierungen in die richtige Position gebracht. Meist besteht dieser aus einem Aufbissblock, Kopfstützen und einem Lichtvisier zur Einstellung der Median- und Sagittalebene. Die Ausrichtung des Patienten in allen drei Raumebenen ist entscheidend für die Qualität und Symmetrie der Aufnahme. Bei der Bildgenerierung bewegt sich der Röntgenstrahler mit einem fächerförmigen Strahlenbündel und der Detektor symmetrisch zueinander um den Kopf des Patienten. Der Patient muss dabei möglichst stillhalten und die Zunge an den Gaumen drücken.

6.1.4 Anatomische Strukturen und Indikation

Die Panoramaschichtaufnahme kann diverse anatomische Strukturen des maxillo-mandibulären Apparates darstellen: Sie dient in erster Linie als Übersichtsaufnahme des gesamten dentalen Status (siehe Abb. 3). Abgesehen von den Zähnen werden vor allem auch der Sinus maxillaris (Malina-Altzinger, Damerau et al. 2015), die Kiefergelenke (Roberts, Pettigrew et al. 1984) und der Verlauf des Canalis mandibularis (Haas, Dutra et al. 2016) visualisiert. Dennoch sind nicht alle diese Strukturen optimal in der PSA zu beurteilen (Hartenian and Stenger 1978, Ladeira, da Cruz et al. 2015). Bei adäquater Aufnahmequalität und Patientenpositionierung kann jedoch ein guter Seitenvergleich paariger Strukturen stattfinden. Die Panoramaschichtaufnahme gibt ggf. auch Hinweise auf fachfremde Fragestellungen, wie z.B. Arteriosklerose der Halsgefäße (Henriques, Kreich et al. 2011) oder Hinweise auf Osteoporose (Valerio, Trindade et al. 2013). Die PSA kommt sehr häufig zum Einsatz zur Diagnostik von Karies, periapikalen Erkrankungen (Choi 2011), impaktierten Weisheitszähnen (Manor, Abir et al. 2016), und zur Darstellung des Alveolarknochens, im Wechselgebiss sowie in der Kieferorthopädie (Graber 1967).

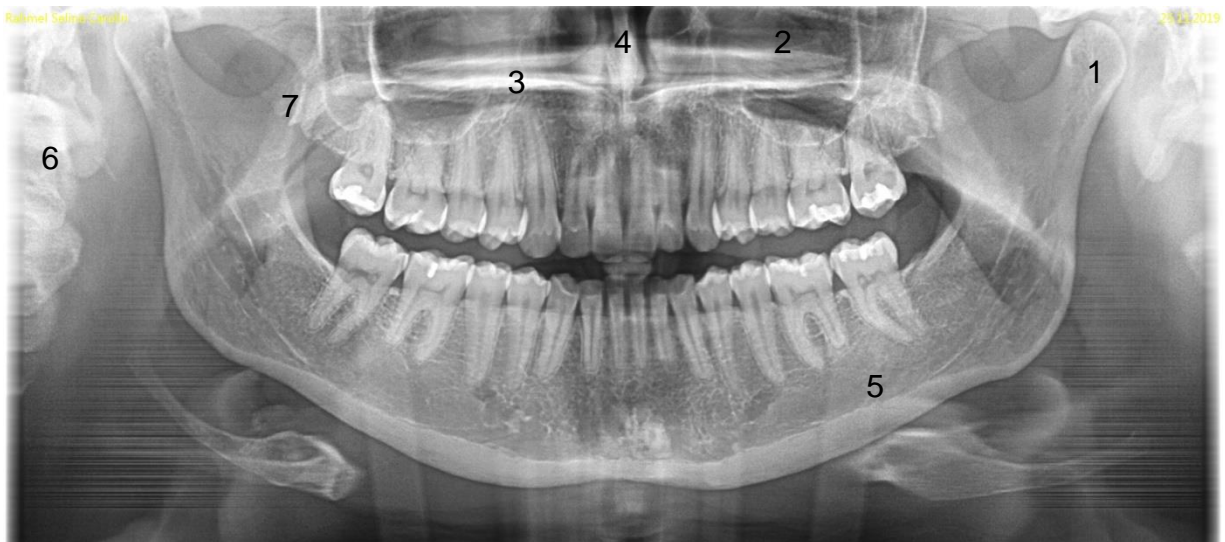


Abbildung 3: Panoramaschichtaufnahme mit Legende

(Röntgenbild von S. Rahmel) 1 Kondylus 2 Sinus maxillaris 3 Palatum durum 4 Septum nasi 5 Canalis mandibularis 6 Halswirbelsäule 7 Processus coronoideus

6.1.5 Vor- und Nachteile der Panoramaschichtaufnahme

Die Panoramaschichtaufnahme liefert zunächst einen guten Überblick über die Kiefer und dessen begrenzenden Strukturen. Bei einer effektiven Dosis von etwa 16 μ SV (Wörtche, Hassfeld et al. 2006) liegt die Strahlenbelastung im Vergleich zu anderen dentalen Röntgentechniken etwa im mittleren Bereich.

Dem gegenüber gibt es aber auch Nachteile bei der Panoramaschichtaufnahme. Fehler können entweder auf Seiten des Bedieners oder auch an der Mitarbeit des Patienten liegen. Zu den Fehlerquellen zählen z.B. die falsche Patientenpositionierung, Bewegungsartefakte und Phantombilder (Monsour 2000). Bei der analogen Filmherstellung können zudem Fehler bei der Entwicklung entstehen. Mit der Kenntnis möglicher Fehlerquellen können einige Probleme im Vorhinein vermieden werden (Rondon, Pereira et al. 2014).

Fehlpositionierung des Patienten:

Die Fehlpositionierung des Patienten im Gerät gehört zu einem häufigen Problem (Khan 2015). Befindet sich der Patient mit dem Zahnbogen teilweise oder vollständig außerhalb der Schicht scharfer Darstellung, werden irrelevante Strukturen scharf abgebildet, während wichtige diagnostische Informationen durch den Verwischungseffekt verloren gehen. Die Qualität der Aufnahme, also Bildauflösung, Kontrast, vertikale und horizontale Dimensionen sowie Symmetrie der Aufnahme können beeinträchtigt sein (Rondon, Pereira et al. 2014). Dies kann häufig dazu führen, dass sie für die Diagnostik nutzlos werden (Dhillon, Raju et al. 2012, Khator, Motwani et al. 2017). Bei der Positionierung von Objekten außerhalb der Schicht kommt es außerdem zu einer natürlichen Verzerrung (Tronje, McDavid et al. 1985). Dorsale Strukturen werden horizontal gestaucht, während sie weiter ventral vertikal gestreckt werden (siehe Abb. 4). Strukturen erscheinen also nicht nur unscharf, sondern auch in ihrer Geometrie verändert.

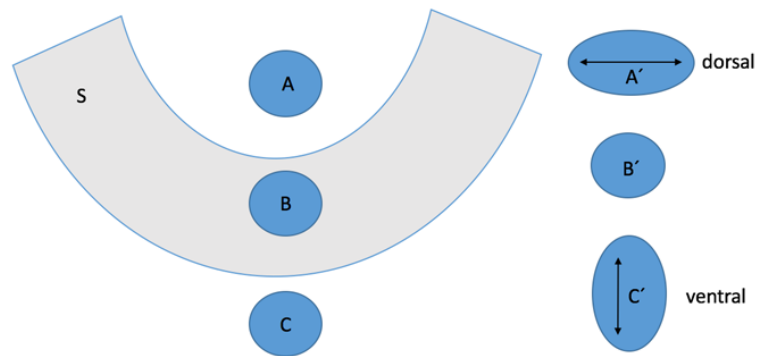


Abbildung 4: Verzerrungen von runden Strukturen (A-C), die außerhalb der Schicht scharfer Darstellung (S) liegen wie in (Pasler 1995) beschrieben

Objekte in der Schicht scharfer Darstellung erfahren wenig Verzerrung (B, B'). Dorsal und ventral liegende Strukturen werden verzerrt abgebildet. Ventral liegende Strukturen (C) werden vertikal verzogen (C'). Weiter lingual liegende Strukturen (A) werden horizontal verzogen (A').

Das gleiche Phänomen kann trotz korrekter Patientenpositionierung beobachtet werden: Durch individuelle anatomische Formen des Kiefers kann die gerätespezifische Schicht scharfer Darstellung bei jedem Patienten etwas anders liegen. Dabei variiert die Angulation der Zähne, Kieferbreite und die gesamte Form (U- oder V-Form) (Lavelle 1975, Omar, Alhajrasi et al. 2018).

Vergrößerungsfaktor:

Auch wenn der Kiefer richtig platziert wurde, werden Objekte vergrößert dargestellt. Insgesamt kommt es zu einer ungleichmäßigen Vergrößerung von Objekten im PAN. Dabei überwiegt die horizontale im Vergleich zur vertikalen Vergrößerung (Devlin and Yuan 2013).

Bewegungsunschärfe:

Durch die Bewegung des Patienten während der Aufnahme verwischen Strukturen und verfälschen ggf. das diagnostische Ergebnis. Die geringe Fixierung im Stehen und die lange Aufnahmedauer von etwa 14-19 Sekunden (Visser, Hermann et al. 2000) machen diese Aufnahmetechnik für Patienten mit eingeschränkter Compliance oder Körperspannung schwieriger. Gegebenenfalls kann die Auswahl einer anderen Röntgentechnik für Patient und Behandler einfacher sein.

Phantombilder:

Phantombilder entstehen durch Objekte die wenig oder gar keine Strahlung passieren lassen. Die Röntgenstrahlung wird reflektiert und gestreut, dabei entstehen unerwünschte Abbildungen. Phantombilder können durch körpereigene Strukturen zustande kommen z.B. dem aufsteigenden Ast. Andere Phantombilder, z.B. durch Schmuck oder herausnehmbaren Zahnersatz sollten durch Entfernen aller metalledichter Objekte im Kopf-Hals-Bereich und die korrekte Positionierung der Strahlenschutzschürze vermieden werden.

6.2 Tomosynthese

6.2.1 Definition

Die Tomosynthese ist eine medizinische Bildgebungstechnik und kann als limitierte 3D-Bildgebung angesehen werden. Das Wort Tomosynthese vereint die Begriffe *Tomographie* und *Synthese* (Kitai, Mukai et al. 2013). Die Vorgehensweise läuft in zwei Schritten ab: Zuerst wird der Patient der Röntgenstrahlung ausgesetzt, um Aufnahmen zu generieren (Tomographie). Anschließend werden zusätzliche Schichten durch Rekonstruktionsalgorithmen berechnet (Synthese). Diese Berechnung erlaubt es Tiefeninformationen ohne zusätzliche Strahlenbelastung darzustellen. Dennoch ist es nicht möglich alle Einzelheiten eines Körpers in drei Dimensionen zu berechnen, wie es vom CT und DVT bekannt ist (Levakhina 2014). Umso mehr Röntgenaufnahmen aus multiplen Winkeln aufgenommen werden, umso größer die Möglichkeiten zur Tiefenrekonstruktion.

6.2.2 Entstehung

Tomosynthese, auch bekannt als Laminographie (Miller, McCurry et al. 1971) oder Planigraphie (Plantes 1932), war der erste Versuch der räumlichen Bildgebung in der Radiologie. Bereits 1931 entstanden durch Ernst Pohl in Kiel die ersten Theorien dazu (Webber 1997). Unabhängig davon beschrieb Ziedses des Plantes ähnliche Ideen: Er wollte mehrere Röntgenfilme parallel hintereinander positionieren, um mit nur einmaliger Strahlenexposition unterschiedliche Ebenen scharf abzubilden (Plantes 1932). Abbildung 5 stellt das Konzept schematisch dar.

Trotz weiteren Veröffentlichungen über die Tomosynthese (Grant 1972) stagnierte die Forschung mit dem Stand der damaligen Technik. Auch die klinische Anwendung stellte sich als wenig praktikabel und langwierig dar, da nach jeder Exposition ein Filmwechsel stattfinden musste (Dobbins and Devon 2003). Es haperte an der Entwicklung von digitalen Detektoren, die zur Realisierung dieses Verfahrens dringend gebraucht wurden (Levakhina 2014). Das Interesse an der Technologie verschwand letztendlich fast vollständig mit der Erfindung der Computertomographie, die damals alle anderen bildgebenden Verfahren in den Schatten stellte (Hounsfield 1973).

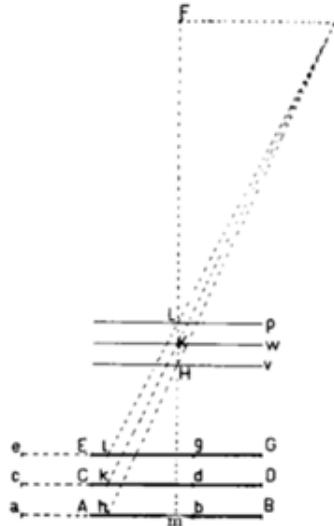


Abbildung 5: Das von Zideses des Plantés entworfene Konzept zur Tomosynthese (Plantés 1932)

Objekte L, K und H sollen dabei jeweils auf dem Detektor als l, k und h dargestellt werden. Es entstehen Abbildungen mehrerer Schichten eines Objekts (e,c,a), statt nur eine Abbildung.

Glücklicherweise bekam die Tomosynthese mit der Entwicklung von Festkörperdetektoren und sinkenden Kosten für Datenverarbeitung im 21. Jahrhundert ein zweites Aufleben (Dobbins 2009). Seitdem hat die digitale Tomosynthese in den verschiedensten Bereichen der Medizin, Forschung und Industrie an Interesse gewonnen.

6.2.3 Bewegungsgeometrie

Die Technik der Tomosynthese basiert darauf, dass Röntgenstrahler und Film sich in einem eingeschränkten Winkelbereich (engl. *limited angle*) zu einem Objekt bewegen (Plantés 1932). Anders als bei der Digitalen Volumentomographie (DVT) wird nur eine begrenzte Anzahl an Aufnahmen generiert (Dobbins and Devon 2003). Größere Winkel erzeugen dabei eine bessere Schärfe und Auflösung als kleine Winkel (Barkhausen, Rody et al. 2015).

Laut Dobbins (2009) sind dabei drei verschiedene Bewegungsgeometrien möglich (Abb. 6): Strahler und Film bewegen sich parallel zueinander (a). Der Film bleibt statisch oder in einer Ebene, während sich der Strahler um eine Rotationsachse bewegt (b). Strahler und Film bewegen sich starr verbunden um das Objekt herum mit

einer gemeinsamen Rotationsachse (c). Je nach Indikation und *Region of interest* (ROI) kann die passende Geometrie verwendet werden (Dobbins and Devon 2003).

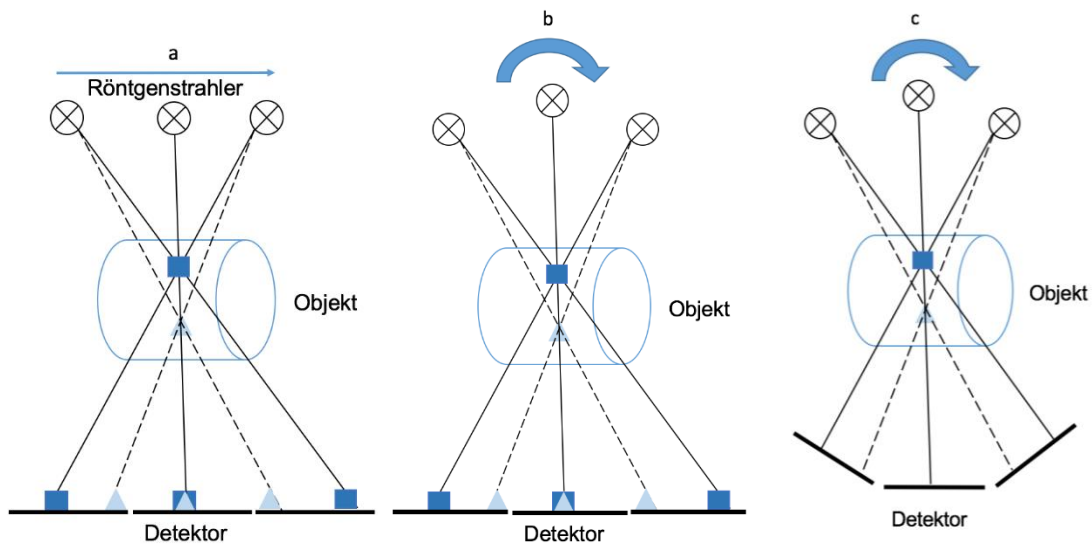


Abbildung 6: Mögliche Bewegungsgeometrien nach (Dobbins 2009)

(a) Parallel-, (b) Teilweise isozentrische und (c) Voll isozentrische Bewegung

6.2.4 Rekonstruktionsalgorithmen

Der Schlüssel zur Tomosynthese liegt in der retrospektiven computerisierten Verarbeitung mit Rekonstruktionsalgorithmen. Trotz der limitierten Anzahl an Projektionen und dem eingeschränkten Winkelbereich können aus einem digitalen Datensatz verschiedene Ebenen eines Objekts rekonstruiert werden. Es kann also von einer eingeschränkten 3D-Bildgebung die Rede sein. Die gängigen Rekonstruktionsmöglichkeiten nennen sich *Shift-and-add* (SAA), *gefilterte Rückprojektion* (filtered backprojection) und *iterative Rekonstruktion* (Chen, Balla et al. 2010). Sie haben entscheidende Unterschiede, was ihren Einsatz angeht.

Bei *Shift-and-Add* werden zunächst Röntgenaufnahmen aus verschiedenen Winkeln aufgenommen. Ein Computer verschiebt die Aufnahmen (*shift*) und fügt sie so zusammen (*add*), dass Strukturen der ausgewählten Schicht hervorgehoben werden, während andere abgeschwächt werden (Wu, Moore et al. 2004). Eine Skizzierung dieser Idee ist in Abbildung 7 von Gomi von 2011 unten dargestellt. Dieses Prinzip funktioniert ausschließlich bei paralleler Projektionsgeometrie. Für rotierende

Bewegungen muss zusätzlich noch die Röntngeometrie in die Berechnung inkludiert werden (*unfiltered backprojection*) (Wu, Moore et al. 2004).

