

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

**Dosismessung und Analyse der Dosisverteilung in
strahlenempfindlichen Organen wie Schilddrüse und
Augenlinse bei Panoramaschichtaufnahmen
verschiedener Geräte**

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

vorgelegt von
Franziska Schindler

Mainz, 02.03.2026

Nachnutzungslizenz

Diese Dissertation wird unter der Lizenz

**Creative Commons Namensnennung – Keine Bearbeitungen 4.0 International (CC BY-ND
4.0)**

veröffentlicht.

© Franziska Schindler, 2026

Wissenschaftlicher Vorstand:

Univ. - Prof. Dr. Philipp Drees

1. Gutachter:

Herr Prof. Dr. med. dent. Ralf Schulze

2. Gutachter:

Herr Priv. - Doz. Dr. med. dent. Stefan Wentaschek, M. Sc.

Tag der Promotion:

02. März 2026

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	VI
Abbildungsverzeichnis	VII
Tabellenverzeichnis	VIII
1 Einleitung / Ziel der Dissertation	1
1.1 Ziel der Studie	2
1.2 Relevanz für die Forschung	3
1.3 Stand der Forschung	3
2 Literaturdiskussion	4
2.1 Bildgebende Verfahren in der Zahnmedizin	4
2.1.1 3D-Röntgen (CBCT) in der Zahnmedizin	4
2.2 Zweidimensionale zahnärztliche Röntgendiagnostik	5
2.2.1 Die Panoramaschichtaufnahme	5
2.2.1.1 Historische Entwicklung	5
2.2.1.2 Technik, Funktionsweise und Aufnahmegeometrie	5
2.2.1.3 Technik und Funktionsweise der Panoramaschichtaufnahme	6
2.2.2 Intraorale Tubusaufnahmen	8
2.3 Physikalische Grundlagen	8
2.3.1 Dosisbegriffe	8
2.3.1.1 Strahlendosis und ihre Messung in biologischen Geweben	8
2.3.1.2 Energiedosis	8
2.3.1.3 Äquivalentdosis	9
2.3.1.4 Effektive Dosis	9
2.3.2 Wechselwirkung von Strahlung und Materie	10
2.3.2.1 Physikalische Wechselwirkungsprozesse	10
2.3.2.2 Biologische Effekte der Röntgenstrahlung	10
2.3.2.3 Absorptionsverhalten von verschiedenen Gewebetypen	11
2.4 Dosismessung/Dosimetrie	12
2.4.1 Die Ionisationskammer	12
2.4.1.1 Funktionsweise der Ionisationskammer	12
2.4.1.2 Vorteile der Ionisationskammer	12
2.4.1.3 Limitierungen der Ionisationskammer	13
2.4.2 Filmdosimetrie mit radiochromen Röntgenfilmen	13
2.4.2.1 Vorteile der Filmdosimetrie mit radiochromen Filmen	13
2.4.2.2 Limitierungen	14
2.4.3 Thermolumineszenzdosimetrie	14
2.4.3.1 Vorteile der Thermolumineszenzdosimetrie	14
2.4.3.2 Limitierungen	14

2.5	Röntgenphantome	15
2.5.1	CTDI-Testphantom	15
2.5.2	Alderson-Rando-Phantom	16
2.5.2.1	Allgemeine Beschreibung	16
2.5.2.2	Bedeutung des Alderson-Rando-Phantoms in der Studie	16
3	Material und Methoden	18
3.1	Material	18
3.1.1	Tabellarische Auflistung der Materialien	18
3.1.2	Die Kalibrierung der Ionisationskammer	20
3.1.3	Verwendete Röntgengeräte	20
3.2	Methoden	21
3.2.1	Vorversuch	21
3.2.1.1	Versuchsaufbau	21
3.2.1.2	Durchführung der Testmessungen	24
3.2.1.3	Testmessungen: Kriterien und Bewertung	25
3.2.2	Hauptversuch - Die Dosismessung am Phantom	26
3.2.2.1	Die Platzierung der Ionisationskammer	26
3.2.2.2	Die Platzierung der Röntgenfilme im Phantom	29
3.2.2.3	Statistische Auswertung und Datenvisualisierung	30
4	Ergebnisse	32
4.1	Vorversuche	32
4.1.1	Ergebnisse 1. Testdurchlauf	32
4.1.2	Ergebnisse 2. Testdurchlauf	35
4.1.3	Ergebnisse 3. Testdurchlauf	41
4.2	Hauptversuch mit dem Alderson-Rando-Phantom: Absorbierte Dosis	47
4.3	Vergleich der Panoramaschichtgeräte	50
4.3.1	Orbitaschicht rechts	50
4.3.2	Orbitaschicht links	50
4.3.3	Schilddrüse rechts	50
4.3.4	Schilddrüse links	51
4.4	Dosisverteilung	56
5	Diskussion	67
6	Zusammenfassung	71
	Literaturverzeichnis	76

Abkürzungsverzeichnis

PSA	Panoramaschichtaufnahme
TLD	Thermolumineszenzdosimeter
ARP	Alderson-Rando-Phantom
mGy	Miligray
cm	Zentimeter
kV	Kilovolt
mA	Miliampere
mAs	Miliampere-Sekunde-Produkt
PMMA	Polymethylmethacrylat
STL	Surface Tessellation Language
PR	Panoramaröntgen
CTDI - Phantom	Computed Tomography Dose Index Phantom

Abbildungsverzeichnis

1	Funktionsweise einer Panoramaschichtaufnahme	7
2	Schematischer Versuchsaufbau der Testmessungen	22
3	Realer Versuchsaufbau der Testmessungen	23
4	Positionierung der Ionisationskammer	24
5	Messscheibe mit den Positionen der Ionisationskammer	25
6	Belichteter Röntgenfilm	30
7	Versuchsaufbau der 1. Testmessung	32
8	Messpunkte aller Testdurchläufe	33
9	Vergleich der Darstellungen der ersten Testmessung: Messpunkt-basiert (a) und abstandsbasierend (b).	34
10	Tiefendosiskurve des 2. Testdurchlaufs; Ionisationskammer an Position 1	36
11	Tiefendosiskurve des 2. Testdurchlaufs; Ionisationskammer an Position 2	37
12	Tiefendosiskurve des 2. Testdurchlaufs; Ionisationskammer an Position 3	38
13	Tiefendosiskurve des 2. Testdurchlaufs; Ionisationskammer an Position 4	39
14	Schematische Darstellung der in den Testversuchen ermittelten Tiefendosisbereiche	40
15	Tiefendosiskurve des dritten Testdurchlaufs (Bohrkanal Position 1)	42
16	Tiefendosiskurve gemäß Tabelle 10 des 3. Testdurchlaufes. Bohrkanal an Position 2	43
17	Tiefendosiskurve gemäß Tabelle 11 des 3. Testdurchlaufes. Ionisationskammer an Position 3	44
18	Tiefendosiskurve gemäß Tabelle 12 des 3. Testdurchlaufes. Bohrkanal an Position 4	45
19	Boxplots: Augenlinse/Schilddrüse, Gerätevergleich	49
20	Heatmap der p-Werte für den paarweisen Vergleich der rechten Augenlinse . . .	52
21	Heatmap der p-Werte für den paarweisen Vergleich der linken Augenlinse	53
22	Heatmap der p-Werte für den paarweisen Vergleich im rechten Schilddrüsenlappen	54
23	Heatmap der p-Werte für den paarweisen Vergleich im linken Schilddrüsenlappen	55
24	Radiochrome Röntgenfilme im Alderson Rando Phantom mit Schwärzung als Indikator für Strahlungsabsorption	56
25	Dosisverteilung Viso Planmeca	59
26	Grauerthäufigkeiten Viso Planmeca	60
27	Dosisverteilung Planmeca Pro Max 2D Classic	61
28	Grauerthäufigkeiten Planmeca Pro Max 2D Classic	62
29	Dosisverteilung Veraview X 800	63
30	Grauerthäufigkeiten Veraview X 800	64
31	Dosisverteilung Orthophos Sirona XG Plus	65
32	Grauerthäufigkeiten Orthophos Sirona XG Plus	66

Tabellenverzeichnis

1	Detaillierte Übersicht der verwendeten Materialien und Geräte	18
2	Für die Studie ausgewählte Panorama-Röntgengeräte	21
3	Messorte der Orbita und der Schilddrüse	27
4	Erste Testmessung: (a) Rohdaten, (b) Neudefinition und (c) reale Abstände . . .	34
5	Messergebnisse 2. Testdurchlauf. Ionisationskammer an Position 1	35
6	Messergebnisse 2. Testdurchlauf. Ionisationskammer an Position 2	37
7	Messergebnisse 2. Testdurchlauf. Ionisationskammer an Position 3	38
8	Messergebnisse 2. Testdurchlauf. Ionisationskammer an Position 4	39
9	Energiedosis bei variierender Röhreneinstellung; Ionisationskammer an Position 1	42
10	Energiedosis bei variierender Röhreneinstellung; Ionisationskammer an Position 2	43
11	Energiedosis bei variierender Röhreneinstellung; Ionisationskammer an Position 3	44
12	Energiedosis bei variierender Röhreneinstellung; Ionisationskammer an Position 4	45
13	Messungen der absorbierten Dosis W_T (μ Gy), die der Äquivalentdosis D_E (μ Sv) entsprechen	48
14	Mittelwert und Standardabweichung von W_T (μ Gy)/Äquivalentdosis D_E (μ Sv) pro anatomischer Region	48
15	Effektive Dosis [μ Sv], berechnet für die in dieser Studie kritischen Organe	49
16	Gerätevergleich: Orbitaschicht rechts	50
17	Gerätevergleich: Orbitaschicht links	50
18	Gerätevergleich: Rechter Schilddrüsenlappen	51
19	Gerätevergleich: Linker Schilddrüsenlappen	51

1 Einleitung / Ziel der Dissertation

Das Ziel dieser Studie war es, detaillierte Daten zur Strahlendosis und deren Verteilung bei einer Panoramaschichtaufnahme im menschlichen Kopf bereitzustellen. Dabei sollte eine bildliche Darstellung der Dosisverteilung im menschlichen Kopf während einer Panoramaschichtaufnahme erarbeitet werden. Diese Ergebnisse sollen einen Einblick in spezifische Bildgebungsgeometrien geben, die bei einer Reihe aktueller digitaler Panoramaröntgengeräte angewendet werden.

Panoramaschichtaufnahmen [PSA] zählen weiterhin zu den häufigsten zahnärztlichen Röntgenverfahren. Allein in Deutschland wurden im Jahr 2023 etwa 8,4 Millionen PSA-Aufnahmen angefertigt [4]. Die PSA wurde entwickelt, um einen Überblick über das Gebiss sowie den Alveolarknochen des Unter- und Oberkiefers zu bieten. Sie gilt als leicht und schnell auszuwerten. Seit ihrer klinischen Einführung in den frühen 1960er Jahren [5] hat sich die PSA von einer film-basierten Technik hin zu modernen Geräten mit tomosynthetisch rekonstruierten Panoramaaufnahmen entwickelt [6].