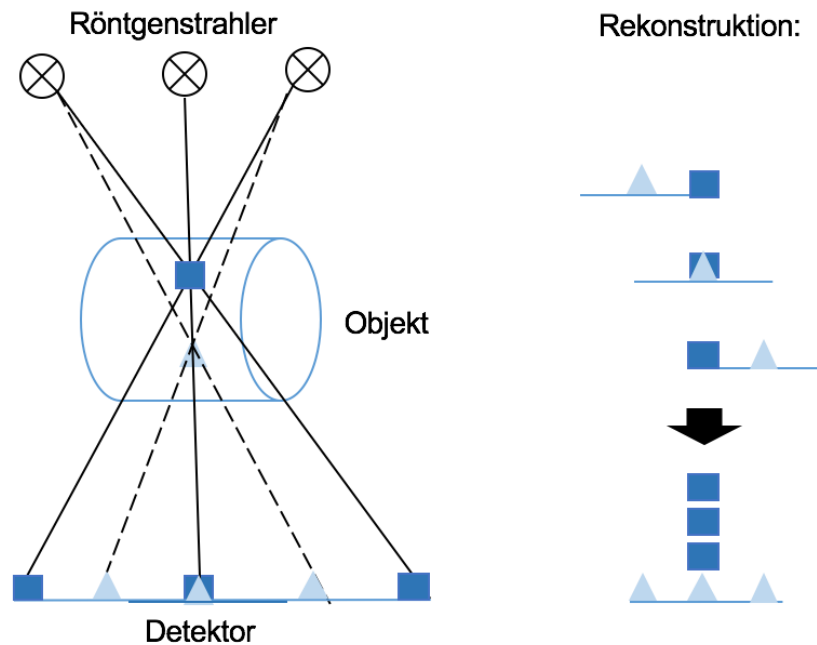


Abbildung 7: Schematische Darstellung von Shift-and-Add nach (Gomi, Hirano et al. 2011)

Für die Reduktion von innerhalb und außerhalb der Schicht liegenden Artefakten können spezielle Filter angewandt werden (Dössel and Buzug Thorsten 2014). Die sogenannte *filtered backprojection* selektiert zunächst Informationen bevor sie rückprojiziert werden (Lauritsch and Haerer 1998). Durch die Filterung soll die Verbesserung der Bildauflösung erreicht werden. Da diese Technik einen größeren Winkelbereich mit 100 bis 1000 Projektionen voraussetzt, wird sie vorwiegend in der Computertomographie (CT) eingesetzt (Gomi, Hirano et al. 2011) (siehe Abb. 8)

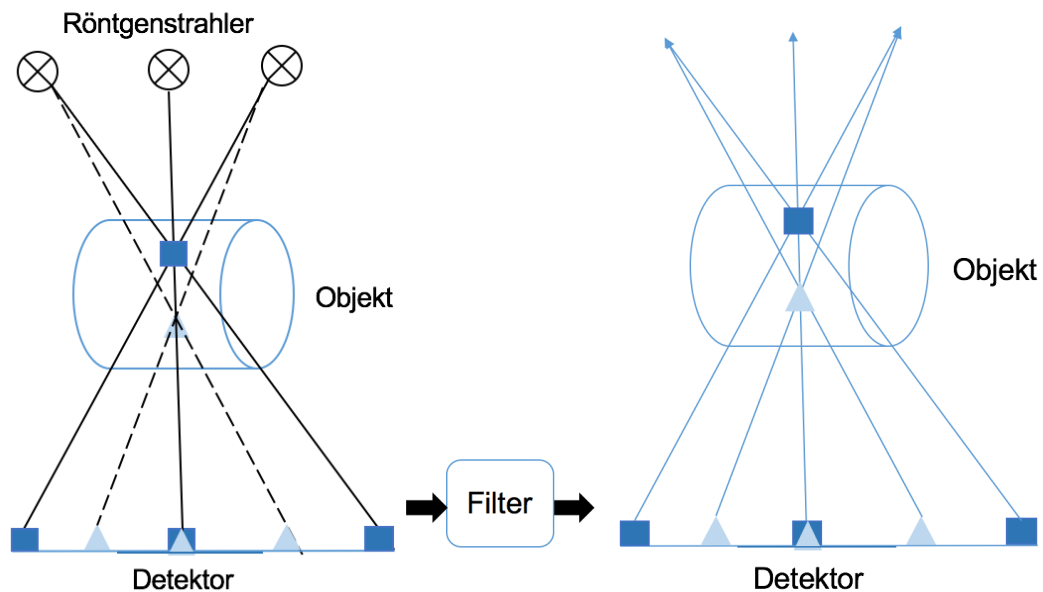


Abbildung 8: Schematische Darstellung der filtered backprojection nach (Gomi, Hirano et al. 2011)

Bei iterativen Rekonstruktionsalgorithmen findet die Berechnung schrittweise rekursiv statt (Ruttimann, Groenhuis et al. 1984). Dabei wird das Verhalten der Strahlung statistisch mit eingerechnet (Dössel and Buzug Thorsten 2014). Diese Art der Berechnung trägt zur Dosisreduktion und Verminderung des Rauschens bei (Levakhina 2014).

6.2.5 Einsatzbereiche der Tomosynthese

Digitale Tomosynthese kommt in der Medizin in den verschiedensten Formen zum Einsatz. Anwendungsbereiche in der Bildgebung erstrecken sich von der Darstellung des Throax (Godfrey, McAdams et al. 2006, Johnsson, Vikgren et al. 2014, Horvath, Wolf et al. 2016), von Hüftprothesen (Gomi and Hirano 2008), in der Brustkrebsdiagnostik (Nguyen, Levy et al. 2015), bei Knochenbrüchen (Ha, Lee et al. 2015) bis hin zur Angiographie (Gomi, Hirano et al. 2011).

Der bisher größte Einsatz und Forschungsfortschritt findet im Bereich der Brustkrebsdiagnostik statt (Levakhina 2014). Das Mammakarzinom ist bei Frauen die häufigste Krebserkrankung sowie die häufigste Todesursache durch Krebs heute (Albert and Schreer 2008). Die herkömmliche Mammographie scheitert in 10-30% der Fälle bei der Diagnostik eines Mammakarzinoms (Chen, Balla et al. 2010). Die

Problematik entsteht durch überlagernde Strukturen (Chen, Lo et al. 2007). Es konnte nachgewiesen werden, dass die digitale Tomosynthese im Vergleich zur digitalen Mammographie signifikant bessere Ergebnisse im Brustkrebsscreening aufweist (Roganovic, Djilas et al. 2015). Besonders in gewebdichtem Brustgewebe, wo Überlagerungen häufig die Diagnostik behindern, konnte ein Vorteil gegenüber der herkömmlichen Mammographie erkannt werden (Niklason, Christian et al. 1997, Nguyen, Levy et al. 2015). Die Strahlenbelastung für die digitale Brusttomosynthese liegt dabei etwa gleichhoch im Vergleich zur konventionellen Mammographie (Wu, Moore et al. 2004). Das Verfahren kann zusätzlich durch Kontrastmittelgabe mit einem sogenannten *Spectral Imaging* kombiniert werden (Tingberg, Lång et al. 2016). Dabei werden zusätzlich Informationen über die Gewebdichte erhoben. Bei der Brusttomosynthese wird ein unbewegter bzw. gering bewegter Detektor und eine parallel dazu bewegliche Strahlenquelle verwendet (siehe Abb.5a).

Geräte mit der Möglichkeit zur tomosynthetischen Rekonstruktion sind in der Zahnmedizin zwar vorhanden und können bei Intraoralaufnahmen und Panoramaschichtaufnahmen zum Einsatz kommen. Die Verwendung ist allerdings weder in Forschung noch im klinischen Einsatz verbreitet. Einige theoretische Ansätze zu rotierenden Geräten sind in den letzten Jahren formuliert worden (Ogawa, Langlais et al. 2010, Noujeim, Prihoda et al. 2011). Dennoch sind keine Studien bekannt, die Nachweise des tatsächlichen diagnostischen Wertes oder einen Vergleich zu bekannten Röntgentechniken demonstrieren.

6.2.6 Tomosynthese im Intraoralröntgen

Erste Studien haben sich bereits mit der digitalen Tomosynthese in Verbindung mit Intraoralem Röntgen auseinandergesetzt. Dabei muss man zwischen linearen und nicht linearen Projektionsbewegungen unterscheiden. Studien mit einer linear verlaufenden Strahlungsquelle, ähnlich wie oben bei der Mammographie beschrieben, zeigen am Phantom im Winkelbereich von 12,7° mit 15 Aufnahmen eine Verbesserung der Diagnostik von Karies, Frakturen, Defekten und ermöglichen die einzelne Darstellung überlagernder Wurzeln (Shan, Tucker et al. 2015).

6.2.7 Tomosynthese im Panoramaschichtgerät

Einige theoretische Ansätze zur Tomosynthese im Panoramaschichtgerät sind in den letzten Jahren formuliert worden (Ogawa, Langlais et al. 2010, Noujeim, Prihoda et al. 2011). Der Unterschied zu den oben genannten linearen Projektionen ist nun die Rotation von Rezeptor und Detektor. Das Rekonstruktionsprinzip wurde durch Dentsply Sirona in einem extraoralen rotierendem Panoramaschichtgerät inkludiert (Franetzki, Mougouï et al. 2000). Tiefeninformationen in der PAN, die häufig durch Überlagerung oder Fehlpositionierung verloren gehen, sollen durch diese Technik reduziert werden. Dabei muss zuerst eine „herkömmliche“ Panormaschichtaufnahme generiert werden, wobei alle Parameter (Belichtungszeit, Dosis, Umlaufbahn) unverändert bleiben. Durch Aufnahmen von Objekten aus verschiedenen Winkeln mit bekannter Projektionsgeometrie wird die Tiefenrekonstruktion ermöglicht (Ogawa, Langlais et al. 2010). Retrospektiv, also nach Abschluss der Strahlenexposition, werden zahlreiche parallel zueinander liegende tomosynthetisch rekonstruierte Panoramaschichtaufnahmen (TPANs) generiert, ohne dabei erneut Strahlung anzuwenden. Die Technik wird als limitierte 3D-Bildgebungstechnik eingestuft (Dobbins and Devon 2003). Vereinfacht kann man sich die Aufnahmen wie einen Stapel U-förmig gebogener Röntgenfilme vorstellen: Jedes Röntgenbild kann einzeln als OPG betrachtet werden, dazwischen fehlt jedoch Information (siehe Abb. 9). Weitere Schichten, wie etwa sagittale, axiale und koronale Schnittbilder lassen sich aufgrund der limitierten Aufnahmeanzahl und des eingeschränkten Winkelbereichs nicht rekonstruieren (Webber 1997). Eine vollständige 3D-Ansicht ist nur mit mehr Röntgenaufnahmen, also einer erhöhten Strahlenbelastung, möglich. Die Ansicht erfolgt dynamisch in einem geeigneten Viewer. Der Nutzen der Tomosynthese im Panoramaschichtgerät ist in der Anwendung noch nicht erforscht. Neben der Dosisersparnis sollen durch diese Rekonstruktionstechnik möglicherweise Fehler in der Patientenpositionierung in Zukunft behoben werden (Ogawa, Langlais et al. 2010).

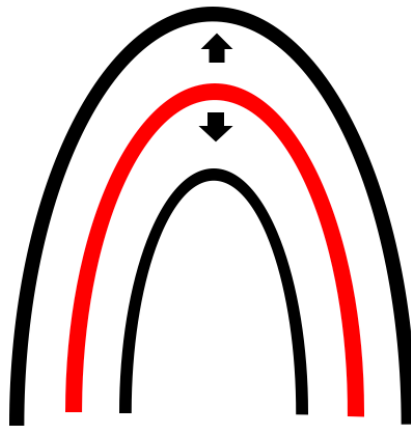


Abbildung 9: Schematische Darstellung der tomosynthetisch rekonstruierten Schichten

Die Schichten parallel zu der Schicht im „Autofokus“ (in rot) können oral und vestibulär rekonstruiert werden (in schwarz)

6.2.8 Vor- und Nachteile der Tomosynthese und Gegenüberstellung zu alternativen Bildgebungstechniken

Die digitale Tomosynthese zielt darauf ab, die Einschränkungen der zweidimensionalen Bildgebung bei dreidimensionalen Objekten zu reduzieren. Mit ihrer Hilfe können Tiefeninformationen generiert werden, die sonst durch Überlagerung verborgen bleiben. Bei der TPAN können dadurch zusätzlich Informationen in oro-vestibulärer Richtung dargestellt werden. Die digitale Tomosynthese zeichnet sich besonders durch ihre hohe Auflösung in der Schicht scharfer Darstellung aus (Levakhina 2014). Des Weiteren entsteht durch den eingeschränkten Winkelbereich keine erhöhte Strahlenbelastung für den Patienten.

Um die Vorteile der Tomosynthese zu verstehen, müssen die Nachteile der alternativen Techniken verstanden werden: Um Tiefeninformationen zu generieren wird in der Zahnmedizin in der Regel die Digitale Volumentomographie (DVT) eingesetzt. Sie lässt eine dimensionsgetreue Darstellung in allen Raumrichtungen zu (Schulze 2013). Diese geht allerdings mit einer vergleichbar hohen Strahlenbelastung einher, wie der s2k-Leitlinie zur dentalen digitalen Volumentomographie entnommen werden kann (siehe Tab 1):

Technik	Mittlere effektive Dosis	Median
DVT mit FOV <10cm	92 μ Sv	49 μ Sv
DVT mit 15cm >FOV >10cm	118 μ Sv	87 μ Sv
DVT mit FOV>15cm	114 μ Sv	73 μ Sv
Panoramaschichtaufnahme	10- 20 μ Sv	-

Tabelle 1: Werte aus der s2k-Leitlinie zur dentalen digitalen Volumentomographie und der Panoramaschichtaufnahme von 2013 (Schulze 2013)

Die mittlere effektive Dosis eines DVTs liegt dabei etwa 10-mal so hoch (siehe Tab. 1), wie die einer Panoramaschichtaufnahme. Eine Aktualisierung dieser Leitlinie steht 2020 an. Die Dosis eines DVTs variiert stark, je nach FOV und Geräteeinstellungen (Ludlow, Timothy et al. 2015). Einen großen Vorteil der Tomosynthese stellt damit die erhebliche Dosisersparnis im Vergleich zur DVT dar. Tiefeninformationen werden nur aus einer geringeren Menge an Informationen mathematisch berechnet und nicht durch zusätzliche Strahlung generiert. Aus strahlenhygienischer Sicht bietet sich nur in bestimmten Situationen eine rechtfertigende Indikation zur Nutzung der DVT. Ein Vergleich der diagnostischen Performance der DVT zur Tomosynthese ist bis dato durch die lückenhafte Studienlage noch nicht möglich.

Gegenüber den vielen Vorteilen sind einige wenige Nachteile bei der Benutzung der Tomosynthese anzumerken: Die Tomosynthese ist derzeit in der Berechnung und Befundung zeitintensiver, da große Datenmengen verarbeitet werden müssen.

6.3 Wurzelresorptionen

Die Zahnwurzel wird von verschiedenen Strukturen umgeben: Außen ist die Zahnwurzel von Zement geschützt und in einem flexiblen Faserapparat aufgespannt - das Parodont. Innerhalb des Zahns liegt das sogenannte Endodont, das den Zahn mit sensiblen Nervenfasern und Gefäßen über Dentinkanälchen versorgt (Frank and Nalbandian 1989). Wird eine dieser Strukturen beeinträchtigt, kann es zum Abbau der Zahnwurzel kommen – sogenannte Wurzelresorptionen.

6.3.1 Definition

Wurzelresorptionen sind osteoklastische Abbauvorgänge, die das Dentin, den Zement oder den Knochen betreffen (Heithersay 1994). Bei der externen Wurzelresorption (EWR) ist dabei die Außenfläche der Wurzel (Parodont) betroffen (Onkar Singh 2017). Abzugrenzen davon ist die interne Wurzelresorption, bei der die Resorption vom Inneren des Zahns, also dem Wurzelkanal (Endodont), ausgeht (Kalender, Oztan et al. 2014). Die interne Resorption kann als Seltenheit gegenüber der externen Resorption angesehen werden (Onkar Singh 2017). Innere und äußere Resorptionen können auch im Sinne einer kombinierten Wurzelresorption ineinander übergehen. Die Wurzelresorption ist bei Milchzähnen in der Wechselferperiode physiologisch, in allen anderen Fällen handelt es sich um einen pathologischen Vorgang (Rathe, Nolken et al. 2006).

6.3.2 Pathogenese

Auf zellulärer Basis gehen Wurzelresorptionen von Osteoklasten aus (Fernandes, de Ataide et al. 2013). Gemeinsam mit Osteoblasten regulieren sie den physiologische Knochenumbau (*bone remodeling*) im Körper (Katsimbri 2017). Treffen Monozyten oder Makrophagen mit RANK Rezeptoren an auf RANK-Liganden, werden sie zu Osteoklasten aktiviert (Schmidt 1936). Diese Osteoklasten bilden Lakunen am Knochen bzw. Dentin, in denen durch die Sezernierung von Wasserstoffionen die Knochenmatrix aufgelöst wird (Darcey and Qualtrough 2013). Durch freiliegendes Dentin ohne schützende Wurzelhaut können Osteoklasten sich ungehindert anheften. Diese Prozesse können durch Vitamin D3, das Parathormon und Interleukin 1B beeinflusst werden (Stashenko, Yu et al. 1992).

Externe Wurzelresorptionen stellen ein multifaktorielles Geschehen dar. Für den Beginn einer externen Wurzelresorption (EWR) muss eine Verletzung der Wurzelaußenfläche vorliegen, die von einem mechanischen oder chemischen Reiz verursacht wird (Patel, Dawood et al. 2009). Dieser Reiz kann von ausgedehnten Traumata (Andreasen and Andreasen 1992), entzündlichen Prozessen, kieferorthopädischen Therapien, durch Sauerstoffperoxid (Cvek and Lindvall 1985), Pulpaschädigung sowie Zysten und Neoplasien ausgehen (Fuss, Tsesis et al. 2003, Rathe 2006). Bei kieferorthopädischen Zahnbewegungen ist die Dauer und Stärke der Kraftausübung sowie die Art der Apparatur ein ausschlaggebender Risikofaktor (Andreasen 1985, Brezniak and Wasserstein 1993). Zu individuellen Risikofaktoren für Wurzelresorptionen gehören genetische Dispositionen (Al-Qawasmi 2003) und Mangelernährung und Habits (Lopatiene and Dumbravaite 2008). Ein Fortschreiten der Erkrankung kann entweder durch eine Entzündung oder mechanische Kräfte entstehen (Fuss, Tsesis et al. 2003).