Ein Beispiel sind die kürzlich eingeführten Fähigkeiten aktueller digitaler PSA-Systeme, wie selektive Kollimation [1] und tomosynthetische Rekonstruktion [2], die es ermöglichen, Bilder in unterschiedlichen Tiefen der Schicht zu erstellen. Diese Bilder können dynamisch betrachtet oder als schärfste Schicht dargestellt werden [3]. All diese Eigenschaften machen Panoramaschichtaufnahmen sehr wertvoll für die Zahnmedizin, da sie als leicht anwendbar und bewertbar gelten. Daher können wir voraussehen, dass PSA weiterhin eine der häufig genutzten radiologischen Methoden weltweit sein wird. Kurioserweise ist jedoch wenig über die Dosis digitaler Panoramabilder bekannt. Insbesondere gibt es keine Informationen über die Dosisverteilung im Kopf des Patienten, was speziell für Dosisverteilungen in Hotspots (anatomische Regionen, die die höchste Dosis während eines PSA-Bildes erhalten) von Bedeutung ist.

Angesichts der begrenzten Daten zur Strahlendosis bei modernen PSA-Geräten zielt diese Studie darauf ab, die von kritischen Organen wie der Schilddrüse und den Augenlinsen empfangenen Dosen zu quantifizieren und die gesamte Dosisverteilung im menschlichen Kopf zu analysieren. In den letzten Jahren hat das Interesse an der Untersuchung der Strahlenexposition empfindlicher Organe, insbesondere der Schilddrüse, bei Bildgebungsverfahren wie der Panoramaschichtaufnahme zugenommen. Mehrere Studien haben die aufgenommene Dosis der Schilddrüse unter verschiedenen Bedingungen untersucht. So analysierten Vafapour et al. (2024)[7] mithilfe einer Monte-Carlo-Simulation die Auswirkungen des Schluckens während einer PSA-Aufnahme auf die aufgenommene Dosis in der Schilddrüse und stellten erhebliche Dosisfluktuationen fest. Vanni et al. (2024) [8] konzentrierten sich auf die relative Strahlendosis der Schilddrüse unter Verwendung von pädiatrischen Phantomen und zeigten, dass Alter und Wachstum die absorbierte Dosis erheblich beeinflussen. Dorsey et al. (2024)[9] verglichen die effektive Dosis (E) und die äquivalente Schilddrüsendosis zwischen zwei extraoralen Bitewing-Geräten (EOBW) und deren jeweiligen Panoramamodi (PAN) sowie der intraoralen Bitewing-Radiographie (IOBW) und wiesen auf Dosisvariabilität zwischen verschiedenen Gerätetypen hin.

Basierend auf diesen Ergebnissen zielt unsere Studie darauf ab, einen systematischen Vergleich und gerätespezifische Unterschiede bezüglich der äquivalenten Augenlinsendosis und der äquivalenten Schilddrüsendosis zwischen verschiedenen PSA-Geräten herzustellen.

Das gewählte Studiendesign unterscheidet sich deutlich von bisherigen Ansätzen in der Dosis-

forschung. Im Gegensatz zu den häufig verwendeten Thermolumineszenzdosimetern (TLD), die in der Regel zur Erfassung der Strahlendosis eingesetzt werden, erfolgten die Dosismessungen in dieser Studie mithilfe einer Ionisationskammer. Die Ionisationskammer ermöglicht die präzise Bestimmung der Strahlenexposition in definierten Bereichen des Kopfes. Die Dosis kann direkt nach der Exposition auf einem Dosimeter abgelesen werden.

Ein weiterer wichtiger Unterschied ist die Anpassung des Röntgen-Phantoms. Anstatt traditioneller Phantommodelle, die in der Regel auf anthropomorphen Modellen basieren, wurde ein benutzerdefiniertes Phantom durch 3D-Druck modifiziert. Diese spezifische Anpassung ermöglichte es, die Dosis nicht nur an der Oberfläche, sondern auch in der Tiefe zu bestimmen, wodurch die anatomische Realität besser simuliert wird.

Durch die Ergänzung mit radiochromen Röntgenfilmen konnte zudem die Dosisverteilung innerhalb des Kopfbereichs detailliert visualisiert werden. Diese Filme lieferten eine zweidimensionale Visualisierung der Strahlenexposition und bieten Einblicke in die Hot-Spots innerhalb des bestrahlten Bereichs.

1.1 Diese Studie soll Lücken in folgenden Bereichen schließen:

1. **Systematischer Vergleich von PSA-Geräten:** In der vorliegenden Studie wird die Äquivalentdosis von Schilddrüse und Augenlinsen systematisch zwischen mehreren modernen PSA-Geräten verglichen. Dies ermöglicht die Identifikation gerätespezifischer Unterschiede und liefert Daten für die Standardisierung und Optimierung der Technik bei Panormaschichtgeräten.
2. **Dosisverteilung im Kopfbereich:** Der Fokus auf die räumliche Dosisverteilung im Kopfbereich bietet neue Einblicke in die "Hot-Spots" der Strahlenexposition während einer Panormaschichtaufnahme. Diese Daten fehlen bislang in der Literatur, können jedoch Einblicke in die komplizierte Projektionsgeometrie unterschiedlicher Panormaschichtgeräte gewähren.
3. **Innovative Methodik:** Durch den Einsatz eines modifizierten Alderson-Rando-Phantoms und die Dosismessung mit einer Ionisationskammer kann eine Grundlage für genaue und reproduzierbare Messungen geschaffen werden. Im Gegensatz zu früheren Arbeiten, die oft auf TLDs oder simulierten Berechnungen basieren, liefert diese Methodik direkte Messwerte.
4. **Praktische Relevanz:** Die Ergebnisse der Studie können direkt genutzt werden, um Herstellern Rückmeldungen zur Optimierung ihrer Geräte zu geben und Empfehlungen für strahlensparende Betriebsprotokolle zu entwickeln.

1.2 Relevanz für die Forschung

Während die bisherigen Studien wertvolle Einblicke in spezifische Aspekte der Strahlenexposition bei PSA gegeben haben, fehlen bislang Daten und Studien, die:

- **verschiedene PSA-Geräte vergleichen,**
- **die Dosisverteilung in empfindlichen Organen präzise quantifizieren** und
- **eine direkte Methodik für Messungen nutzen.**

1.3 Stand der Forschung

Trotz der weiten Verbreitung und des klinischen Nutzens gibt es nach wie vor begrenzte Daten zur Strahlenexposition moderner PSA-Geräte, insbesondere hinsichtlich der Dosisverteilung im Kopfbereich. Die wenigen verfügbaren Studien zeigen relevante Ergebnisse, weisen jedoch auch Lücken auf:

- **Monte-Carlo-Analysen:** Vafapour et al. (2024) haben gezeigt, dass anatomische Bewegungen während einer PSA-Aufnahme – insbesondere das Schlucken – die Strahlenexposition signifikant beeinflussen können: Nach dem Schlucken wurde in allen drei Bereichen der Schilddrüse (rechts, links, zentral) eine erhöhte Strahlendosis gemessen, wobei insbesondere in der Nähe des Zungenbeins (Os hyoideum) ein deutlicher Anstieg festgestellt wurde. In einzelnen Regionen verdreifachte sich die absorbierte Dosis im Vergleich zum Zustand vor dem Schlucken [7].
- **Pädiatrische Phantome:** Studien mit pädiatrischen Phantomen (z. B. Vanni et al., 2024) heben hervor, dass alters- und wachstumsbedingte Unterschiede die Dosisaufnahme erheblich beeinflussen [8].
- **Vergleiche zwischen Gerätetypen:** Dorsey et al. (2024) zeigten, dass die Strahlenexposition je nach Modus und Gerät stark variiert [9].
- **Neubewertung der Effektivdosis in der Zahnmedizin nach den ICRP-2007-Richtlinien:** Ludlow et al. (2008) zeigten in ihrer Studie, dass die Effektivdosen zahnärztlicher Röntgenaufnahmen bei Anwendung der aktualisierten ICRP-Empfehlungen von 2007 deutlich höher ausfallen als bei den vorherigen Richtlinien von 1990 – in einigen Fällen bis zu 422 % höher. [54]

2 Literaturdiskussion

Die folgende Literaturdiskussion dient dazu, zentrale Begriffe der zahnärztlichen Radiologie und Dosimetrie zu erklären und einzuordnen. Die Ergebnisse dieser Arbeit sollen im Kontext bestehender Studien kritisch betrachtet werden, um deren wissenschaftliche Relevanz und Beitrag zur Weiterentwicklung des Fachgebiets aufzuzeigen.

2.1 Bildgebende Verfahren in der Zahnmedizin

Im Bereich der Zahnmedizin werden zwei- und dreidimensionale Bildgebungsverfahren eingesetzt. Das Hauptziel dieser diagnostischen Techniken ist die frühzeitige Diagnose von Pathologien, um rechtzeitig therapeutische Maßnahmen einleiten zu können. Mithilfe dieser Bildgebenden Verfahren werden anatomische Bereiche wie Zahnbögen, Unterkiefer, Oberkiefer und andere Regionen des Viszerokraniums (z. B. Kieferhöhle, Kiefergelenk, unteren Teil der Augenhöhle, Nasenskelett) visualisiert.

Trotz des zusätzlichen diagnostischen Potentials, das dreidimensionale Bildgebung mit sich bringt, bleiben 2D-Röntgentechniken die meistgenutzte Bildgebung in der Zahnmedizin. Dies könnte auf die geringere Strahlendosis, einfache Handhabung, Kosteneffizienz, schnellere Bildgebung und ausreichend diagnostische Genauigkeit für die meisten täglichen Praxisarbeiten zurückzuführen sein.

2.1.1 3D-Röntgen (CBCT) in der Zahnmedizin

Die 3D-Bildgebung in der Zahnmedizin, wie sie durch die Cone-Beam-Computertomographie (CBCT) ermöglicht wird, hat in den letzten Jahren zunehmend an Bedeutung gewonnen. Diese Technik erlaubt die Erstellung dreidimensionaler Aufnahmen, die detaillierte Einblicke in die anatomische Struktur des Kiefers und der Zähne bieten. CBCT ist besonders hilfreich für komplexere Fälle, wie z. B. in der Implantologie, der Kieferorthopädie, der Endodontie und bei der Planung von chirurgischen Eingriffen [28].

CBCT bietet eine bessere Auflösung bei der Darstellung knöcherner Strukturen und ermöglicht es, Strukturen ohne Überlagerungen darzustellen, was ein Vorteil gegenüber 2D-Aufnahmen ist. Die CBCT-Bilder zeigen beispielsweise detaillierte Ansichten von Nervenkanälen, Zahnwurzeln und der exakten Knochenstruktur und erleichtern so die Planung und Durchführung präziser Behandlungen [30, 31].

Darüber hinaus ermöglicht die CBCT-Technologie die digitale Weiterverarbeitung der gewonnenen Volumendaten. Diese werden in der Regel im DICOM-Format gespeichert und können in spezielle Planungssoftware überführt werden, um beispielsweise virtuelle Implantatplanungen oder die Konstruktion chirurgischer Bohrschablonen durch 3D-Druck zu realisieren. Diese digitale Schnittstelle zwischen Bildgebung und computerunterstützter Planung stellt einen bedeutenden Fortschritt gegenüber zweidimensionalen Verfahren dar, bei denen eine solche präzise, individualisierte Weiterverarbeitung nicht möglich ist [51].