Externe Wurzelresorptionen können in der Literatur in unterschiedliche Arten der Resorption unterteilt werden. Diese können entzündlichen oder nicht-entzündlichen Ursprungs sein. Eine Einteilung nach Andreasen ist in Abb. 10 zu sehen:

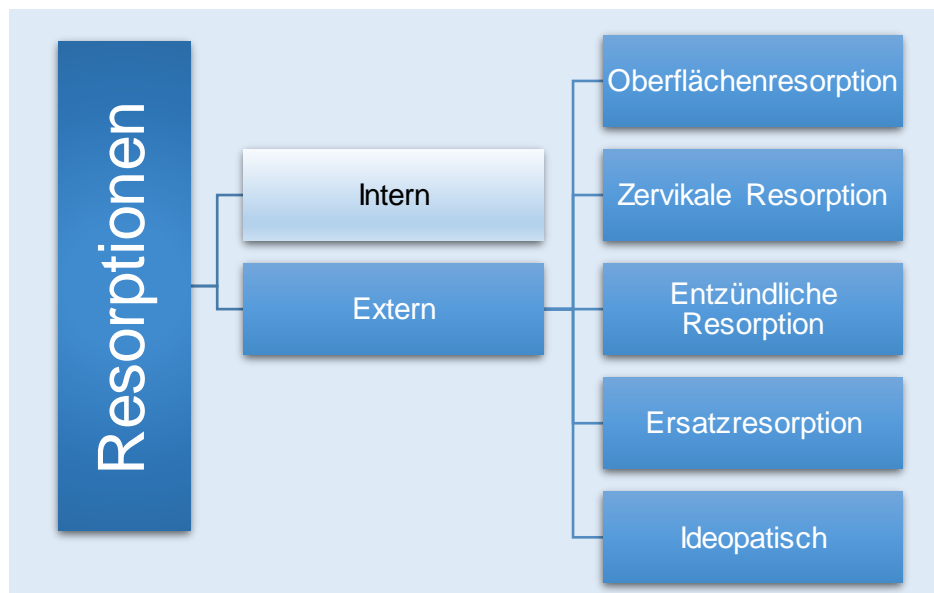


Abbildung 10: Einteilung von Resorptionen nach Andreasen

Die **Oberflächenresorption** entsteht durch traumatische Beschädigung des Zahnhalteapparats und kann durch den Verlust des Zements oder Dentins festgestellt werden (Fernandes, de Ataide et al. 2013). Der primär abakterielle und selbstlimitierende Charakter macht sie zur einfachsten Art der Wurzelresorption (Heithersay 2007). Die **Ersatzresorption** stellt ebenfalls einen nicht-entzündlichen Vorgang dar, bei dem die resorbierte Wurzel mit Alveolarknochen ersetzt wird (Heithersay 2007). Eine Folge kann ein starrer Verbund von Zahn und Alveolarknochen, Ankylose genannt, sein (Rathe, Nolken et al. 2006). Charakteristisch ist dabei ein hoher Klopfeschall im Vergleich zu anderen Zähnen (Heithersay 2007). **Entzündliche Resorptionen** werden dagegen durch Infektionen hervorgerufen (Vieira-Andrade, Drumond et al. 2012). Meist steht dabei am Anfang ein parodontales Trauma, woraufhin es durch den Reiz zur Entzündung oder dem Absterben des Zahnnerfs (Pulpa) kommt (Darcey and Qualtrough 2013). Endotoxine lassen eine Entzündung aufflammen, die die Resorption initiiert (Rathe, Nolken et al. 2006). Dieser Vorgang kann sehr schnell fortschreiten und ohne adäquate Behandlung zum Zahnverlust führen (Darcey and Qualtrough 2013). Die **zervikale Resorption** ist ebenfalls entzündlicher Natur, geht aber primär ohne Beteiligung des Endodonts vonstatten (Andreasen 1985). Durch die Beschädigung der Wurzelhaut kommt es zu Resorptionslakunen krestal des epithelialen Attachments (Tronstad 1988). Häufig ist hierbei eine pinke Verfärbung des betroffenen Zahns vorzufinden, die als Abgrenzung zu subgingivalem Karies dienen kann (Patel and Ford 2007). Fälle von Resorptionen, die in keiner der oben beschriebenen Kategorien passen und wo keine adäquate Ursache gefunden werden kann, werden als **idiopathische Wurzelresorptionen** zusammengefasst (Bolhari 2013).

Interne Wurzelresorptionen können ebenfalls unterschiedlichen Ursprungs sein. Da sich diese Studie primär auf externe Resorptionen bezieht, wird nicht weiter im Detail darauf eingegangen.

6.3.3 Diagnosemöglichkeiten

6.3.3.1 Klinischer Befund:

Die Diagnose von externen Wurzelresorptionen kann eine besondere Herausforderung in der Zahnmedizin darstellen. Sie wird in erster Linie durch das klinische Bild erhoben. Die betroffenen Zähne sind überwiegend symptomlos, sofern

keine sekundäre Infektion des Endo- oder Parodonts vorliegt. Klinisch können Wurzelresorptionen in der Regel nur im zervikalen Bereich oder infolge von zirkumferentem Knochenabbau erkannt werden, da sie sonst von Alveolarknochen und Gingiva maskiert sind. Hinweis auf eine Erkrankung können konkave Resorptionslakunen und rötliche koronale Verfärbungen sein (Patel and Ford 2007).

6.3.3.2 Radiologischer Befund:

Die klinische Inspektion kann zwar Hinweise auf eine Resorption liefern, die radiologische Bildgebung stellt bei EWR dennoch die häufigste Diagnosesicherung dar (Alamadi 2017). Röntgenologisch stellen sie sich als Transluzenzen an der Wurzeloberfläche dar (Durack, Patel et al. 2011). Als Bildgebungen kommen zur 2D-Darstellung Intraoralaufnahmen und die Panoramaschichtaufnahme oder als 3D-Darstellung die Digitale Volumentomographie infrage.

Zweidimensionale Bildgebung:

Als häufigste zweidimensionale Bildgebung wird die Intraoralaufnahme verwendet. Die Herausforderung besteht darin, die Dreidimensionalität der Resorption sowie die Größe und Lagebeziehungen suffizient darzustellen (Patel, Dawood et al. 2009). Intraorale Aufnahmen können ergänzend auch aus zwei oder mehr Winkeln durchgeführt werden (Rathe, Nolken et al. 2006). Dies kann z.B. dazu dienen, zwischen interner und externer Resorption zu diskriminieren. Dies wird in Fällen benötigt, in denen sich ein Defekt über den Wurzelkanal projiziert. Bei internen Resorptionen verbleibt die Resorption auch bei exzentrischer Aufnahmetechnik mit dem Wurzelkanal überlappend. Die Panoramaschichtaufnahme kommt im Vergleich seltener zum Einsatz, da sie wenig Erfolg bei der Diagnostik von EWR hat (Saccomanno, Passarelli et al. 2018). EWR werden in der Panoramaschichtaufnahme vermehrt als Zufallsdiagnose durch Routineaufnahmen festgestellt. Eine zweidimensionale Bildgebung kann dennoch häufig ungeeignet für besonders kleine, vestibulär, oral oder in der Furkation gelegene Stellen sein (Darcey and Qualtrough 2013).

Dreidimensionale Bildgebung:

Die dreidimensionale Bildgebung wird sekundär für Fälle verwendet, bei denen die 2D-Aufnahme nicht genug räumliche Informationen liefert. Diverse Studien zeigen die Vorteile der DVT in der Diagnostik von EWR (Cohenca 2007, Estrela, Bueno et al. 2009, Patel, Dawood et al. 2009). Die Leitlinie zur dentalen Volumetomographie gibt vor, dass im Indikationsbereich von EWR kleinvolumige DVTs als ergänzende Bildgebung sinnvoll sein können, besonders, wenn sie traumainduziert sind (Schulze 2013). Auch was die Größeneinschätzung der Resorption angeht ist die DVT akkurater als andere Bildgebungen (Alamadi 2017). Sie wird außerdem für die Unterscheidung zwischen interner und externer Resorption empfohlen (Bindl and Wolf 2011). Der diagnostische Vorteil zwischen einem vollem 360° und einem 180° Umlauf zeigte sich als nicht signifikant (Durack, Patel et al. 2011). Die Nachteile der DVT stellt ganz klar die höhere Strahlendosis dar (Ludlow, Timothy et al. 2015).

Vergleichsstudien der Röntgentechniken:

Eine Studie von Takeshita zeigt alle Röntgentechniken zur Diagnostik von EWR im direkten Vergleich auf (siehe Abb. 12): Die Panoramaschichtaufnahme schneidet am schlechtesten ab (Az 0,494; SD 0,045), konventionelles Intraoralröntgen (Az 0,558; SD 0,045) und digitales Intraoralröntgen (Az 0,573; SD 0,045) schneiden beide etwas besser ab (siehe Abb. 11). Die Digitale Volumetomographie zeigt besonders hohe Az Werte von 0,950 bei einer niedrigeren Standardabweichung (0,015) (Takeshita, Chicarelli et al. 2015). Diese Werte werden auch durch andere Studien zur Digitalen Volumetomographie bestätigt (Creanga, Geha et al. 2015).

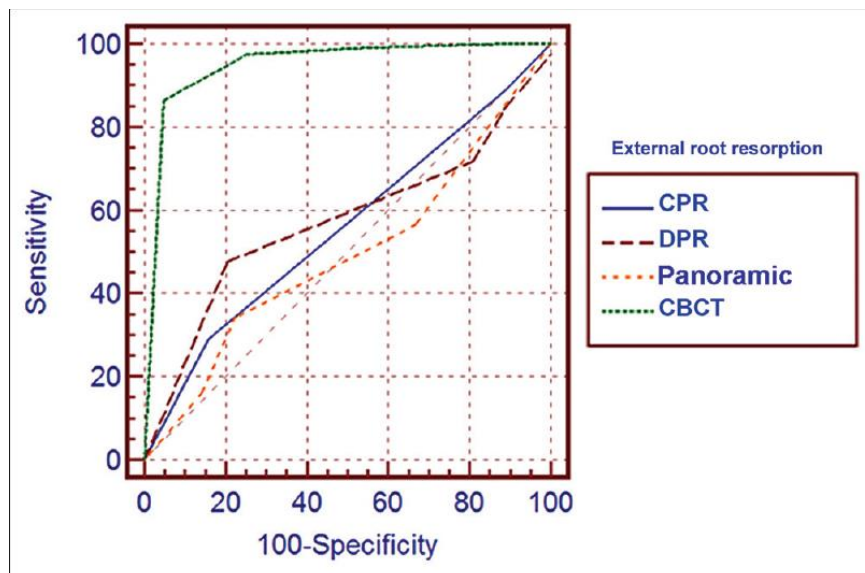


Abbildung 11: ROC Kurve für die diagnostische Qualität von externen Wurzelresorptionen bei verschiedenen Röntgentechniken (Takeshita, Chicarelli et al. 2015)

CPR: Conventional periapical radiograph, DPR: Digital periapical radiograph, Panoramic: Panoramic radiograph, CBCT: Cone beam computer tomography

Die Einschätzung der adäquaten röntgenologischen Diagnostik im Falle von EWR liegt immer im Ermessen des Zahnarztes. Bei großen, anatomisch günstig gelegenen Resorptionen ist oftmals eine ausreichende Visualisierung des Defekts mit zweidimensionalen Röntgentechniken zu erreichen. Für eine genauere Diagnostik und Therapieplanung kann die DVT eingesetzt werden. Vor- und Nachteile sollten wegen der deutlich höheren Strahlenbelastung der DVT in jedem individuellen Patientenfall neu abgewogen werden und können nicht pauschal beantwortet werden.

6.3.4 Therapiemöglichkeiten von EWR

Der Therapieweg richtet sich maßgeblich nach der Art und Ursache der Wurzelresorption (Bakland 1992). Auf Basis dieses Wissens kann festgestellt werden, ob der Defekt einer Therapie bedarf oder selbstlimitierend ist (Heithersay 2007). Ohne fortbestehenden Reiz stagniert die Resorption nach 2-3 Wochen (Patel and Ford 2007). Die Prognose für den betroffenen Zahn steigt, umso früher eine Therapie veranlasst wird (Durack, Patel et al. 2011).

Kleine selbstlimitierende Defekte, wie Oberflächenresorptionen, bedürfen keiner Therapie (Heithersay 2007). Bei Resorptionen, die durch mechanischen Druck entstanden sind, muss eine Entlastung des Zahns stattfinden. Dies bedeutet z.B. das

Entfernen eines verlagerten Zahns oder einer druckausübenden Zyste. Bei Zug oder Druck durch kieferorthopädische Apparaturen sollten aktive Elemente beseitigt werden (Brezniak and Wasserstein 1993).

Bei entzündlichen Vorgängen sollte die Therapie in erster Linie das Entfernen des infektiösen Herds darstellen. Bei Infektionen des Endodonts sollte eine Wurzelkanalbehandlung vorgenommen werden, bei der auch mit medikamentösen Einlagen gearbeitet werden kann (Heithersay 2007). Zervikale Resorptionen, bedürfen bei kleinen Defekten, die weit vom Endodont entfernt liegen, keiner Wurzelkanalbehandlung (Fuss, Tsesis et al. 2003). In gut zugänglichen Bereichen kann die Wurzel unter Lappenbildung restauriert werden (Patel and Ford 2007). Bei sehr großflächiger und stark fortgeschrittener Destruktion der Zahnwurzel oder bei ausbleibendem Therapieerfolg mit den oben genannten Methoden ist die Extraktion das richtige Mittel der Wahl.

Nach der Behandlung sollte ein regelmäßiges Recall erfolgen, um den Therapieerfolg zu überprüfen und ein Rezidiv der Resorption zu vermeiden.

7. Material und Methoden

7.1 Testobjekt und Simulation von Defekten

Objekt der Studie waren 5 getrocknete menschliche Unterkiefer aus einer mexikanischen Universität, bereitgestellt von Prof. Dr. Benjamin Bresenio (Emeritus der Zahnerhaltung der Johannes-Gutenberg-Universität Mainz). Darunter waren 1 Vollbezahnter und 4 Teilbezahnte mit insgesamt 36 Zähnen.

Bei allen Kiefern waren einige natürliche pathologische Befunde wie Karies, Frakturen, oder Knochenabbau bereits ohne Röntgenaufnahme ersichtlich. Prothetische Restaurationen, Amalgam-, Komposit- oder Wurzelkanalfüllungen sowie andere zahnmedizinische Behandlungsmaßnahmen waren nicht festzustellen. Die Kiefer zeigten unterschiedliche Eigenschaften in Breite, Größe und Verlauf auf.

Die trockenen Kiefer wurden zunächst 4 Tage bei Raumtemperatur gewässert, um die Extraktion der Zähne zu erleichtern und Frakturen der Zähne und des Alveolarknochens vorzubeugen. Es konnten 16 Zähne aus den Alveolen extrahiert werden, darunter 3 Frontzähne, 7 Prämolare und 6 Molare. Zähne, die nicht unversehrt extrahiert werden konnten, wurden in den Alveolen belassen.

Um externe Wurzelresorptionen zu simulieren, wurden Bohrungen an den extrahierten Zähnen vorgenommen. Diese wurden mit einem roten Winkelstück bei 60-80° und konstanter Wasserkühlung von der gleichen Person vorgenommen. Dazu wurden Bohrungen mit diamantierten Kugeln (HS-Maxima® Diamant rund, Form 801, M mittel (blau)) in den Durchmessergrößen 0,8; 1,0 und 1,2 mm vorgenommen. Der volle Durchmesser des Bohrers sollte orthogonal zur Wurzeloberfläche ins Dentin versenkt und anschließend mit einer PA Sonde nachgemessen werden. Die Größe der Defekte orientiert sich an Literaturangaben nach vergleichbaren Versuchsaufbauten (Chapnick 1989, Hintze, Wenzel et al. 1992, Madani, Moudi et al. 2015). Die Bohrungen wurden mesial, distal, lingual oder vestibulär vorgenommen und jeweils in der Mitte des visuell bestimmten oberen, mittleren oder unteren Wurzelmittels positioniert. Pro Zahn konnten maximal zwei Bohrungen vorhanden sein, pro Wurzelmittels maximal eine (siehe Tab. 4 im Anhang für genaue Verteilung). Die Bohrungen sollten möglichst gleichmäßig verteilt an verschiedenen Wurzelabschnitten liegen. Dies wurde stark dadurch eingegrenzt, dass Bohrungen ausschließlich an unversehrten Wurzelabschnitten vorgenommen werden konnten (siehe Anhang). Sie sollten nicht

unmittelbar an natürliche Defekte grenzten, daher ein leichtes Ungleichgewicht in der Verteilung der Wurzel Drittel (siehe Tab. 2 und 5). Ziel war es, eine scharf begrenzte und symmetrische Bohrung zu produzieren, die sich klar gegen natürliche Pathologien abgrenzen lässt. Die simulierten Defekte wurden möglichst gleichmäßig auf unterschiedliche Lokalisationen und Zahnarten verteilt. Die extrahierten Zähne wurden nachfolgend wieder ins Zahnfach eingebracht. Als Kontrollzähne, also ohne Bohrungen, dienten die Zähne, die nicht extrahiert werden konnten.

Wurzel Drittel	zervikal			mittig			apikal		
	klein	mittel	groß	klein	mittel	groß	klein	mittel	groß
mesial	0	0	0	1	1	2	2	1	0
distal	2	1	1	0	2	0	0	1	0
lingual	0	0	0	0	1	0	0	0	0
vestibulär	0	0	0	1	0	1	0	0	0
Summe	2	1	1	2	4	3	2	2	0
	4			9			4		

Tabelle 2: Verteilung der Defektbohrungen auf die Wurzel Drittel der extrahierten Zähne

7.2 Bildgenerierung

Die Bildgebung wurde mit einem Panoramaschichtgerät (Orthophos SL, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland) durchgeführt.

Für die lagestabile Positionierung der Kiefer im Gerät wurde eine individualisierte Halterung gebaut. Aus Metall (Dentsply Sirona, Phantom-Metall NF) wurde eine Verankerung gegossen, die nahtlos in den Einsatz der Kinnhalterungsvorrichtung passt. Diese wurde mit einer Spanholzplatte und aufgeklebtem Styroporaufbau verschraubt. Alle metallischen Teile lagen außerhalb des Strahlenverlaufs.

Vor der Positionierung der Kiefer im Gerät musste die Schicht schärfster Darstellung ermittelt werden. Dazu wurden Aufnahmen mit Röntgenmesskugeln mit dem Durchmesser 5,00mm gemacht und unter Berücksichtigung der bereits bekannten Hufeisenform der Schicht platziert. Lagen die Kugeln nun zu weit vestibulär, verzerrte sich die Projektion der Kugel in vertikaler Richtung, lag die Kugel zu weit lingual, wurde die Projektion nach horizontal verzogen (Abb.4) (Behfar and Kahl-Nieke 2005).

Dementsprechend wurden Korrekturen der Kugellage vorgenommen, bis die Röntgenaufnahme dem wünschenswerten Ergebnis entsprach (siehe Abb. 12). Die ermittelten Punkte wurden auf der Plattform markiert und bogenförmig verbunden. Die einzelnen Kiefer wurden im Gerät an diesen Messungen orientiert, um möglichst gut in der Schicht schärfster Darstellung zu liegen. Zur Orientierung trug außerdem der Patientenaufbiss in der Front und der Laser des Geräts durch die Medianebene bei.