Zu den zweidimensionalen Techniken gehören die Panoramaschichtaufnahme, intraorale Röntgenaufnahmen und kephalometrische Röntgenaufnahmen. In den nächsten Absätzen werden diese 2D-Methoden im Detail beschrieben.

2.2 Zweidimensionale zahnärztliche Röntgendiagnostik

Diese Arbeit konzentriert sich auf die Messung der Strahlendosis bei Panoramaschichtaufnahmen sowie auf die quantitative Verteilung der Dosis im menschlichen Schädel. Daher wird im Folgenden das grundlegende Prinzip der Panoramaschichtaufnahme näher erläutert.

Die Erstellung einer PSA basiert auf einer komplexen Aufnahmegeometrie, da es darum geht, dreidimensionale Strukturen in einem zweidimensionalen Bild abzubilden und den gesamten Zahnbogen auf einem einzigen Röntgenbild darzustellen. Um genau die Kieferabschnitte, die für Behandler:innen von Bedeutung sind, darzustellen (in der Regel die Zähne und zahntragenden Kieferanteile), rotieren Röntgenröhre (Strahlenquelle) und Detektor um den Kopf der Patienten. Dabei handelt es sich allerdings nicht um eine reine Rotationsbewegung, sondern um eine Kombination aus Rotation und translativer Verschiebung des Röntgenröhre-Detektor-Komplexes. Durch diese Bewegung um den Kopf werden Strukturen, die sich zeitweise in einer *Zone relativer Ruhe* zum sich bewegenden System (Strahlenquelle/Detektor) befinden scharf abgebildet, Strukturen außerhalb dieser Zone werden unscharf und *verwischt* dargestellt [33]. Damit macht man sich das Grundprinzip der *gezielten Bewegungsunschärfe* zunutze. In der Literatur wird für eine PSA auch der Begriff der linearen Verwischungstomographie verwendet. [33]

2.2.1 Die Panoramaschichtaufnahme

Im Folgenden wird die Panoramaschichtaufnahme näher erläutert, da dieses bildgebende Verfahren im Fokus dieser Doktorarbeit steht und dessen technische Grundlagen sowie klinische Bedeutung von zentraler Relevanz sind.

2.2.1.1 Historische Entwicklung Die Entwicklung der Panoramaschichtaufnahme (PSA) geht auf den finnischen Ingenieur Y.V. Paatero zurück, der das Verfahren 1946 etablierte. Bereits zuvor, im Jahr 1922, hatte der Franzose Andre Bocage das grundlegende Prinzip der Tomographie beschrieben. Paatero stellte das PSA-Verfahren 1954 in seiner Veröffentlichung Panoramic Radiography erstmals der Fachwelt vor [57], [5]. 1961 brachte die Firma Siemens das erste PSA-Gerät für den breiten Einsatz in der klinischen Praxis auf den Markt. Auch heute spielt die PSA eine zentrale Rolle in der zahnmedizinischen Bildgebung [33]. Im Rahmen dieser Studie wurde die absorbierte Strahlendosis von vier unterschiedlichen Panoramaschichtgeräten gemessen. Um die Dosisverteilung und die unterschiedlichen Dosiswerte in verschiedenen anatomischen Bereichen nachvollziehen zu können, ist es wichtig, das Grundfunktionsprinzip einer Panoramaschichtaufnahme zu verstehen. Dies wird im folgenden Abschnitt näher erläutert.

2.2.1.2 Technik, Funktionsweise und Aufnahmegeometrie Eine Panoramaschichtaufnahme, auch bekannt als Panorama- oder Orthopantomographie, ist eine radiologische Technik, die speziell für die Aufnahme des gesamten Kiefers und angrenzender anatomischer Strukturen

entwickelt wurde. Diese Technik wird häufig in der Zahnmedizin eingesetzt, da sie eine großflächige Darstellung von Ober- und Unterkiefer, Zähnen, Kieferhöhlen und Kiefergelenken in einem einzigen Bild liefert [27, 28].

2.2.1.3 Technik und Funktionsweise der Panoramaschichtaufnahme Die Panoramaschichtaufnahme beruht auf einer rotierenden Technik, bei dem die Röntgenröhre und der Detektor synchronisiert in einem ca. 270-Grad-Bogen um den Kopf des Patienten bewegt werden. Es handelt sich um einen vertikalen Röntgenstrahl, der nach der Passage durch den menschlichen Schädel auf den Detektor trifft. Diese synchrone Bewegung von Röntgenquelle und Detektor, die als „lineare Verwischungstomographie“ bezeichnet wird, erzeugt eine gezielte Schärfeebene, die als fokale Schicht oder „Ruhezone“ bekannt ist [29, 27].

Diese Schärfeebene wird direkt während der Belichtung durch die Bewegung des Systems erzeugt. Die fokale Schicht - also Tiefenebene, in der sich die zahntragenden Bereiche des Ober- und Unterkiefers befinden - wird durch die synchronisierte Bewegung von Röntgenröhre und Detektor definiert. Nur Strukturen innerhalb dieser Schicht werden scharf abgebildet, während außerhalb liegende Strukturen aufgrund der Relativbewegung unscharf erscheinen. Diese Bewegungsunschärfe reduziert die Sichtbarkeit überlagernder Strukturen, sofern diese nicht röntgenopak sind, und erhöht damit die diagnostische Aussagekraft des Bildes [30, 27].