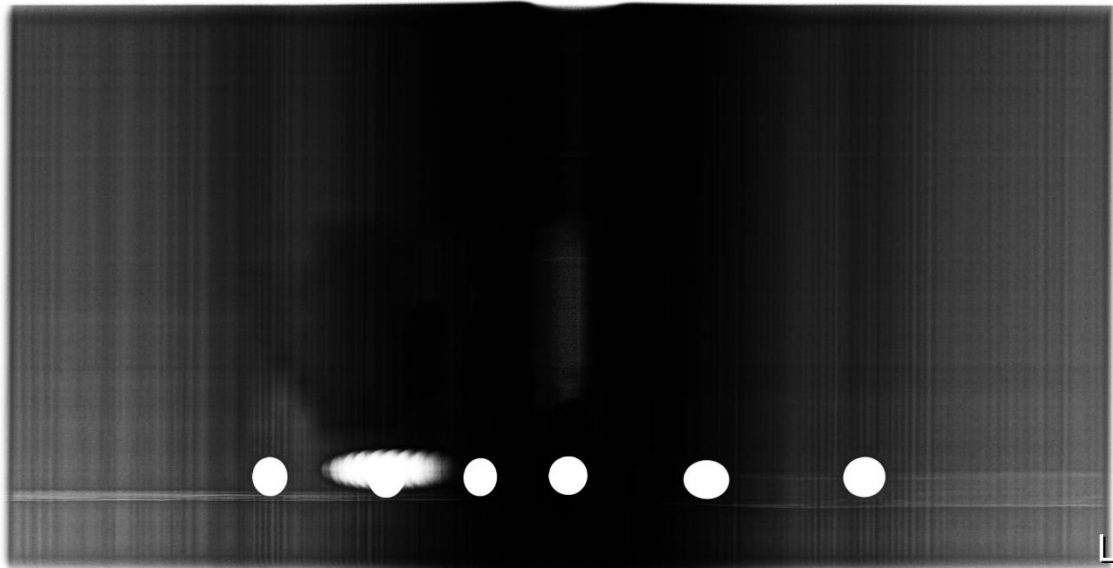


Abbildung 12: Messaufnahmen mit Röntgenkugeln

Röntgenaufnahmen mit 6 Röntgenkugeln. Einige Kugeln sind noch nicht korrekt platziert und zeigen eine horizontale oder vertikale Verzerrung und ein Phantombild. Eine kreisrunde Darstellung wird zur Kalibrierung angestrebt.

Um Absorption und Streuung der bukkalen Weichteile zu simulieren, wurde Plattenwachs in der Stärke 6,25mm bogenförmig vor die Kiefer positioniert (Schropp, Alyass et al. 2012). Die Wirbelsäule wurde mit einem wassergefüllten Plastikgefäß mit ca. 5 cm Durchmesser nachgestellt (siehe Abb. 13).



Abbildung 13: Versuchsaufbau im Orthophos SL von Sirona mit gebauter Halterung

Weichgewebssimulation durch Plattenwachs und Wirbelsäulensimulation durch eine wassergefüllte Flasche

Die Aufnahmen wurden mit 69kV, 8mA und 11,4s mit dem Programm P2 durchgeführt, bei dem die Aufnahme des Unterkiefers ohne aufsteigende Äste gemacht wird. Es entstanden 5 Röntgenbilder als Panoramanschichtaufnahme (siehe Abb. 14). Für alle Aufnahmen wurde eine tomosynthetische Rekonstruktion berechnet. Dadurch entstanden pro Kiefer 40 Schichten im 1mm Abstand von der Ausgangsschicht, wobei 30 bukkal und 10 lingual rekonstruiert wurden.

Die tomosynthetische Funktion ist in der Regel bei dem Orthophos SL aktiv, kann auf Wunsch aber auch deaktiviert werden. Das Gerät verweist den Betrachter nach der Bildgenerierung zunächst nur auf ein autofokussiertes Bild (Sharp Layer Technologie). Die Visualisierung aller Schichten kann im Panoramaeditor separat ausgewählt werden. Bisher ist dennoch ein Ladevorgang für jede einzelne Schicht notwendig, da es sich um sehr große Datenmengen handelt. Um den Befundungsvorgang in der Studie zu erleichtern, wurden die Daten der Röntgenaufnahmen an Dentsply Sirona (Bensheim) weitergegeben und in ein TIFF-Format umgewandelt, um den langwierigen Ladevorgang der einzelnen Aufnahmen zu umgehen. Parallel zueinander liegenden Schichten konnten so in bucco-lingualer Richtung und vice versa unmittelbar „dynamisch“ mit ImageJ (Rasband 2016) betrachtet werden. Diese Art der

Visualisierung wurde gewählt, um den Befundungsvorgang möglich effizient und handlich zu gestalten. Die Bildansicht erfolgte in dieser Studie also nach einem Prototyp, den Sirona bis dato in ihrer Software noch nicht so umsetzen kann.

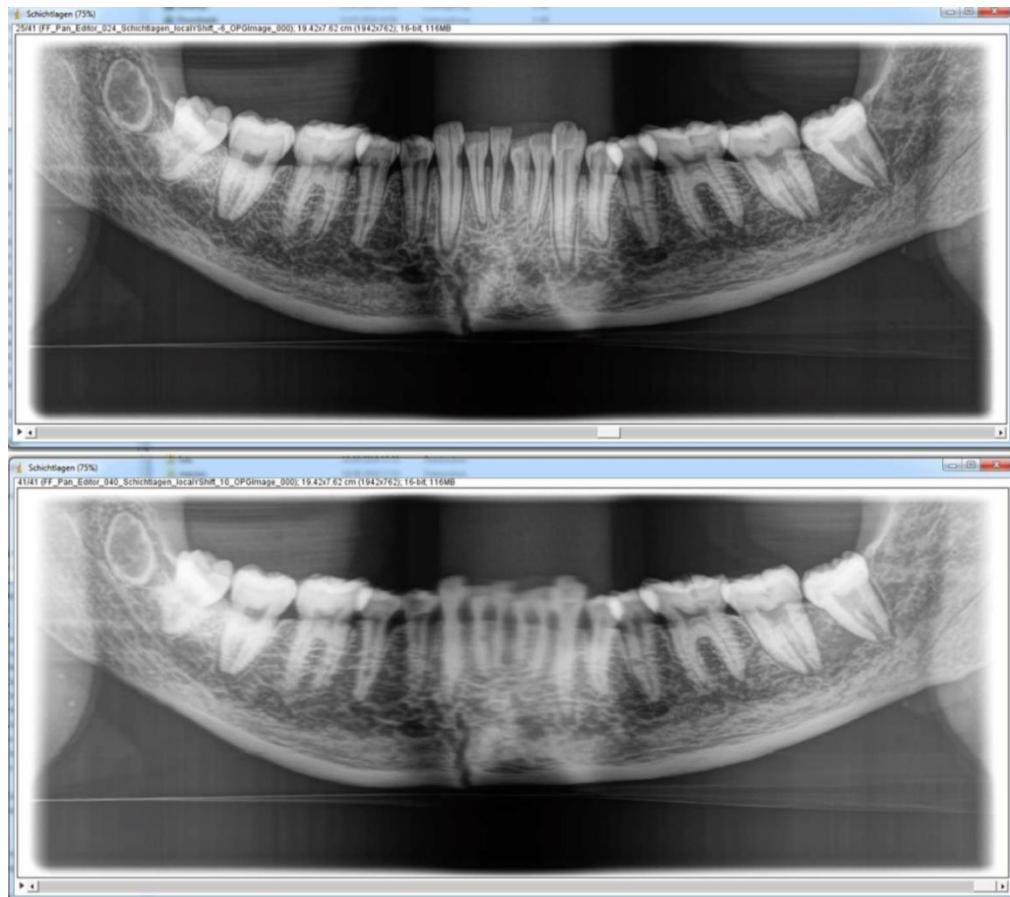


Abbildung 14: Exempel der rekonstruierten Schichten: oben Kiefer in Schicht „-6“, unten Schicht „10“

7.3 Bildauswertung

Die Betrachtung der Röntgenbilder fand immer im gleichen Raum unter gleichen Bedingungen statt. Der Befundungsarbeitsplatz entsprach der seit Mai 2015 bestehenden DIN 6868-157 (DIN-Normenausschuss 2015) mit Raumklasse 5 (≤ 100 LUX). Der Raum war ruhig und abgedunkelt mit indirekter Beleuchtung (Standard Lite Corporation Limited, Hong Kong; Modell: DL714, 230v~50Hz max. 60W, Leuchtmittel: Phillips 60W, 230V).

Vor jeder Befundung wurde arbeitstäglich das Testbild nach DIN 6868-157 TG18-OIQ (Abb. 15) von der gleichen Person geprüft. Dabei wurde die Sichtbarkeit des 95%-,

5%-Feldes, sowie die Buchstaben „Quality Control“ geprüft. Im Verlauf waren keine Abweichungen in der Bildqualität feststellbar.

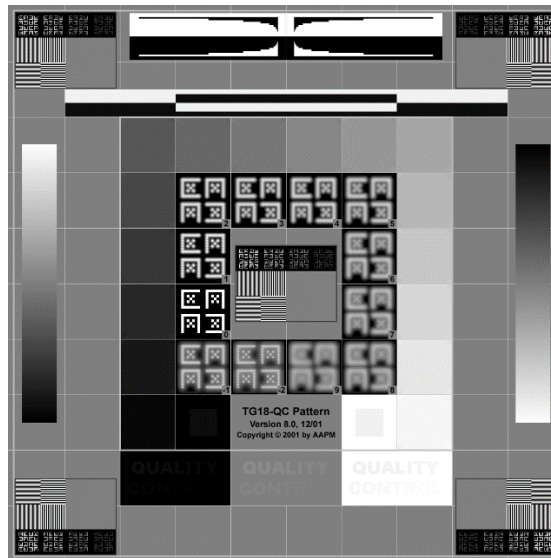


Abbildung 15: Testbild nach DIN 6868-157 TG18-OIQ (Badsack, Walz et al. 2014)

Der LED Betrachtungsmonitor (Samsung, Model S24A650D) wies folgende Eigenschaften auf: 1920x1080 Bildpunkte, 27 Zoll, 300 cd/m², Kontrast 5000:1.

Die Bildauswertung fand mit 13 verschiedenen Zahnärzten aus der Uniklinik Mainz statt, nachfolgend Befunder genannt. Anforderung war eine Arbeitserfahrung von mindestens 2 Jahren, um ausreichende Routine und Training in radiologischer Befundung (Carstens 2017) von Panoramaschichtaufnahmen vorweisen zu können. Die Arbeitserfahrung lag zwischen 2-8 Jahren, im Durchschnitt bei 5,5 Jahren. Nach mindestens 30 Tagen musste die Befundung mit 7 zufällig ausgewählten Zahnärzten erneut durchgeführt werden, um die Reproduzierbarkeit zu prüfen.

Jeder Arzt erhielt eine Instruktion über den Ablauf der Studie sowie dem Vorgehen bei Extraktion, Bohrung, Bildgenerierung und –weiterverarbeitung. Im Anschluss wurden Beispielfotos einer Studie mit ähnlichen Bohrgrößen vorgeführt (siehe Abb. 16). Mithilfe dieser konnten sich die Befunder einen Eindruck der Morphologie der Bohrungen verschaffen. Des Weiteren wurde explizit darauf hingewiesen, dass einige Zähne natürliche Defekte aufweisen können. Es sollten jedoch ausschließlich runde, symmetrische Defekte im Wurzeldentin detektiert werden. Andere Pathologien an

Alveolarknochen, Wurzelanomalien, Frakturen und Karies sollten nicht beachtet werden.

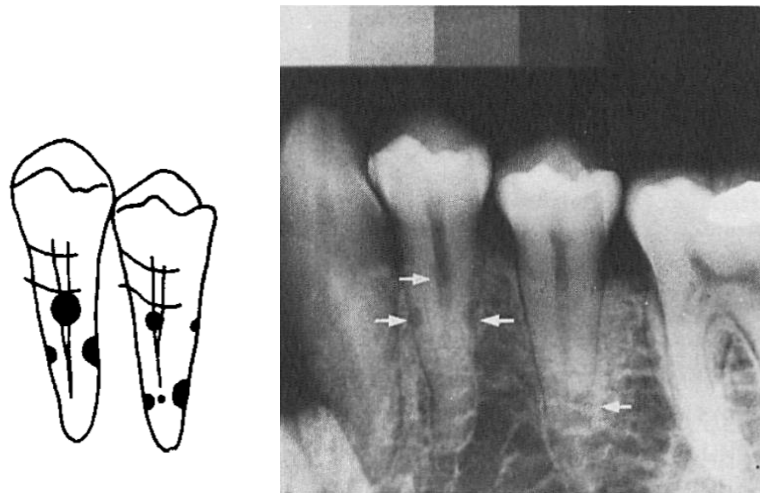


Abbildung 16: Beispielbilder zur Demonstration der artifiziellen Defekte aus der Studie (Andreasen 1986)

Die Befundungsdauer jedes Betrachters war begrenzt auf maximal 45 Minuten, um Erschöpfung und damit die Fehlerquote minimal zu halten (Stec, Arje et al. 2018). Jeder Betrachter hatte die Möglichkeit individuelle Einstellungen bezüglich des Kontrastes und der Helligkeit zu modifizieren. Es musste bei jedem festgestellten Defekt auf einer 5-Punkte-Skala die Konfidenz angeführt werden, mit der dort ein Defekt diagnostiziert wurde. Die Skala reichte von 1 bis 5: 1 (sicher kein Defekt vorhanden), 2 (wahrscheinlich kein Defekt vorhanden), 3 (unsicher), 4 (wahrscheinlich ein Defekt vorhanden), bis 5 (sicher ein Defekt vorhanden) (siehe Abb.17).

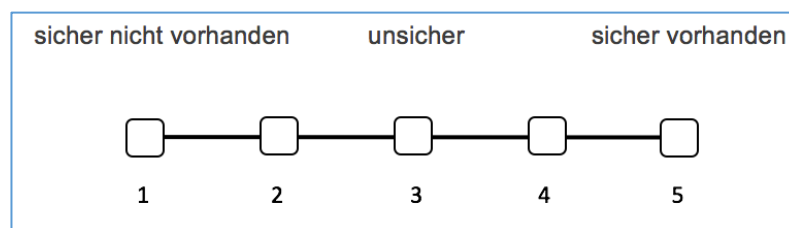


Abbildung 17: 5-Punkte Skala

Es sollte nun ein direkter Vergleich der Diagnostik bei Panoramaschichtaufnahmen im Gegensatz zur zusätzlichen tomosynthetischen Rekonstruktion stattfinden. Zuerst wurden dazu nur die Panoramaschichtaufnahmen (Schicht „0“) befundet. Pro Zahn

konnten 0 bis 2 Defekte erkannt werden. Dabei sollte außerdem die genaue Lokalisation in einem der 9 Wurzelabschnitte benannt werden, sodass nicht nur entscheidend war, ob etwas richtig oder falsch erkannt wurde, sondern auch wo. Anschließend wurden alle 41 Schichten von -30mm nach bukkal bis 10mm nach lingual im 1 mm Schritten zur Verfügung gestellt. Die vorherige Meinung zum Befund, konnte in der zweiten Ansicht geändert werden. Gab es eine eindeutige Schicht, in der die Meinung geändert wurde, wurde diese notiert. Die vom Betrachter benannten Diagnosen wurden einheitlich von der gleichen Person auf Papier in eine vorgefertigte Tabelle eingetragen und nachfolgend in Excel und SPSS digitalisiert.

7.4 Statistische Tests

Zum diagnostischen Vergleich der beiden bildgebenden Methoden wurde eine Receiver Operating Characteristic Kurve (ROC-Kurve) aller einzelnen Behandler und der zwei verschiedenen Methoden gepoolt über alle Befunder angefertigt. Dazu wurden Sensitivität und 1-Spezifität gegeneinander aufgetragen. Das Integral unter der Kurve, *Area under the curve* genannt, diente zum direkten diagnostischen Vergleich der ROC Kurven der beiden Röntgentechniken. Des Weiteren wurde der positiv und negativ prädiktive Wert (PPV, NPV) und das Likelihood ratio für positive und negative Werte (LR+, LR-) berechnet (Simundic 2009). Der gepaarte Wilcoxon Test wurde zum Vergleich der Az-Werte benutzt. Zur Berechnung der Übereinstimmungen zwischen den verschiedenen Befundern wurde der Interraterclasskoeffizient mit dem 95%-Konfidenzintervall berechnet. Zum Vergleich der Reproduzierbarkeit eines einzelnen Befunders wurde die Intrarater Reabilität berechnet. Es gab keine Auswertung zur Größe der Bohrung, da diese nur zur realistischen Darstellung natürlicher Defekte diente.

Die statistische Analyse wurde mit IBM SPSS Statistics 25 (IBM 2017) und R language and environment for statistical computing (RCoreTeam 2017) durchgeführt. Für das Signifikanzniveau wurde 5% angenommen. Es wurde von der Nullhypothese ausgegangen, dass PAN und TPAN gleichgut für die Befundung von EWR sind.