Die Erzeugung dieser Schärfeebene stellte eine besondere Herausforderung für die Ingenieure dar: Sie mussten eine Rotationsbahn entwerfen, die exakt den durchschnittlichen Verlauf der Kiefer- und Zahnstrukturen abbildet. Dies erforderte zunächst eine genaue Analyse der typischen Lage dieser Strukturen. Basierend darauf wurde eine Rotationsbahn konstruiert, die den Kiefer in der Zone relativer Ruhe hält, wodurch eine scharfe Darstellung ermöglicht wird. Frühe Panoramaschichtgeräte nutzten mechanische Lösungen, um diese Bewegung präzise abzufahren, da computergesteuerte Mikromotoren damals noch nicht verfügbar waren. Auch heute ist die Synchronisation der Rotationsbewegung von Röntgenquelle und Detektor entscheidend für eine scharfe, konsistente Abbildung der Kieferstrukturen [33], [49]. Die hierbei entstehende Strahlengeometrie ist komplex, da sich sowohl die Strahlenquelle als auch der Detektor kontinuierlich bewegen und sich der Strahlengang in Abhängigkeit von Position und Zeit verändert. Zusammengefasst ermöglicht die Panoramaschichtaufnahme durch ihre präzise Bewegungssteuerung und die lineare Verwischung eine selektive Darstellung der fokalen Schicht. Diese Technik ist besonders vorteilhaft für die zahnmedizinische Diagnostik, da sie in kurzer Zeit eine vollständige und detaillierte Übersicht über den Kiefer und angrenzende Strukturen bietet und dabei unerwünschte Überlagerungen minimiert [32]. Die Komplexität der Strahlengeometrie erschwert eine eindeutige Abschätzung der Dosisverteilung, diese Arbeit soll dazu dienen ein besseres Verständnis für diese Zusammenhänge zu gewinnen. Da der Strahlenverlauf beziehungsweise die Umlaufbahn des Röntgen-Detektor-Komplexes um den Kopf des Patienten zwar standardisiert aber dennoch je nach Hersteller leichte Variationen aufweist, sollen in dieser Studie unterschiedliche Panoramageräte nebeneinandergestellt und die Abbildungsgeometrien verglichen werden.

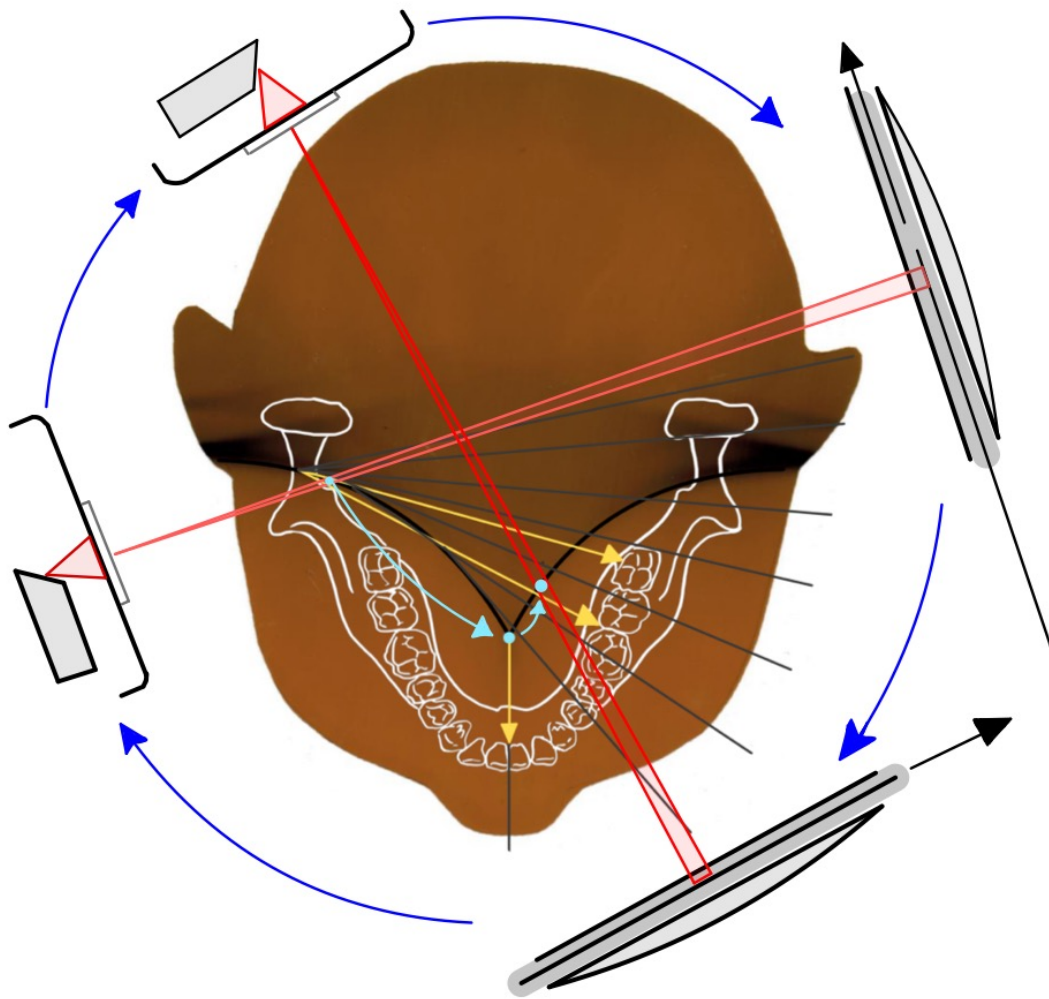


Abbildung 1: Abbildung 1 zeigt einen radiochromen Film, der während der Messungen in das Alderson-RANDO-Phantom eingelegt war. Die Schwärzung visualisiert den Verlauf des rotierenden Fächerstrahls um den Kopf und damit die Dosisverteilung im axialen Querschnitt.