8. Ergebnisse

8.1 ROC Analyse

Die Ergebnisse für die Befunder 1-13 sind unten tabellarisch (Tab. 3/4) und graphisch (Abb 18-20) für die Panoramaschichtaufnahme (PAN) und für die Tomosynthese (TPAN) aufgeführt:

Nr	Az	AZ	SNT	SNT	SPF	SPF
	PAN	TPAN	PAN	TPAN	PAN	TPAN
1	0,82	0,8	0,68	0,68	0,95	0,95
2	0,75	0,74	0,53	0,53	0,96	0,96
3	0,72	0,77	0,37	0,42	0,97	0,97
4	0,75	0,8	0,42	0,44	0,98	0,95
5	0,7	0,7	0,22	0,22	0,98	0,99
6	0,71	0,72	0,42	0,47	0,97	0,97
7	0,69	0,74	0,42	0,53	0,97	0,96
8	0,73	0,77	0,37	0,47	0,96	0,98
9	0,8	0,84	0,63	0,72	0,96	0,95
10	0,8	0,85	0,68	0,78	0,92	0,92
11	0,78	0,81	0,61	0,61	0,94	0,95
12	0,77	0,77	0,47	0,47	0,98	0,98
13	0,82	0,82	0,68	0,68	0,96	0,97
Ø	0,75	0,76	0,5	0,54	0,96	0,96

*Tabelle 3: Werte für die Panoramaschichtaufnahme (PAN) und die Tomosynthese (TPAN) für 13 Befunder
Az-Werte, Sensitivitäten (SNT), Spezifitäten (SPF)*

Die durchschnittlichen Sensitivitäten (SNT) für PAN betragen 0,50 bei Werten zwischen 0,22 und 0,68. Diese lagen bei TPAN im Durchschnitt etwas höher bei 0,54 (zwischen 0,22-78). Die durchschnittliche Spezifität (SPF) lag bei beiden Methoden gleichhoch bei 0,96 (PAN 0,92-0,98, TPAN 0,92-0,99). Daraus ergaben sich ROC Kurven für jeden einzelnen Befunder zu beiden Methoden (Abb.18):

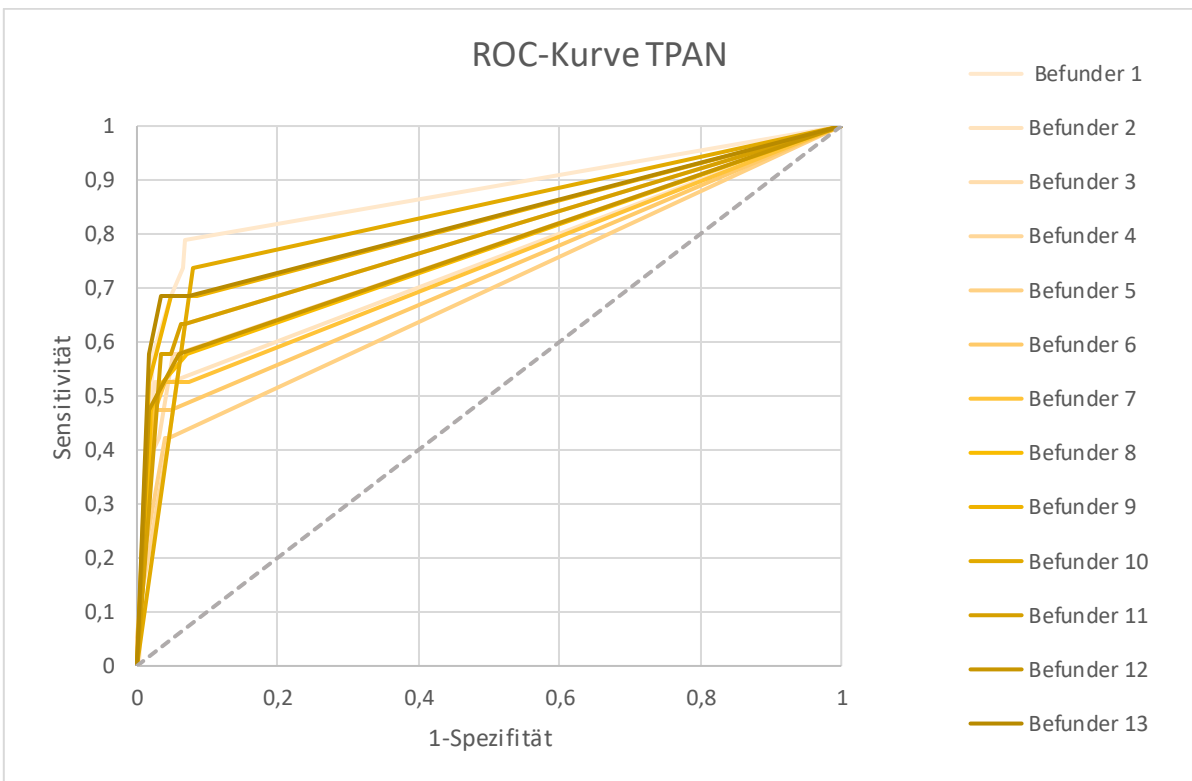
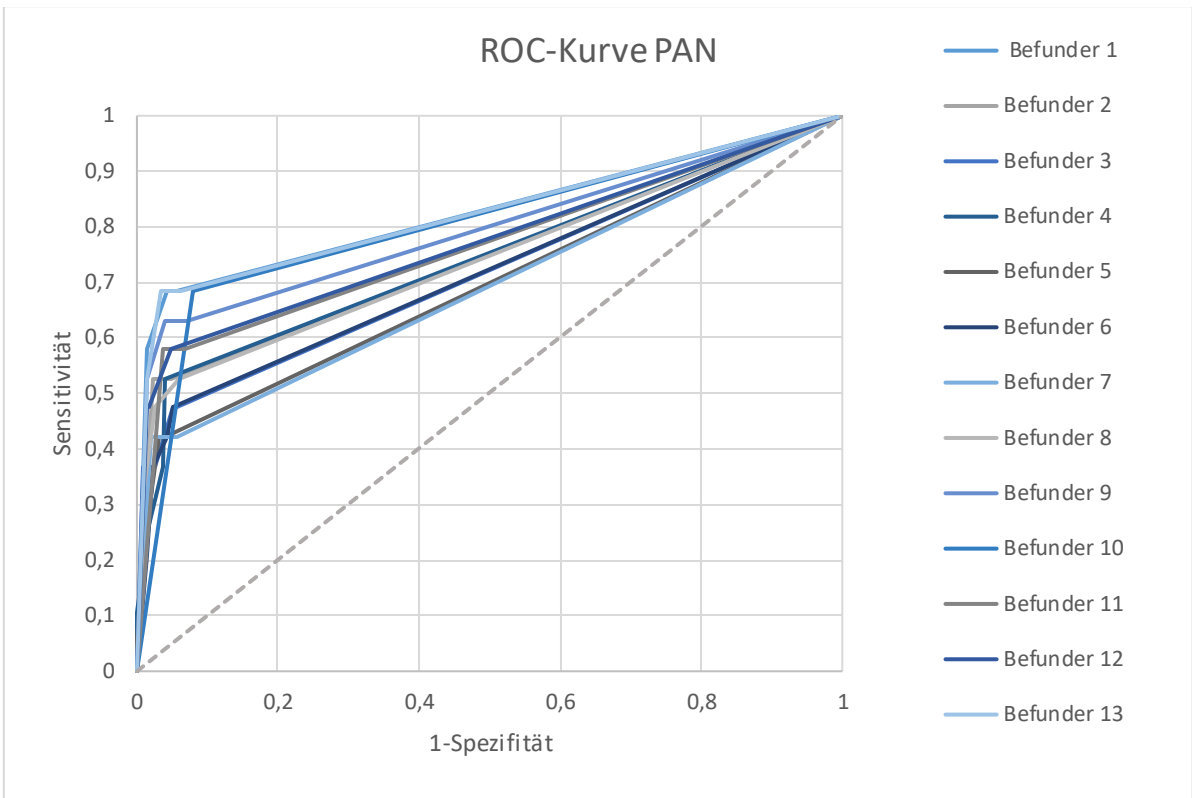


Abbildung 18: ROC –Kurven aller Befunder (1-13) für PAN (oben) und TPAN (unten)

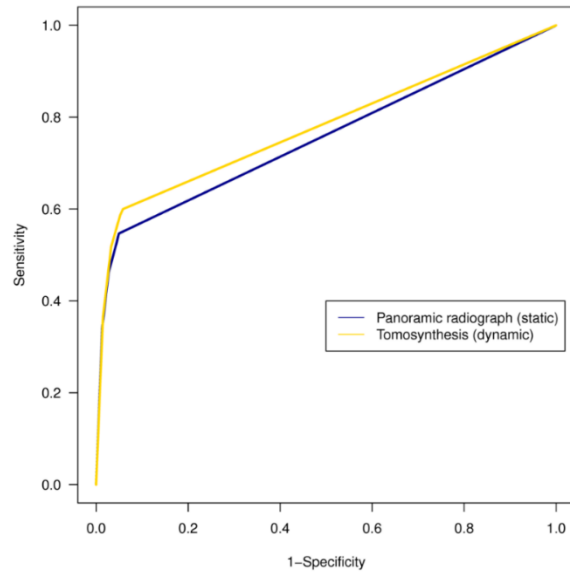


Abbildung 19: ROC-Analyse gepoolt über alle Befunder im direkten Vergleich beider Methoden

Abbildung 19 zeigt die ROC Kurven für beide Methoden gepoolt über alle Befunder. Die Az-Werte lagen bei der Panoramaschichtaufnahme gepoolt über alle Befunder bei durchschnittlich 0,75 (Abb. 19). Die Werte lagen zwischen 0,69-0,82. Die Ergebnisse bei der Tomosynthese (TPAN) lagen bei durchschnittlich 0,76. Es ergaben sich Ergebnisse zwischen 0,70-0,85. Die statistische Signifikanz lag bei 0,5 (P Wilcoxon<0,05).

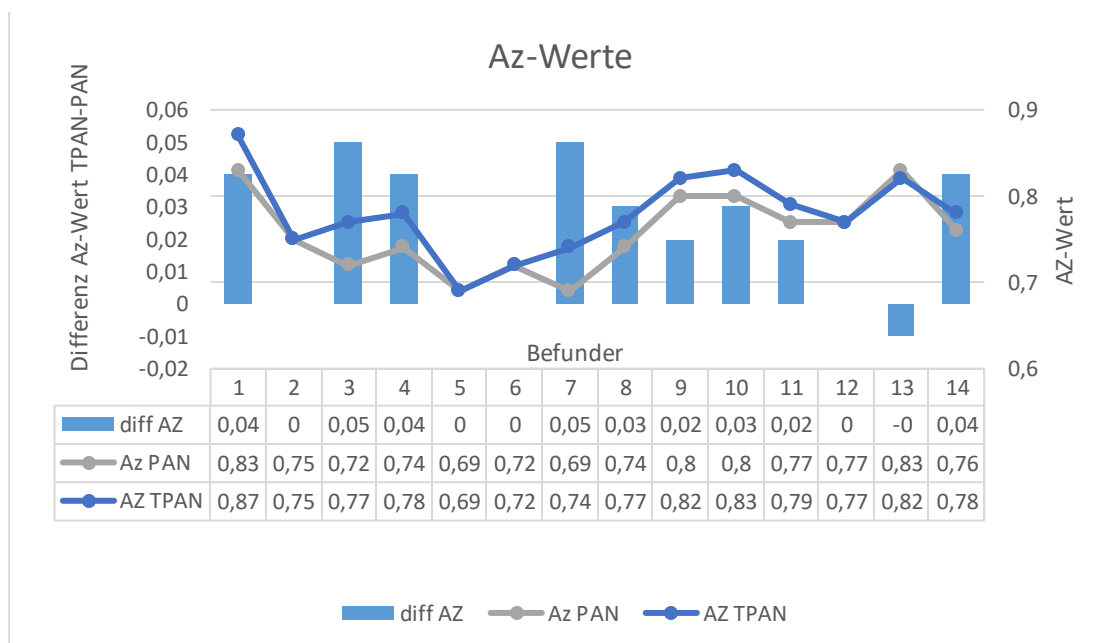


Abbildung 20: Az Werte für PAN und TPAN sowie die Differenz der jeweiligen Werte

für Befunder 1-13; Nummer 14 stellt den Durchschnitt aus 1-13 dar

Die Abbildung 20 zeigt Az-Werte von PAN und TPAN für alle einzelnen Befunder. Das Balkendiagramm präsentiert die Differenz zwischen den beiden Methoden, wobei die Werte bei Befunder 1,3,4,7-11 und im Durchschnitt einen positiven Wert annehmen (0,02-0,05). Bei den Befundern 2,5,6,12 sind keine Veränderungen durch TPAN festzustellen. Bei Befunder 13 nimmt die Differenz einen negativen Wert an (-0,01).

Nr	PPV PAN	PPV TPAN	NPV PAN	NPV TPAN	LR+ PAN	LR+ TPAN	LR- PAN	LR- TPAN
1	0,46	0,46	0,98	0,98	13,91	13,91	0,33	0,33
2	0,45	0,45	0,97	0,97	13,38	13,38	0,49	0,49
3	0,44	0,47	0,96	0,96	12,49	14,27	0,65	0,6
4	0,57	0,36	0,96	0,97	21,4	9,65	0,59	0,58
5	0,4	0,57	0,96	0,96	11,3	22,52	0,79	0,79
6	0,44	0,53	0,96	0,97	12,84	17,94	0,6	0,54
7	0,5	0,45	0,96	0,97	16,05	13,38	0,59	0,49
8	0,35	0,6	0,96	0,97	8,64	24	0,66	0,54
9	0,48	0,46	0,98	0,98	14,77	14,54	0,38	0,29
10	0,35	0,37	0,98	0,99	8,7	9,82	0,34	0,24
11	0,39	0,42	0,98	0,98	10,96	12,39	0,41	0,41
12	0,64	0,64	0,97	0,97	28,8	28,8	0,54	0,54
13	0,52	0,57	0,98	0,98	17,33	20,66	0,33	0,33
Ø	0,46	0,49	0,97	0,97	14,66	16,56	0,52	0,47

Tabelle 4: Ergebnisse zu den prädiktiven Werten und Likelihood Ratios

Positiv prädiktiver Wert (PPV), Negativ prädiktiver Wert (NPV), Positives Likelihood Ratio (LR+), Negatives Likelihood Ratio (LR-)

Der positive prädiktive Wert (PPV) lag im Durchschnitt etwas höher mit Tomosynthese (PAN: 0,46; TPAN: 0,49) (Tab. 4). Der negativ prädiktive Wert (NPV) war identisch bei 0,97. Die mittleren Werte des positiven Likelihood Ratio (LR+) konnten mit TPAN (16,56) leicht gesteigert werden (PAN: 14,66). Dagegen waren sie beim negativen Likelihood Ratio (LR-) durchschnittlich bei TPAN geringer (0,47) als bei PAN (0,52). Diese Werte waren im paarweisen Vergleich dennoch nicht signifikant im 5%-Level (P Wilcoxon < 0,05).

8.2 Reproduzierbarkeit

Der Intraclasskoeffizient (ICC) lag im Durchschnitt bei der Panoramiaschichtaufnahme bei 0,53 mit einer Standardabweichung von 0,088. Dabei lagen die Werte im Bereich zwischen 0,42 und 0,68 (siehe Tab. 4). Im 95% Konfidenz-Intervall lagen die unten aufgeführten Werte von 0,33 bis 0,74 vor. Die Tomosynthese schnitt etwas höher ab, mit einem ICC von durchschnittlich 0,55 (zwischen 0,41 und 0,69), aber auch mit einer etwas höheren Standardabweichung von 0,102. Das 95% Konfidenz-Intervall lag für die Tomosynthese zwischen Werten von 0,39-0,64.

Befunder Nr.	ICC PAN	95%-KI ICC PAN	ICC TPAN	95%-KI ICC TPAN
2	0,42	0,33-0,51	0,42	0,39-0,45
5	0,46	0,37-0,55	0,56	0,54-0,59
6	0,48	0,39-0,56	0,53	0,51-0,56
7	0,50	0,44-0,56	0,41	0,37-0,44
11	0,57	0,49-0,64	0,59	0,57-0,62
12	0,68	0,62-0,74	0,69	0,67-0,71
13	0,58	0,51-0,65	0,62	0,59-0,64
Durchschnitt	0,53		0,55	
SA	0,088		0,102	

Tabelle 5: Werte für die Panoramiaschichtaufnahme (PAN) und die Tomosynthese (TPAN): Intraclasskoeffizient (ICC) und 95% Konfidenz Intervall SA= Standard Abweichung

8.3 Verteilung der Az- Werte

Bezogen auf die verschiedenen Zahnregionen waren die Az-Werte bei beiden Verfahren für die Prämolaren am größten. Zwischen den beiden Röntgentechniken war dort wenig Unterschied zu vermerken. Die Werte für PAN waren in der Molarenregion am niedrigsten. Die Verbesserung der Az-Werte von PAN im Vergleich zur TPAN waren dafür am höchsten (siehe Abbildung 21). In der Inzisiven Region fand ebenfalls eine Erhöhung der Az-Werte durch TPAN statt.

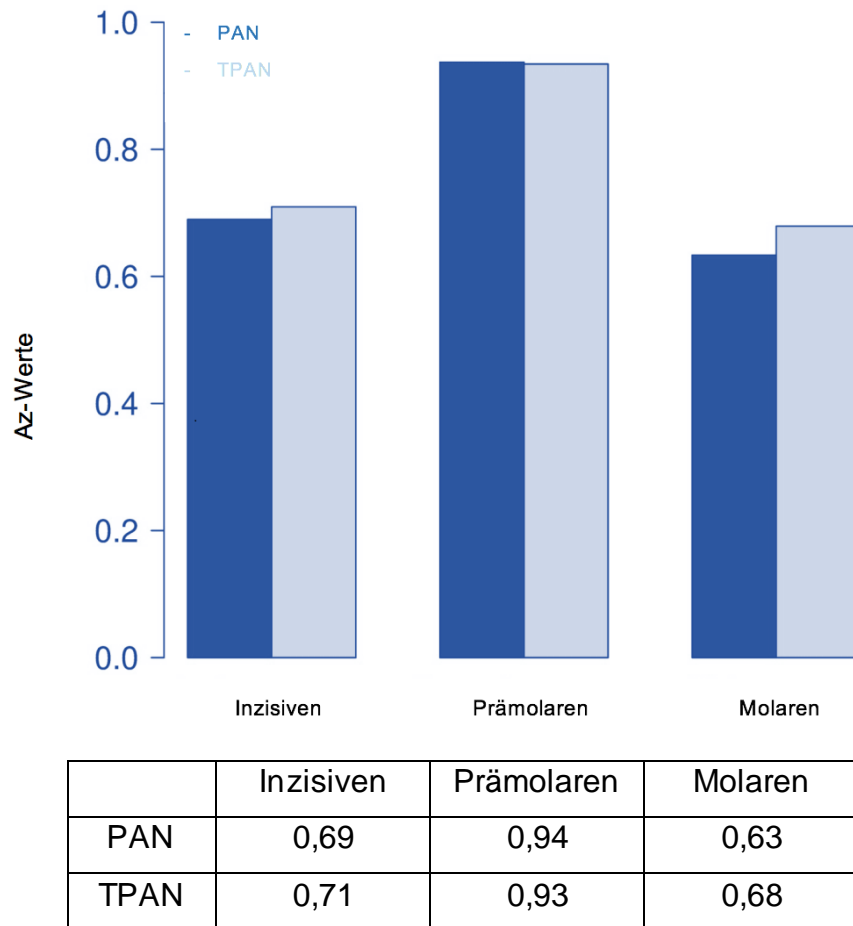


Abbildung 21: Verteilung der Az-Werte nach Zahnregion

Vergleich der Inzisiven, Prämolaren und Molaren bei PAN (dunkelblau) und TPAN (hellblau)

8.4 Schichtlagenangaben

Die Schichtlagenauswahl, die bei der Befundung der TPAN getroffen wurde, konnte durch das mangelnde Layout bezüglich dieser Kriterien nicht zur statistischen Auswertung weiter berücksichtigt werden. Es war dennoch eine Tendenz zu der Verbesserung der Diagnostik von proximalen Defekten zu erkennen.