Quelle: Eigene Darstellung; © Franziska Schindler, 2025.

Abbildung 1 zeigt einen angefärbten radiochromen Röntgenfilm aus unserer Studie, der einen horizontalen Querschnitt des menschlichen Schädels darstellt. Die Schwärzung des Films ist in den Bereichen besonders stark, in denen die Rotationszentren des Röntgenröhren-Detektor-Komplexes liegen. Dies veranschaulicht die Bewegung des Komplexes, die nicht aus einer reinen Rotationsbewegung besteht, sondern aus einer Kombination von Rotation und Translation. Die Visualisierung bietet einen detaillierten Einblick in die geometrische Strahlenführung und die Dosisverteilung, die für die Panoramaschichtaufnahme charakteristisch sind.

2.2.2 Intraorale Tubusaufnahmen

Intraorale Tubusaufnahmen werden in dieser Arbeit der Vollständigkeit halber erwähnt, da sie zur zweidimensionalen Röntgenbildgebung zählen. Im Vergleich zu Panoramaschichtaufnahmen oder digitalen Volumentomographien (DVTs) erfordern sie jedoch eine deutlich geringere Strahlendosis. [58]

Intraorale Tubusaufnahmen gehören zur intraoralen Röntgenbildgebung, bei der sich der Bildrezeptor innerhalb der Mundhöhle und die Röntgenquelle außerhalb befindet. Sie umfassen sowohl klassische Zahnaufnahmen als auch spezielle Aufbissaufnahmen und werden mit Dentalröntgengeräten angefertigt. Der Tubus, der die Strahlenführung bestimmt, darf einen maximalen Durchmesser von 6 cm haben; zudem gibt es rechteckige Tuben zur Begrenzung des Strahlenfelds, die entweder fest verbaut oder als Einsätze für Rundtuben erhältlich sind. Während das Strahlenfeld üblicherweise auf die Detektorgröße begrenzt wird, wird hiervon bei intraoralen Aufnahmen aufgrund geometrischer Herausforderungen abgewichen, da eine strikte Einblendung zu Zielfehlern und somit zu Wiederholungsaufnahmen führen kann [46].

2.3 Physikalische Grundlagen

Im Folgenden werden alle physikalischen Grundlagen erläutert, die zum Verständnis der Dosisbestimmung und -bewertung im Kontext einer Panoramaschichtaufnahme beitragen. Dabei werden zentrale Begriffe der Dosimetrie, die Funktionsweise von Ionisationskammern und Thermolumineszenzdosimetern (TLD) sowie deren Relevanz für die Messung und Analyse der Strahlenexposition behandelt. Dieses Kapitel bietet die notwendige Grundlage, um die Methodik und die Ergebnisse der Studie im Hinblick auf die Strahlenbelastung fundiert einordnen zu können.

2.3.1 Dosisbegriffe

2.3.1.1 Strahlendosis und ihre Messung in biologischen Geweben Die Strahlendosis beschreibt die Menge der in Materie absorbierten ionisierenden Strahlung [33]. Biologische Gewebe bestehen hauptsächlich aus komplexen organischen Molekülen, daher ist die genaue Bestimmung dieser Absorption schwierig. Direkte Messung der absorbierten Energie ist kaum möglich, insbesondere im Niedrigenergiebereich von Röntgenstrahlen, die in der (Zahn-)Medizin verwendet werden, da die beteiligten Energien im Allgemeinen sehr niedrig sind [33].

In Bezug auf Strahlung kann die Dosis daher als die Strahlungsenergie beschrieben werden, die eine Person potenziell während einer spezifischen Exposition absorbieren kann. In der wissenschaftlichen Forschung wurden über die Jahre verschiedene Dosisarten entwickelt, die zusammengefasst dazu dienen, die von einem biologischen Organismus absorbierte Dosis genauer zu bestimmen.

2.3.1.2 Energiedosis Die Energiedosis D_T wird als absorbierte Energie pro Masse definiert. Sie gibt an, wie viel Energie (dE) aus der ionisierenden Strahlung von einem Massenelement (dm) aufgenommen wird:

$$D_T = \frac{dE}{dm} \quad (1)$$

Die Einheit für die Energiedosis im Internationalen Einheitensystem (SI) ist das Gray (Gy), benannt nach dem britischen Physiker und Radiologen Louis Harold Gray. Ein Gray ist definiert als die Absorption von einem Joule Energie pro Kilogramm Körpermasse.

2.3.1.3 Äquivalentdosis Die Äquivalentdosis dient der Bewertung der Strahlung im Hinblick auf biologische Auswirkungen. Sie wurde im Rahmen des Strahlenschutzes eingeführt und nach dem schwedischen Physiker Rolf Maximilian Sievert benannt. Die Einheit der Äquivalentdosis ist daher Sievert (Sv).

$$H_T = D_T \cdot w_R \quad (2)$$

wobei - H_T die Äquivalentdosis im Organ oder Gewebe T ist, - D_T die absorbierte Dosis in Gray ist, - w_R der Strahlungswichtungsfaktor ist, der für Röntgenstrahlung $w_R = 1$ beträgt.

Da der Strahlungswichtungsfaktor für Röntgenstrahlung gleich 1 ist, entspricht die Äquivalentdosis in diesem Fall der absorbierten Dosis:

$$H_T = D_T \quad (3)$$

Zum Vergleich: Alpha-Strahlung besitzt einen Strahlungswichtungsfaktor von 20, was bedeutet, dass Alpha-Strahlung 20-mal schädlicher für biologisches Gewebe ist als Röntgenstrahlung.