9. Diskussion

Durch das Wiederaufleben der Tomosynthese im digitalen Zeitalter sind neue Möglichkeiten für die räumliche Bildgebung entstanden. Festkörpersensoren ermöglichen heute einen schnellen und effizienten Weg Röntgenaufnahmen darzustellen und weiterzuverarbeiten. Vorreiter in der Tomosynthese ist die Brustkrebsdiagnostik, dessen technische Implementierung große Erfolge in der Diagnostik des Mammakarzinoms gezeigt hat (Nguyen, Levy et al. 2015). Die Tomosynthese rekonstruiert eingeschränkt dreidimensionale Bilder aus mehreren 2D Aufnahmen eines limitierten Winkelbereichs. Die Integration der tomosynthetischen Rekonstruktion in ein dentales rotierendes Röntgensystem ist bisher in Ihrer diagnostischen Effektivität unerforscht.

Die Tomosynthese zeigt für den Patienten keine zusätzlichen Nachteile, da die Strahlenbelastung im Vergleich zum PAN nicht erhöht wird. Die effektive Strahlendosis bei der herkömmlichen Panormaschichtaufnahme liegt laut Leitlinie der AWMF zwischen 10-20 μSv (Schulze 2013), andere Quellen geben größere Differenzen zwischen 2-25 μSv an (Radiology 2011, Shin, Nam et al. 2014). Eine gerätespezifische Angabe der effektiven Dosis des Orthophos SL konnte nach bestem Wissen in der Literatur nicht aufgefunden werden. Die gleichbleibende Strahlenexposition von PAN im Vergleich zu TPAN bedeutet keinen zusätzlichen Schaden für den Patienten, wobei zusätzliche Tiefeninformationen generiert werden. Bei der Aufnahme bleiben zunächst alle Geräteeinstellungen wie bei einem regulären PAN. Für die tomosynthetische Rekonstruktion im Orthophos SL (Sirona) werden retrospektiv 40 parallele Schichtbilder des Kiefers rekonstruiert. Anschließend kann der Befunder oro-vestibulär durch verschiedene Schichten in die Tiefe scrollen und diejenige betrachten, die die interessierende Region am besten darstellen.

Die frühzeitige Diagnose einer externen Wurzelresorption ist für die Therapie und Langzeitprognose des betroffenen Zahnes entscheidend (Durack, Patel et al. 2011). Der Zahnarzt ist bei der Diagnostik von externen Wurzelresorptionen auf die Genauigkeit der radiologischen Bildgebung angewiesen (Chapnick 1989). Klinische Symptome sind im frühen Stadium der EWR selten, weshalb sie häufig als radiologischer Zufallsbefund auftreten (Darcey and Qualtrough 2013). Die Panoramiaschichtaufnahme hat einen geringen Mehrwert zur Diagnostik von externen Wurzelresorptionen (Takeshita, Chicarelli et al. 2015) und wäre bei dem dringenden

Verdacht auf eine EWR nicht das bildgebende Verfahren der ersten Wahl. Im PAN treten häufig anatomische Überlagerungen und Verzerrungen auf (Tronje, Welander et al. 1981, Sewerin 1983). Kommt es zum Zufallsbefund oder der Fokussuche mit dem OPG, wäre dennoch eine sichere Diagnostik von EWR wünschenswert. Es stellt sich die Frage, ob mit Hilfe der tomosynthetischen Rekonstruktion durch die zusätzliche Tiefeninformation diese Wurzelareale genauer diagnostiziert werden können. Der Sinn dieser Studie war die Möglichkeiten und Limitationen der Tomosynthese zur Diagnostik von artifiziellen externen Wurzelresorptionen im direkten Vergleich zur Panoramaschichtaufnahme auf dem heutigen Stand darzustellen.

Im direkten Vergleich zwischen der herkömmlichen Panoramaschichtaufnahme und der zusätzlichen retrospektiven tomosynthetischen Rekonstruktion konnte eine geringe, aber dennoch signifikante Verbesserung der Diagnostik artifizieller externer Wurzelresorptionen in diesem spezifischen Aufbau festgestellt werden. Durch den äquivalenten Aufbau im Röntgengerät für PAN und TPAN kann ein guter Vergleich zwischen den Röntgentechniken gezogen werden. Die Ergebnisse der Az-Werte zeigen, dass TPAN ein etwas besseres diagnostisches Mittel zur Bestimmung von externen Wurzelresorptionen darstellt als PAN allein. Von 13 Befundern führt die Technik bei 8 Befundern zur Verbesserung, bei 4 zu keiner Veränderung und nur bei einem Befunder zur Verschlechterung der Az-Werte (Abb. 20). Die Werte zur Spezifität zeigen ein gleichhohes Maß der Testgenauigkeit, d.h. beide Tests sind im Durchschnitt gleich gut, eine externe Wurzelresorption bei Arealen ohne Bohrung auszuschließen. Durch TPAN konnte weder eine Verbesserung noch Verschlechterung hier festgestellt werden. Die Sensitivität ist bei PAN mit durchschnittlich nur 0,5 eine unzuverlässige Methode, eine Bohrung als solche zu erkennen. Die Sensitivität für die Tomosynthese hingegen erhöht sich im Vergleich zur PAN. Die Sensitivitäten sind für beide Methoden eher niedrig, dennoch ist eine geringe Erhöhung der Sensitivität durch die Tomosynthese festzustellen. Vorhandene Bohrungen können durch die TPAN besser erkannt werden.

Prädiktive Werte stellen die Wahrscheinlichkeit dar, ein positives Ergebnis bei einer EWR zu haben (PPV) und anders herum ein negatives Ergebnis bei unversehrten Wurzelarealen zu haben (NPV) (Simundic 2009). Der positiv prädiktive Wert war bei der TPAN etwas höher (TPAN 0,49; PAN 0,46). TPAN stellt also die bessere Methode dar, da eine höhere Wahrscheinlichkeit besteht, artifizielle Resorptionen an

tatsächlichen Bohrstellen festzustellen. Der negativ prädiktive Wert stellte sich für beide Methoden gleichgut dar (PAN/TPAN 0,97). Die prädiktiven Werte sind stark abhängig von der Prävalenz Krankheit und daher nur auf diesen simulierten Versuchsaufbau zutreffend (Simundic 2009).

Das positive und negative Likelihood Ratio wird aus der Division von 1- Sensitivität und Spezifität und vice versa kalkuliert (Simundic 2009). Die Werte des Likelihood Ratio (LR) zeigen, wie viel wahrscheinlicher ein Testergebnis bei einem gesunden oder bei einem erkrankten Wurzelareal auftritt. Eine starke Evidenz stellt ein positives LR mit Werten über 10 und beim negativen LR unter 0.1 dar (Deeks and Altman 2004). Das positive likelihood ratio beider Tests (PAN 14,66; TPAN 16,56) demonstriert damit eine überzeugende diagnostische Evidenz, also eine hohe Wahrscheinlichkeit, dass eine vorhandene Resorption als solche erkannt wird. Das negative Likelihood Ratio deutet mit Werten über 0,1 (PAN 0,52, TPAN 0,47) auf eine mäßige Zuverlässigkeit des Tests, einen Defekt auszuschließen (Simundic 2009).

Die Reproduzierbarkeit von inter- und intrarater Reliabilität ist mit Werten um die 0,5 nur moderat einzuschätzen (Koo and Li 2016). Die hohe Anzahl an unterschiedlichen Befundern (13) lässt auf ein repräsentatives Testergebnis schließen. Alle Befunder erhielten einige Lernbeispiele zu dieser neuen radiologischen Visualisierung (siehe Abb. 15). Das Erlernen einer neuen Befundungsart stellte für einige Befunder dennoch größere Hürden dar als für andere. Viele schilderten, dass sie die Befundung anstrengend und schwierig fanden. Da mit einer falschen Antwort keine unmittelbare negative Folge für einen Patienten entstand, kann davon ausgegangen werden, dass die Sorgfältigkeit der Befundung im Durchschnitt auch etwas geringer war als in der Realität. Es war ein sehr gemischtes Entscheidungsverhalten der Befunder zu beobachten: Ein selbstbewusster Befunder entschied sich nur für den höchsten (sicher vorhanden) und niedrigsten Wert (sicher nicht vorhanden) auf der 5-Punkte Skala, da er von seiner Fähigkeit überzeugt war. Andere Befunder entschieden sich lieber möglichst wagen und tendierten zum Mittelfeld der Skala (unsicher). Eine geringere Übereinstimmung zwischen den Befundern mit solch unterschiedlichen Strategien ist zu erwarten. Der große Vorzug dieser Studie ist die hohe Anzahl an Befundern (13 Personen), welche statistisch gesehen ein repräsentatives Ergebnis produzieren. Dies hat eine höhere Aussagekraft als das mehrmalige Befunden der gleichen Person (Hanley 1989). Durch die hohe Befunderanzahl kann trotz der moderaten Statistik zur Reproduzierbarkeit von einem zuverlässigen Testergebnis für PAN und TPAN

ausgegangen werden. Ein längeres Training der Befunder in dieser neuartigen Technik würde mit Sicherheit große Unterschiede in den Ergebnissen erzeugen.

Die Ergebnisse bezogen auf die Zahnregionen lassen auf die beste Performance beider Techniken in der Prämolarregion schließen. Es gibt keinen Vorteil durch die zusätzliche Verwendung der Tomosynthese in dieser Zahnregion. Die Diagnostik durch die PAN ist in dieser Regio bereits gut genug und kann durch die TPAN nicht weiter verbessert werden. Die tomosynthetische Rekonstruktion konnte bei den Inzisivi zur Diagnostik positiv beitragen. Die niedrigen Werte in dieser Regio lassen sich mitunter durch die geringe Fallanzahl im Vergleich zu den anderen Zahnregionen erklären. Hinzu kommt, dass trotz recht genauer Ermittlung die Positionierung im Frontzahnbereich durch die schmale Schicht am schwierigsten ist (siehe Abb. 2 für weitere Erklärungen). Dies ist auch in der täglichen Durchführung von PANs festzustellen, also auch eine häufige Fehlerquelle am Patienten. Eine Betrachtung zusätzlicher Schichten mit der TPAN ist somit von Vorteil. Eine Verbesserung durch den zusätzlichen Einsatz der Tomosynthese lässt sich auch im Molaren Bereich feststellen. Dort ist die Schichtbreite zwar deutlich größer, allerdings finden sich komplexere Wurzelstrukturen und Furkationen, wodurch vermehrt Überlagerungen stattfinden können. Die Ergebnisse sprechen dafür, dass Tiefeninformationen hier ebenfalls zu einer besseren Diagnostik beitragen.

Entscheidend für diese Studie ist nicht, wie hoch die Az-Werte bei PAN initial waren, sondern ob TPAN zu einer Verbesserung dieser diagnostischen Ergebnisse geführt hat. Diese leichte Verbesserung der Az-Werte für TPAN ist gerade in Bereichen mit niedrigeren Az-Werten für PAN (Inzisiven, Molaren) festzustellen. Dies lässt auf eine Verbesserung der Diagnostik durch die TPAN im Inzisiven- und Molarenbereich schließen. Hinzu kommt, dass in der prämolaren Region, auch wenn die Az-Werte vorher bereits hoch waren, keine erhebliche Verschlechterung der Diagnostik durch den zusätzlichen Nutzen von TPAN stattfanden.

Die oben genannten Ergebnisse lassen sich durch den Versuchsaufbau dieser Studie erklären. Er zeigt eine vereinfachte, aber dennoch durchdachte Simulation von externen Wurzelresorptionen. Als Pilotstudie hat sich die Methodik weitestgehend an ähnlichen Studien mit anderen Röntgentechniken orientiert (Andreasen 1986, Ono, Medici Filho et al. 2011, Bernardes, Silvéria de Paulo et al. 2012). Einige Parameter bieten Raum für Fehlerquellen: Durch zahlreiche natürliche Pathologien an Zähnen und Kieferknochen kann davon ausgegangen werden, dass einige wenige falsch

positive Ergebnisse daraus hervorgingen. Des Weiteren konnten die artifiziellen Bohrungen durch natürlich vorhandene Defekte nicht gleichmäßig auf die Wurzelabschnitte verteilt werden. Symmetrische Bohrungen sind deutlich markanter, da reale Resorptionen selten exakt runde Symmetrien ausbilden (Deliga Schroeder, Westphalen et al. 2018). Andererseits stellt die Luft in der Spongiosa bei trockenen Kiefern eine stärkere Trabekelarchitektur des Alveolarknochens dar. Die Trabekel können bei der Überlagerung in Wurzelbereichen leicht mit den artifiziellen Resorptionen verwechselt werden und erklären damit die mäßigen Werte des negativen Likelihood Ratios (siehe Abb. 20).

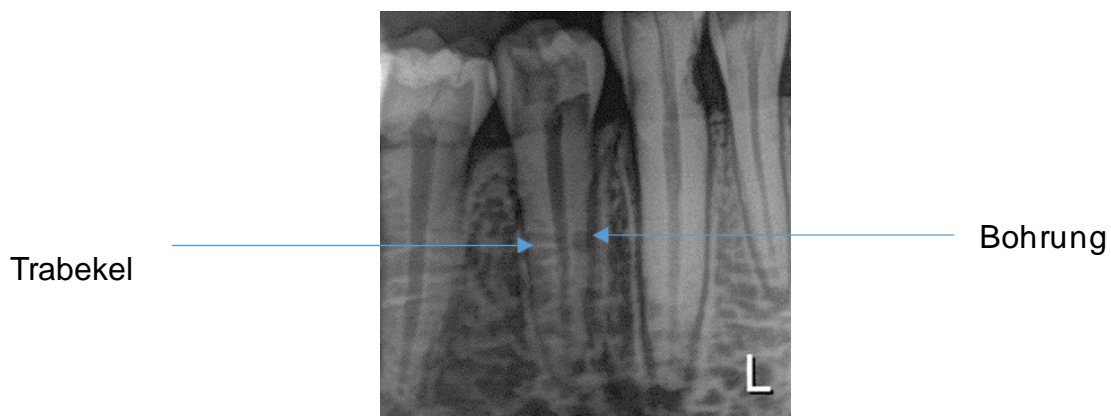


Abbildung 22: Vergleich von Bohrung und Trabekelstruktur bei einem Ausschnitt aus den hergestellten Aufnahmen der Schicht 0

Eine weitere Einschränkung war, dass die unversehrte Extraktion einiger Zähne durch z.B. eine gespreizte oder gewinkelte Wurzelarchitektur nicht möglich war. Die Befunder konnten dadurch bei schwierigen Wurzelanatomien mutmaßen, welche Zähne keine Bohrungen haben konnten, da eine vorherige Extraktion des intakten Zahns ausgeschlossen werden konnte.

Der Aufbau dieser Studie zeigt einige Unterschiede zur klinischen Verwendung des Orthophos SL auf dem derzeitigen Stand der Technik. Der Viewer „Panoramaeditor“ von Sirona lässt den Befunder nicht nur Schichtlagen einstellen, sondern die Kopfnäigung sowie eine Kieferform auswählen. Dabei kann zwischen schmal, mittel, breit und U-, V- oder parabelförmigem Kieferform gewählt werden (siehe Abb. 22). Diese Parameter wurden in dieser Studie nicht verändert. Nach eigenhändigem Testen des Befundungsprogramms schien eine Studie mit diesem Viewer langwierig und zu ineffektiv zur Befundung, da lange Ladevorgänge einen Vergleich zweier Schichten quasi unmöglich machen. Zu Beginn der Studie war der Hersteller bereits

dabei, die Visualisierung zu optimieren und ist nach bestem Wissen noch im Prozess diese Ideen umzusetzen. Da dies ein bekanntes Problem ist, erschien es sinnvoll die Studie mit einem vom Hersteller vorgeschlagenem Prototyp (Image J) durchzuführen. Diese Studie muss daher unter der Berücksichtigung betrachtet werden, dass sie nicht mit der aktuellen Visualisierung des Herstellers durchgeführt wurde, sondern mit einem Prototyp. Dieser ermöglicht zurzeit noch eine schnellere und effizientere Visualisierung als das tatsächliche Befundungsprogramm von Sirona. Daher kann das aktuelle System im Rahmen dieser Studie nicht genau bewertet werden. Zusammenfassend lässt sich sagen, dass der vereinfachte Versuchsaufbau einige Fehlerquellen aufweist, die in zukünftigen Studien verbessert werden sollten. Dennoch eignet sich das Studienlayout als Ausrichtung für zukünftige Studien.

9.1 Vergleich zu anderen radiologischen Techniken

Zur radiologischen Befundung von externen Wurzelresorption gibt es diverse Möglichkeiten mit Vor- und Nachteilen. Zur Erstdiagnostik werden primär zweidimensionale Röntgenaufnahmen verwendet, diese haben jedoch Limitationen (Alamadi 2017). Besonders kleine Resorptionen (Chapnick 1989) und bukkale Defekte (Goldberg, De Silvio et al. 1998) können schwer im intraoralen Röntgen diagnostiziert werden, da Tiefeninformationen in der zweiten Dimension nicht dargestellt werden können. Auch für die Panoramaschichtaufnahme stellt dies ein Problem dar. Hinzu kommen durch die Verwischungstomographie Überlagerungen anatomischer Strukturen (Perschbacher 2012). Die PAN stellt daher kein besonders gutes diagnostisches Mittel zur Detektion von EWR dar (Takeshita, Chicarelli et al. 2015, Saccomanno, Passarelli et al. 2018). Auch für die Vermessung der Resorption ist die PAN im Vergleich zu anderen Techniken unterlegen (Creanga, Geha et al. 2015). Der zusätzliche Einsatz der Tomosynthese bei der Panoramaschichtaufnahme hat in dieser Studie aufgezeigt, dass der diagnostische Wert im Vergleich zur PAN leicht gestiegen ist. Andere experimentelle oder klinische Studien zur Tomosynthese in dentalen Systemen oder Vergleichsstudien konnten in der Recherche nach bestem Wissen des Autors nicht aufgefunden werden. Da die Tomosynthese durch den eingeschränkten Winkelbereich ihre Limitationen in der dritten Dimension aufweist, ist eine bessere Diagnostik in voller 3D Bildgebung zu erwarten (Creanga, Geha et al. 2015, Saccomanno, Passarelli et al. 2018). Zweidimensionale Röntgentechniken kommen mit einer verhältnismäßig niedrigen Strahlenbelastung aus: Bei dem

Intraoralröntgen kann man von etwa 3.9-8 μSv ausgehen (Kitafusa, Sato et al. 2006), bei der Panoramaschichtaufnahme von etwa 10- 20 μSv (Schulze 2013). Für die tomosynthetische Rekonstruktion wird keine zusätzliche Röntgenstrahlung am Menschen angewendet, da die Schichten durch eine retrospektive Rekonstruktion errechnet werden. Die effektive Dosis ist identisch mit den Werten der PAN.

Eine ausbleibende Diagnostik im Frühstadium durch zweidimensionale Techniken kann bei schnell fortschreitenden Resorptionen potenziell zum Zahnverlust führen. Das dreidimensionale Röntgen ermöglicht anatomische Strukturen in allen Raumebenen ohne Überlagerungen darzustellen. Die digitale Volumentomographie stellt in der Zahnmedizin eine dosissparende Alternative zu der Computertomographie mit vergleichbarer Qualität dar (Honda, Larheim et al. 2006). Zahlreiche Studien belegen die Überlegenheit der DVT gegenüber 2D Röntgentechniken zur Diagnostik von Wurzelresorptionen (Durack, Patel et al. 2011, Bernardes, Silvéria de Paulo et al. 2012, Alamadi 2017). Auch kleine Defekte können sicher diagnostiziert werden (Creanga, Geha et al. 2015). Kleinvolumige Aufnahmen machen es möglich spezifische Fragestellungen zu adressieren und das *field of view* (FOV) einzuschränken (Tsapaki 2017).

Betrachtet man die verschiedenen Techniken im Vergleich gewährleistet die DVT ganz klar die beste Diagnostik und eignet sich am besten zur Früherkennung von Defekten. Dennoch kommt dies zum Preis der höheren Strahlenexposition (Tab. 1) (Ludlow, Timothy et al. 2015). In diesem Zusammenhang sollte jedoch auch erwähnt werden, dass die effektive Dosis eines DVTs je nach Gerät und dessen Einstellung sehr unterschiedlich ausfallen kann. Die effektive Dosis kann Werte zwischen 19 und 368 μSv annehmen (Pauwels, B.Collaert et al. 2012). Aufnahmen mit dem DVT im Low Dose-Modus sind heutzutage möglich. Diese eignen sich aber weniger für die Befundung kleiner Defekte, da dort eine hohe Auflösung benötigt wird (Novakovic and Xaver Wack 2017).

Welche Technik im individuellen Patientenfall zum Einsatz kommt muss vom Behandler abgewogen und gerechtfertigt werden. Die entstehenden Nachteile für den Patienten durch den Einsatz einer höheren Strahlenbelastung müssen dem Nutzen gegenüber aufgewogen werden. Wird das Intraorale Röntgen mit weniger Strahlenexposition verwendet, muss mit einer eingeschränkten Diagnostik gerechnet werden. Die Panoramaschichtaufnahme wäre bei dem Verdacht auf eine Wurzelresorption nicht das diagnostische Mittel der ersten Wahl. Die TPAN kann die

Diagnostik von PAN dennoch etwas verbessern. Trotz der Dosisersparnis im Vergleich zur DVT kann die Tomosynthese auf dem Stand der derzeitigen Technik nicht mit dieser auf Augenhöhe mithalten, sie bleibt eingeschränkt. Für eine Darstellung in allen Raumebenen ist die DVT oder CT unverzichtbar. Um die TPAN mit anderen bildgebenden Techniken neben der PAN adäquat auf die diagnostische Leistung zu vergleichen, werden mehr Studien benötigt.

Kommt die DVT zum Einsatz, sollte besonders darauf geachtet werden, dass alle Maßnahmen zur Dosisreduzierung ausgenutzt werden. Damit ist neben dem Einsatz von Bleischürzen auch die Geräteeinstellung gemeint. Die Einschränkung des *field of view* (FOV) auf die interessierende Region (Tsapaki 2017) und die Winkelreduzierung des Umlaufs (Durack, Patel et al. 2011) können die effektive Dosis senken.

9.2 Zukünftige Forschung und Nutzung

Diese Studie hat den Nutzen der Tomosynthese nachgewiesen. Der zusätzliche Erkenntnisgewinn durch den Einsatz dieser Technik muss in der klinischen Verwendung noch weiter evaluiert werden. Als Pilotstudie zu dem Themenbereich Tomosynthese in der Panoramaschichtaufnahme bleiben viele grundlegende Fragen unbeantwortet. Zukünftige Studien sollten den genauen Indikationsbereich für die Tomosynthese einordnen und echte klinische Fälle untersuchen. Dabei sind Pathologien mit überlagernden Strukturen zu priorisieren, wie etwa die Positionsbestimmung verlagerter Oberkiefer Eckzähne, die apikale Befundung von Oberkiefer Inzisiven, die Darstellung überlagernde Wurzelkanäle zur Behandlungsplanung in der Endodontie oder die Diagnostik im Bereich der Furkation. Interessant wäre außerdem, eine direkte Gegenüberstellung zu alternativen Bildgebungstechniken, wie der Digitalen Volumentomographie. Des Weiteren sollte untersucht werden, inwiefern und bis zu welchem Ausmaß Fehlpositionierungen korrigiert werden können.

Daran gemessen, dass die theoretischen Ideen zur Tomosynthese aus den 30iger Jahren erst im 21. Jahrhundert praktisch umgesetzt werden konnten, zeigt sich wie schwierig die Realisierung dieser Technik ist. Zur adäquaten Nutzung der Tomosynthese in der Zukunft werden diverse technische Weiterentwicklungen seitens der Industrie benötigt. Dies betrifft vor allem den Rekonstruktionsvorgang und schnelleren Ladevorgang einzelner Schichtlagen, weshalb in dieser Studie ein Prototyp von Sirona verwendet wurde. Bisher wäre die Befundung im

gerätespezifischen Viewer sehr zeitintensiv, weshalb die TPAN als routinemäßige Untersuchung in der Praxis unwirtschaftlich wäre. Ein adäquater 3D Viewer würde die Informationen der TPANs zugänglicher für die Befundung machen. Nur mit dieser Weiterentwicklung kann ein alltäglicher Einsatz dieser Technik sich zukünftig durchsetzen und gegenüber anderen ausgereiften 3D Röntgentechniken auf dem Markt konkurrieren. Dass dies in naher Zukunft möglich wird, scheint im Hinblick auf die Entwicklungen der Brusttomosynthese möglich.

10. Zusammenfassung

Die Integrierung der tomosynthetischen Rekonstruktion in das Panoramaschichtgerät ermöglicht die retrospektive Weiterverarbeitung zur Generierung von Tiefeninformationen. Durch die technischen Entwicklungen digitaler Sensoren in den letzten Jahren ist es möglich, diese Daten schneller zu verarbeiten und zur Befundung bereitzustellen.

In dieser experimentellen Pilotstudie mit 13 Befundern wurden simulierte externe Wurzelresorptionen untersucht. Dafür wurden neben dem PAN 40 zusätzliche Schichten tomosynthetisch rekonstruiert, die die Befunder dynamisch betrachten konnten. Durch die Rekonstruktion hat sich ein geringer Vorteil in der Diagnostik von artifiziellen externen Wurzelresorptionen im Vergleich zur herkömmlichen Panoramaschichtaufnahme ergeben (Az PAN 0,75; TPAN 0,76). Die statistische Signifikanz lag bei 0,5 (P Wilcoxon $<0,05$). Besonders in der Inzisivenregion, wo die Schicht scharfer Darstellung besonders schmal ist, kann eine Rekonstruktion hilfreich sein (PAN 0,69; TPAN 0,71). Im Molarenbereich können überlagernde Wurzelareale und Furkationen besser betrachtet werden (PAN 0,63; TPAN 0,68). In der Prämolarenregion präsentieren sich beide Techniken etwa gleichgut (PAN 0,94; TPAN 0,93). Die Reproduzierbarkeit ist trotz moderater Werte durch die hohe Anzahl an Befundern (13) als gut einzuordnen (ICC PAN 0,53; TPAN 0,55).

Es muss berücksichtigt werden, dass die dentale digitale Tomosynthese noch in den Kinderschuhen steckt und diese Studie mit einem Prototyp angefertigt wurde. Durch die Durchführung der Studie mit einem Prototyp kann keine sichere Aussage über den aktuellen Viewer von Sirona getroffen werden.

Diese Studie ist ein erster Schritt in der Erforschung der tomosynthetischen Rekonstruktion im PAN und eröffnet ein ganzes Feld für zukünftige Studien. Die klinische Relevanz der Unterschiede zwischen PAN und TPAN sollten durch adäquate Studien weiter untersucht werden. Um gegen etablierte Röntgentechniken eine Chance zu haben, muss die Visualisierung der rekonstruierten Schichten optimiert werden. Die Frage, wie sich die Tomosynthese im klinischen Alltag bewähren wird, hängt in Zukunft wesentlich von der technischen Weiterentwicklung ab.

11. Bibliographie

- Alamadi, E., Alhazmi, H, Hansen, K, Lundgren, T, Naoumova, J (2017).** "A comparative study of cone beam computed tomography and conventional radiography in diagnosing the extent of root resorptions." Progress in Orthodontics **18**(1): 37.
- Albert, U.-S. and I. Schreer (2008).** "Prävention und Früherkennung von Brustkrebs." Der Onkologe **14**(5): 454-460.
- Andreasen, F., Sewerin, I, Mandel, U, Andreasen, JO (1986).** "Radiographic assessment of simulated root resorption cavities."
- Andreasen, J. (1985).** "External root resorption: its implication in dental traumatology, paedodontics, periodontics, orthodontics and endodontics." Int Endod J **18**(2): 109-118.
- Badsack, B., M. Walz and G. Weisser (2014).** "Abnahme und Konstanzprüfung an Bildwiedergabesystemen-was ändert sich mit der neuen DIN 6868-157?" Radiopraxis 2014 **7**: 195-210.
- Bakland, L. K. (1992).** "Root resorption." Dent Clin North Am **36**(2): 491-507.
- Barkhausen, Rody and Schäfer (2015).** Digitale Tomosynthese der Brust, Thieme.
- Behfar, L. and B. Kahl-Nieke. (2005).** "Fehlpositionierungsbedingte „Verzerrungen“ der Panoramaschichtaufnahme." from <http://ediss.sub.uni-hamburg.de/volltexte/2006/2818/pdf/Dissertation.pdf>.
- Bernardes, R., R. Silvéria de Paulo, L. Oliveira Pereira, M. Duarte, R. Ordinola-Zapata and J. Ribamar de Azevedo (2012).** "Comparative study of cone beam computed tomography and intraoral periapical radiographs in diagnosis of lingual-simulated external root resorptions." Dental traumatology : official publication of International Association for Dental Traumatology **28**: 268-272.
- Bolhari, B., Meraji, N, Nosrat, A. (2013).** "Extensive idiopathic external root resorption in first maxillary molar: a case report." Iran Endod J **8**(2): 72-74.
- Breznjak, N. and A. Wasserstein (1993).** Root resorption after orthodontic treatment: Part 2. Literature review. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics: 138-146.
- Bundesamt für Justiz (2017).** Gesetz zum Schutz vor der schädlichen Wirkung ionisierender Strahlung (Strahlenschutzgesetz - StrlSchG). § 83 Anwendung ionisierender Strahlung oder radioaktiver Stoffe am Menschen.
- Cannon, A. H. (1959).** "Wilhelm Conrad Roentgen." Quarterly Bulletin of the Northwestern University Medical School **33**(2): 146-151.
- Carstens, S. (2017)** "Gender Dentistry: die Beeinflussung von Erfahrung und Geschlecht des Behandlers auf die radiologische Beurteilung approximaler Karies und deren Behandlung. Open Access Repository der Universität Ulm. Dissertation." DOI: 10.18725/OPARU-4214.
- Chapnick, L. (1989).** "External root resorption: an experimental radiographic evaluation." Oral Surg Oral Med Oral Pathol **67**(5): 578-582.
- Chen, Y., A. Balla, C. E. Rayford, W. Zhou, J. Fang and L. Cong (2010).** "Digital tomosynthesis parallel imaging computational analysis with Shift and Add and Back Projection reconstruction algorithms." Int J Comput Biol Drug Des **3**(4): 287-296.
- Chen, Y., J. Lo and J. r. Dobbins (2007).** "Importance of point-by-point back projection correction for isocentric motion in digital breast tomosynthesis: relevance to morphology of structures such as microcalcifications." Med Phys **34**(10): 3885-3892.
- Choi, J.-W. (2011).** "Assessment of panoramic radiography as a national oral examination tool: review of the literature." Imaging science in dentistry **41**(1): 1-6.

- Cohenca**, N., , James H, Mathur, A, Malfaz, JM (2007). "Clinical indications for digital imaging in dento-alveolar trauma. Part 2: root resorption." Dental Traumatology **23**(2): 105-113.
- Creanga**, A., H. Geha, V. Sankar, F. Teixeira, C. McMahan and M. Noujeim (2015). "Accuracy of digital periapical radiography and cone-beam computed tomography in detecting external root resorption." Imaging science in dentistry **45**: 153-158.
- Darcey**, J. and A. Qualtrough (2013). "Resorption: part 1. Pathology, classification and aetiology." Br Dent J **214**(9): 439-451.
- Darcey**, J. and A. Qualtrough (2013). "Resorption: part 2. Diagnosis and management." Bdj **214**: 493.
- Deeks**, J. J. and D. G. Altman (2004). "Diagnostic tests 4: likelihood ratios." BMJ **329**(7458): 168-169.
- Dhillon**, M., S. M. Raju, S. Verma, D. Tomar, R. S. Mohan, M. Lakharpal and B. Krishnamoorthy (2012). "Positioning errors and quality assessment in panoramic radiography." Imaging Sci Dent **42**(4): 207-212.
- Dobbins**, I. and J. Devon (2003). "Digital x-ray tomosynthesis: current state of the art and clinical potential." Physics in Medicine & Biology **48**(19): R65.
- Dobbins**, J. (2009). "Tomosynthesis imaging: At a translational crossroads." Medical Physics **36**(6): 1956-1967.
- Dössel**, O. and M. Buzug Thorsten (2014). Biomedizinische Technik - Band 7 Medizinische Bildgebung.
- Durack**, C., S. Patel, J. Davies, R. Wilson and F. Mannocci (2011). "Diagnostic accuracy of small volume cone beam computed tomography and intraoral periapical radiography for the detection of simulated external inflammatory root resorption." International Endodontic Journal **44**(2): 136-147.
- Estrela**, C., M. R. Bueno, A. H. De Alencar, R. Mattar, J. Valladares Neto, B. C. Azevedo and C. R. De Araujo Estrela (2009). "Method to evaluate inflammatory root resorption by using cone beam computed tomography." J Endod **35**(11): 1491-1497.
- Fernandes**, M., I. de Ataide and R. Wagle (2013). "Tooth resorption part I - pathogenesis and case series of internal resorption." Journal of conservative dentistry : JCD **16**(1): 4-8.
- Fernandes**, M., I. de Ataide and R. Wagle (2013). "Tooth resorption part II - external resorption: Case series." Journal of Conservative Dentistry : JCD **16**(2): 180-185.
- Franetzki**, M., N. Mougoui and C. Ziegler (2000). An extra-oral tomosynthetic device with circular scanning. EXCERPTA MEDICA INTERNATIONAL CONGRESS SERIES, Elsevier.
- Frank**, R. M. and J. Nalbandian (1989). Structure and Ultrastructure of Dentine. Teeth. Berlin, Heidelberg, Springer Berlin Heidelberg: 173-247.
- Fuss**, Z., I. Tsesis and S. Lin (2003). "Root resorption--diagnosis, classification and treatment choices based on stimulation factors." Dent Traumatol **19**(4): 175-182.
- Godfrey**, D. J., H. P. McAdams and J. T. Dobbins, 3rd (2006). "Optimization of the matrix inversion tomosynthesis (MITS) impulse response and modulation transfer function characteristics for chest imaging." Med Phys **33**(3): 655-667.
- Goldberg**, F., A. De Silvio and C. Dreyer (1998). "Radiographic assessment of simulated external root resorption cavities in maxillary incisors." Endod Dent Traumatol **14**(3): 133-136.
- Gomi**, T. and H. Hirano (2008). "Clinical potential of digital linear tomosynthesis imaging of total joint arthroplasty." J Digit Imaging **21**(3): 312-322.
- Gomi**, T., H. Hirano, M. Nakajima and T. Umeda (2011). "X-ray digital linear tomosynthesis imaging." Journal of Biomedical Science and Engineering **04**(06): 443-453.

- Graber**, T. (1967). "Panoramic radiography in orthodontic diagnosis." American Journal of Orthodontics **53**(11): 799 - 821.
- Grant**, D. G. (1972). TOMOSYNTHESIS: A Three-Dimensional Radiographic Imaging Technique, IEEE.
- Ha**, A. S., A. Y. Lee, D. S. Hippe, S. H. Chou and F. S. Chew (2015). "Digital Tomosynthesis to Evaluate Fracture Healing: Prospective Comparison With Radiography and CT." AJR Am J Roentgenol **205**(1): 136-141.
- Haas**, L., K. Dutra, A. L. Porporatti, L. Mezzomo, G. De Luca Canto, C. Flores-Mir and M. Corrêa (2016). "Anatomical variations of mandibular canal detected by panoramic radiography and CT: a systematic review and meta-analysis." Dento maxillo facial radiology **45**(2): 20150310-20150310.
- Hallikainen**, D. (1996). "History of Panoramic Radiography." Acta Radiologica **37**(3P2): 441-445.
- Hartenian**, K. M. and T. G. Stenger (1978). "Carcinoma of the maxillary sinus: report of case." J Oral Surg **36**(11): 898-901.
- Heithersay**, G. S. (1994). "External root resorption." Ann R Australas Coll Dent Surg **12**: 46-59.
- Heithersay**, G. S. (2007). "Management of tooth resorption." Australian Dental Journal **52**(s1): S105-S121.
- Henriques**, J. C., E. M. Kreich, M. Helena Baldani, M. Luciano, J. Cezar de Melo Castilho and L. Cesar de Moraes (2011). "Panoramic radiography in the diagnosis of carotid artery atheromas and the associated risk factors." The open dentistry journal **5**: 79-83.
- Hintze**, H., A. Wenzel, F. M. Andreasen and I. Swerin (1992). "Digital subtraction radiography for assessment of simulated root resorption cavities. Performance of conventional and reverse contrast modes." Endod Dent Traumatol **8**(4): 149-154.
- Honda**, K., T. Larheim, K. Maruhashi, K. Matsumoto and K. Iwai (2006). "Osseous abnormalities of the mandibular condyle: diagnostic reliability of cone beam computed tomography compared with helical computed tomography based on an autopsy material." Dentomaxillofacial Radiology **35**(3): 152-157.
- Horvath**, A., P. Wolf, J. Nagy, A. Kelemen, G. Horvath, D. Hadhazi, A. Horvath, B. Czetyenyi, Z. Sutto and K. Szondy (2016). "OVERVIEW OF A DIGITAL TOMOSYNTHESIS DEVELOPMENT: NEW APPROACHES FOR LOW-DOSE CHEST IMAGING." Radiat Prot Dosimetry **169**(1-4): 171-176.
- Hounsfield**, G. N. (1973). "Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system." Br J Radiol **46**(552): 1016-1022.
- Hurlburt**, C. E. and L. J. Coggins (1984). "Rare earth screens for panoramic radiography." Oral Surg Oral Med Oral Pathol **57**(4): 451-454.
- IBM (2017). SPSS Statistics 25.
- Jacobsohn**, P. H., M. L. Kantor and B. L. Pihlstrom (2013). "The X-ray in dentistry, and the legacy of C. Edmund Kells: a commentary on Kells CE. The X-ray in dental practice. J Natl Dent Assoc 1920;7(3):241-272." J Am Dent Assoc **144 Spec No**: 15s-19s.
- Jama** (1965). "Andre bocage (1892-1953)— french tomographer." JAMA **193**(3): 233-233.
- Joen** Iannucci, L. J. H. (2016). Dental Radiography - E-Book: Principles and Techniques, Elsevier Health Sciences: 480.
- Johnsson**, A. A., J. Vikgren and M. Bath (2014). "Chest tomosynthesis: technical and clinical perspectives." Semin Respir Crit Care Med **35**(1): 17-26.
- Kalender**, A., M. D. Oztan, F. Basmaci, U. Aksoy and K. Orhan (2014). "CBCT evaluation of multiple idiopathic internal resorptions in permanent molars: case report." BMC Oral Health **14**: 39.

- Katsimbri, P.** (2017). "The biology of normal bone remodelling." Eur J Cancer Care (Engl) **26**(6).
- Khator, A., M. Motwani and A. Choudhary** (2017). "A study for determination of various positioning errors in digital panoramic radiography for evaluation of diagnostic image quality." Indian Journal of Dental Research **28**(6): 666-670.
- Kitafusa, M., K. Sato and T. Yosue** (2006). "Patient dose in charge-coupled device-based full-mouth intraoral radiography." Oral Radiology **22**(2): 62-68.
- Kitai, N., Y. Mukai, M. Murabayashi, A. Kawabata, K. Washino, M. Matsuoka, I. Shimizu and A. Katsumata** (2013). "Measurement accuracy with a new dental panoramic radiographic technique based on tomosynthesis." Angle Orthod **83**(1): 117-126.
- Ladeira, D. B., A. D. da Cruz and S. M. de Almeida** (2015). "Digital panoramic radiography for diagnosis of the temporomandibular joint: CBCT as the gold standard." Braz Oral Res **29**(1): S1806-83242015000100303.
- Langland, O. E. and F. H. Sippy** (1968). "Anatomic structures as visualized on the orthopantomogram." Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology **26**(4): 475-484.
- Lauritsch, G. and W. Haerer** (1998). Theoretical framework for filtered back projection in tomosynthesis, SPIE.
- Levakhina** (2014). Three-Dimensional Digital Tomosynthesis: Iterative Reconstruction, Artifact Reduction and Alternative Acquisition Geometry, Springer Vieweg.
- Ludlow, J. B., R. Timothy, C. Walker, R. Hunter, E. Benavides, D. B. Samuelson and M. J. Scheske** (2015). "Effective dose of dental CBCT-a meta analysis of published data and additional data for nine CBCT units." Dento maxillo facial radiology **44**(1): 20140197-20140197.
- Madani, Z., E. Moudi, A. Bijani and E. Mahmoudi** (2015). "Diagnostic Accuracy of Cone-Beam Computed Tomography and Periapical Radiography in Internal Root Resorption." Iranian Endodontic Journal.
- Malina-Altzinger, J., G. Damerou, K. W. Gratz and P. D. Stadlinger** (2015). "Evaluation of the maxillary sinus in panoramic radiography-a comparative study." Int J Implant Dent **1**(1): 17.
- Manor, Y., R. Abir, A. Manor and I. Kaffe** (2016). "Are different imaging methods affecting the treatment decision of extractions of mandibular third molars?" Dento maxillo facial radiology **46**(1): 20160233-20160233.
- McDavid, W., U. Welander and C. Morris** (1981). "A new method for image layer analysis in rotational panoramic radiography." Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology **52**(2): 213 - 220.
- Miller, E. R., E. M. McCurry and B. Hruska** (1971). "An infinite number of laminagrams from a finite number of radiographs." Radiology **98**(2): 249-255.
- Monsour, P. A.** (2000). "Getting the most from rotational panoramic radiographs." Australian Dental Journal **45**(2): 136-142.
- Nguyen, T., G. Levy, E. Poncelet, T. Le Thanh, J. F. Prolongeau, J. Phalippou, F. Massoni and N. Laurent** (2015). "Overview of digital breast tomosynthesis: Clinical cases, benefits and disadvantages." Diagn Interv Imaging **96**(9): 843-859.
- Niklason, L. T., B. T. Christian, L. E. Niklason, D. B. Kopans, D. E. Castleberry, B. H. Opsahl-Ong, C. E. Landberg, P. J. Slanetz, A. A. Giardino, R. Moore, D. Albagli, M. C. DeJule, P. F. Fitzgerald, D. F. Fobare, B. W. Giambattista, R. F. Kwasnick, J. Liu, S. J. Lubowski, G. E. Possin, J. F. Richotte, C. Y. Wei and R. F. Wirth** (1997). "Digital tomosynthesis in breast imaging." Radiology **205**(2): 399-406.
- Noujeim, M., T. Prihoda, W. D. McDavid, K. Ogawa, T. Yamakawa, K. Seki, T. Okano, T. Sue and R. P. Langlais** (2011). "Pre-clinical evaluation of a new dental panoramic

radiographic system based on tomosynthesis method." Dentomaxillofac Radiol **40**(1): 42-46.

Novakovic, D. and F. Xaver Wack (2017). DVT im Low-Dose-Modus. Dentale Implantologie und Parodontologie Magazin.

Ogawa, K., R. P. Langlais, W. D. McDavid, M. Noujeim, K. Seki, T. Okano, T. Yamakawa and T. Sue (2010). "Development of a new dental panoramic radiographic system based on a tomosynthesis method." Dentomaxillofac Radiol **39**(1): 47-53.

Onkar Singh, D. J. S., Shashi Prabha Tyagi and Nimish Tyagi (2017). "Root Resorption: Challenge to the Endodontist." Acta Scientific Dental Sciences **1**(1).

Ono, E., E. Medici Filho, H. Faig Leite, J. L. Tanaka, M. E. De Moraes and J. C. De Melo Castilho (2011). "Evaluation of simulated external root resorptions with digital radiography and digital subtraction radiography." Am J Orthod Dentofacial Orthop **139**(3): 324-333.

Paatero, Y. V. (1949). "Parabolography – A new method for radiography of teeth and jaws." SuomHammaslaak Toim **87**: 37-49.

Paatero, Y. V. (1954). "Pantomography in Theory and Use." Acta Radiologica **os-41**(4): 321-335.

Pasler, F. (1995). Zahnärztliche Radiologie. Stuttgart New York, Thieme Verlag.

Patel, S., A. Dawood, E. Whaites and T. Pitt Ford (2009). "New dimensions in endodontic imaging: part 1. Conventional and alternative radiographic systems." International Endodontic Journal **42**(6): 447-462.

Patel, S., A. Dawood, R. Wilson, K. Horner and F. Mannocci (2009). "The detection and management of root resorption lesions using intraoral radiography and cone beam computed tomography – an in vivo investigation." International Endodontic Journal **42**(9): 831-838.

Patel, S. and T. P. Ford (2007). "Is the resorption external or internal?" Dent Update **34**(4): 218-220, 222, 224-216, 229.

Pauwels, R., B.Collaert, C. Theodorakouc, J. Rogers, A. Walker, L. Cockmartin, H. Bosmans, R. Jacobs, R. Bogaerts and K. Horner (2012). "Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners." European Journal of Radiology **81**(2): 267 - 271.

Perschbacher, S. (2012). "Interpretation of panoramic radiographs." Aust Dent J **57** **Suppl 1**: 40-45.

Plantes, B. G. Z. D. (1932). "Eine Neue Methode Zur Differenzierung in der Röntgenographie (Planigraphies)." Acta Radiologica **13**(2): 182-192.

Radiology, E. S. o. (2011). "Good practice for radiological reporting. Guidelines from the European Society of Radiology (ESR)." Insights into Imaging **2**(2): 93-96.

Rasband, W. (2016). ImageJ.

Rathe, F., R. Nolken, D. Deimling and P. Ratka-Kruger (2006). "[External root resorption]." Schweiz Monatsschr Zahnmed **116**(3): 245-253.

RCoreTeam (2017). R: A language and environment for statistical computing, R Foundation for Statistical Computing.

Roberts, D., J. Pettigrew, C. Ram and P. M. Joseph (1984). "Radiologic techniques used to evaluate the temporomandibular joint; I. Conventional methods." Anesthesia progress **31**(5): 197-206.

Roganovic, D., D. Djilas, S. Vujnovic, D. Pavic and D. Stojanov (2015). "Breast MRI, digital mammography and breast tomosynthesis: comparison of three methods for early detection of breast cancer." 2015 **15**(4): 5.

Ruttimann, U. E., R. A. Groenhuis and R. L. Webber (1984). "Restoration of digital multiplane tomosynthesis by a constrained iteration method." IEEE Trans Med Imaging **3**(3): 141-148.

- Saccomanno**, S., P. C. Passarelli, B. Oliva and C. Grippaudo (2018). "Comparison between Two Radiological Methods for Assessment of Tooth Root Resorption: An In Vitro Study." Biomed Res Int **2018**: 5152172.
- Schmidt**, L., Heckmann (1936). Physiologie des Menschen, Springer.
- Schropp**, L., N. S. Alyass, A. Wenzel and A. Stavropoulos (2012). "Validity of wax and acrylic as soft-tissue simulation materials used in in vitro radiographic studies." Dentomaxillofacial Radiology **41**(8): 686-690.
- Schulze**, R. (2013). s2k-Leitlinie Dentale digitale Volumentomographie: 1-33.
- Schulze**, R. (2015) "Das zahnärztliche Röntgen. Wo stehen wir heute?" IGZ Die Alternative **3**, 8-12.
- Schulze**, R., Schalldach, F. & d'Hoedt, B (2000). "Auswirkung von Positionierungsfehlern auf Vergrößerungsfaktoren im Unterkiefer bei der digitalen Panoramaschichtaufnahme." Mund Kiefer GesichtsChir **4**(3): 164-170.
- Sewerin**, I. (1983). "Artifacts due to movement in rotational panoramic radiography." Angle Orthod **53**(2): 165-171.
- Shan**, J., A. W. Tucker, L. R. Gaalaas, G. Wu, E. Platin, A. Mol, J. Lu and O. Zhou (2015). "Stationary intraoral digital tomosynthesis using a carbon nanotube X-ray source array." Dentomaxillofacial Radiology **44**(9): 20150098.
- Shin**, H. S., K. C. Nam, H. Park, H. U. Choi, H. Y. Kim and C. S. Park (2014). "Effective doses from panoramic radiography and CBCT (cone beam CT) using dose area product (DAP) in dentistry." Dento maxillo facial radiology **43**(5): 20130439-20130439.
- Simundic**, A. M. (2009). "Measures of Diagnostic Accuracy: Basic Definitions." Ejifcc **19**(4): 203-211.
- Sjoblom**, A. and U. Welander (1978). "Position, form, and thickness of the image layer in narrow beam rotation radiography." Acta Radiol Diagn (Stockh) **19**(4): 697-704.
- Stashenko**, P., S. M. Yu and C. Y. Wang (1992). "Kinetics of immune cell and bone resorptive responses to endodontic infections." J Endod **18**(9): 422-426.
- Stec**, N., D. Arje, A. R. Moody, E. A. Krupinski and P. N. Tyrrell (2018). "A Systematic Review of Fatigue in Radiology: Is It a Problem?" American Journal of Roentgenology **210**(4): 799-806.
- Takehita**, W. M., M. Chicarelli and L. C. Iwaki (2015). "Comparison of diagnostic accuracy of root perforation, external resorption and fractures using cone-beam computed tomography, panoramic radiography and conventional & digital periapical radiography." Indian J Dent Res **26**(6): 619-626.
- Tammisalo**, E. H. (1975). "Professor Yrjö V. Paatero - The Pioneer of Panoramic Oral Tomography." Dentomaxillofacial Radiology **4**(1): 53-56.
- Tingberg**, A., K. Lång and P. Timberg (2016). Breast Imaging : 13th International Workshop, IWDM 2016, Malmö, Sweden, June 19-22, 2016, Proceedings. Volumetric Breast Density Measurement using Spectral photon counting tomosynthesis: First Clinical results. Cham, Springer. **9699**.
- Tronje**, G., W. McDavid, U. Welander and C. Morris (1985). "Imaging characteristics of seven panoramic x-ray units. Part VII. Three dimensional objects." Dentomaxillofacial Radiology Suppl. **8**: 51-56.
- Tronje**, G., U. Welander, W. D. McDavid and C. R. Morris (1981). "Image distortion in rotational panoramic radiography. I. General considerations." Acta Radiol Diagn (Stockh) **22**(3a): 295-299.
- Tronstad**, L. (1988). "Root resorption--etiology, terminology and clinical manifestations." Endod Dent Traumatol **4**(6): 241-252.
- Tsapaki**, V. (2017). "Radiation protection in dental radiology - Recent advances and future directions." Phys Med **44**: 222-226.
- Valerio**, C. S., A. M. Trindade, E. T. Mazzeiro, T. P. Amaral and F. R. Manzi (2013). "Use of digital panoramic radiography as an auxiliary means of low bone mineral

density detection in post-menopausal women." Dento maxillo facial radiology **42**(10): 20120059-20120059.

Vieira-Andrade, R. G., C. L. Drumond, L. P. A. Alves, L. S. Marques and M. L. Ramos-Jorge (2012). "Inflammatory root resorption in primary molars: prevalence and associated factors." Brazilian Oral Research **26**: 335-340.

Visser, H., K. P. Hermann, S. Bredemeier and B. Köhler (2000). "Comparison of dosimetry in conventional and digital panoramic radiography." Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie **4**(4): 213-216.

Webber, R., Horton RA., Tyndall DA, Ludlow, JB (1997). "Tuned-aperture computed tomography (TACT). Theory and application for three-dimensional dento-alveolar imaging." Dentomaxillofacial Radiology **26**(1): 53-62.

Wörtche, R., S. Hassfeld, C. J Lux, E. Müssig, F. Hensley, R. Krempien and C. Hofele (2006). "Clinical application of cone beam digital volume tomography in children with cleft lip and palate." Dento maxillo facial radiology **35**: 88-94.

Wu, T., R. H. Moore, E. A. Rafferty and D. B. Kopans (2004). "A comparison of reconstruction algorithms for breast tomosynthesis." Med Phys **31**(9): 2636-2647.

12. Anhang

Kiefer	Zahn	Status	Wurzeldrittel	Region	Bohrgröße
1	45	1	2	m	2
1	44	1	2	z	3
1	34	1	1	d	2
1	35	1	3	m	2
2	36	1	2	d	1
2	36	1	3	m	1
3	45	1	2	z	1
3	44	1	2	m	2
3	42	1	2	m	3
3	31	1	3	d	2
3	33	1	1	d	2
3	35	1	2	m	3
3	37	1	1	d	3
4	48	1	2	d	2
4	37	1	3	m	2
4	38	1	1	d	2
5	47	1	2	z	1

Tabelle 6 Bohrverteilung für 5 Kiefer

:Wurzeldrittel: 1=koronal, 2=medial, 3=apikal; Region: m=mesial, d=distal, z=zentral (lingual oder vestibulär), Bohrgröße: 1=klein 0,8mm; 2=mittel 1,0mm, 3=groß 1,2mm



Abbildung 23: Trockener Leichenunterkiefer

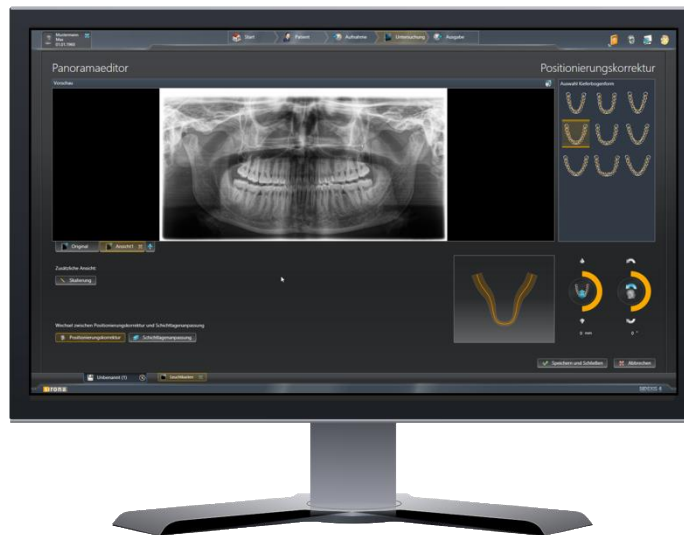


Abbildung 24: Panoramaeditor aus der Bedienungsanleitung zu Sidexis 4 (Sirona)

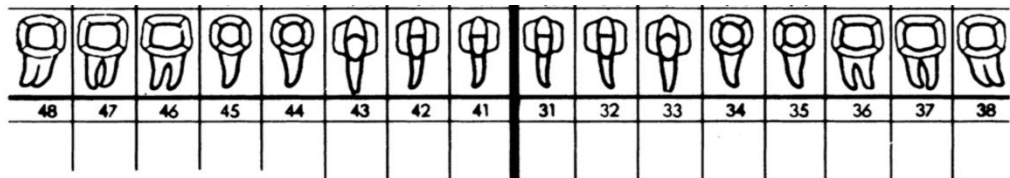
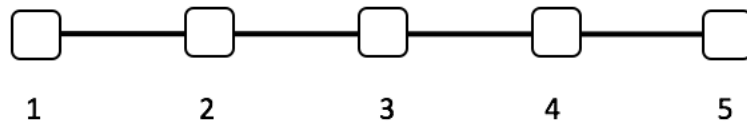
In dem Visualisierungsprogramm von Sirona können neben tieferen Schichten auch die Kopfneigung und die Kieferform eingestellt werden.

Kiefer #8:

sicher nicht vorhanden

unsicher

sicher vorhanden



	48	47	46	45	44	43	42	41	31	32	33	34	35	36	37	38
1-5																
Mesial																
Distal																
Krestales Drittel																
Mittleres Drittel																
Aprikales Drittel																
Schichtlage																

Abbildung 25: Auswertungsbogen eines Kiefers

13. Danksagung

Als erstes danke ich meinem Doktorvater für die hervorragende Unterstützung bei dieser Arbeit. Des Weiteren gilt mein Dank der zahnmedizinischen Röntgenabteilung der Johannes Gutenberg-Universität Mainz.

Natürlich danke ich ganz besonders meinen Freunden und meiner Familie für die tatkräftige Motivation und liebevolle Unterstützung während des Studiums und bei meiner Promotion.

14. Lebenslauf

Persönliche Daten

Name: Selina Carolin Rahmel

Geburtsdatum: 22.12.1992

Arbeit und Studium

2015-2020 Promotion an der Johannes-Gutenberg-Universität in Mainz

2018-2020 Vorbereitungsassistentin im Rheingau und in Frankfurt am Main

2018 Staatsexamen Zahnmedizin an der Johannes-Gutenberg-Universität Mainz