2.3.1.4 Effektive Dosis Die effektive Dosis beschreibt die Summe der gewichteten Organdosen in den relevanten Geweben oder Organen des Körpers durch äußere Strahlenexposition [11]. Sie dient dazu, das Gesamtrisiko durch Strahlenexposition für den gesamten Körper abzuschätzen und wird in Sievert [Sv] angegeben.

Die Berechnung erfolgt nach:

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad (4)$$

wobei - E die effektive Dosis ist, - w_T der Gewebewichtungsfaktor für das jeweilige Organ oder Gewebe ist, - H_T die Äquivalentdosis in diesem Organ oder Gewebe ist.

Die aktuellen Gewebewichtungsfaktoren wurden 2007 von der International Commission on Radiological Protection (ICRP) veröffentlicht [35]. Für die in dieser Arbeit untersuchten Organe gelten:

- Augenlinse: $w_T = 0.12$ (nach Campillo-Rivera et al.) - Schilddrüse: $w_T = 0.04$

Die 'effektive Dosis' für die Augenlinse und die Schilddrüse kann somit berechnet werden als:

$$E_{\text{Auge}} = 0.12 \cdot H_{\text{Auge}} \quad (5)$$

$$E_{\text{Schilddrüse}} = 0.04 \cdot H_{\text{Schilddrüse}} \quad (6)$$

Damit wird ersichtlich, dass die Augenlinse stärker gewichtet wird als die Schilddrüse, da sie empfindlicher auf ionisierende Strahlung reagiert.

2.3.2 Wechselwirkung von Strahlung und Materie

Die Untersuchung der Wechselwirkungen zwischen Röntgenstrahlung und Materie ist von zentraler Bedeutung für diese Arbeit, da sie die Grundlage für das Verständnis der Dosisentstehung und deren Verteilung im menschlichen Gewebe bildet.

2.3.2.1 Physikalische Wechselwirkungsprozesse

- **Photoeffekt:**

Der Photoeffekt ist ein Prozess, bei dem die Röntgenphotonen ihre gesamte Energie auf ein Elektron der durchstrahlten Materie übertragen. Dieses Elektron wird dadurch aus seiner atomaren Bindung gelöst, was als Photoelektron bezeichnet wird [25]

Der Photoeffekt spielt eine entscheidende Rolle bei der Absorption von Röntgenstrahlung in dichten Geweben wie Knochen. Durch den hohen Absorptionsgrad erzeugt er kontrastreiche Bilder, die notwendig sind, um Knochen- und Zahnstrukturen klar darzustellen.

- **Compton Streuung:** Bei der Compton-Streuung wird ein Röntgenphoton teilweise von der Materie absorbiert und streut dann in eine andere Richtung weiter, was die Entstehung eines Compton-Elektrons zur Folge hat.[26]

Dieser Streuprozess reduziert den Bildkontrast und erzeugt ein Streustrahlungsfeld, das zu Bildunschärfe und möglichem „Rauschen“ im Röntgenbild führt. In der klinischen Praxis wird daher oft mit Streustrahlenraster gearbeitet, um diese Streustrahlung zu minimieren.[42]

- **Paarbildung:** (für höhere Energien relevant): Die Paarbildung tritt nur bei sehr hohen Photonenenergien (über 1,02 MeV) auf und ist daher in der zahnärztlichen Diagnostik nicht relevant. Dieser Prozess wird hier nur der Vollständigkeit halber erwähnt.

2.3.2.2 Biologische Effekte der Röntgenstrahlung

- **Direkte Schäden:** Direkte Schäden entstehen, wenn Röntgenphotonen die Desoxyribonukleinsäure (DNS) in den Zellkernen treffen und dabei Brüche in den DNS-Strängen verursachen. Diese Schäden können zu Mutationen oder zum Zelltod führen. Die Gefahr direkter Erbsubstanz/DNS-Schäden ist bei den in der Zahnmedizin verwendeten Dosiswerten gering, jedoch nicht vollständig ausgeschlossen. Besonders in der Pädiatrie und bei wiederholter Exposition sollten diese Risiken berücksichtigt werden.[43] [44]
- **Indirekte Schäden:** Indirekte Schäden entstehen durch die Ionisation von Wasser und die Bildung von freien Radikalen (z.B. Hydroxyl-Radikalen), die dann die DNS und andere Zellstrukturen angreifen. Da der menschliche Körper größtenteils aus Wasser besteht, ist die Bildung freier Radikale die häufigste Ursache für Strahlenschäden. Auch diese Art von

Schäden kann in der Zahnmedizin bei zu häufiger Exposition eine Rolle spielen und sollte durch möglichst niedrige Strahlendosen reduziert werden.[45]

Schäden durch Röntgenstrahlung können grundsätzlich in zwei zentrale Kategorien eingeteilt werden, die sich in ihrer Beziehung zwischen Dosis und Wirkung sowie in ihren zugrunde liegenden Mechanismen deutlich unterscheiden. Dabei unterscheidet man deterministische Schäden von stochastischen Schäden.

Deterministische Schäden entstehen, wenn eine Strahlendosis einen bestimmten Schwellenwert überschreitet. Sobald diese Schwelle erreicht oder übertroffen wird, sind Gewebeschäden unvermeidbar, und die Schwere der Schäden nimmt mit steigender Dosis weiter zu. Dieser Strahlenschaden ist sozusagen vorhersehbar. Ein Beispiel dafür ist die Trübung der Augenlinse (Katarakt), die durch den Tod von Zellen oder umfangreiche Zellschädigungen verursacht wird. Die deterministischen Effekte, auch „Gewebereaktionen“ genannt, zeigen eine klare Dosis-Wirkungs-Beziehung, bei der mehr Dosis zu einem größeren Schaden führt [35].

Stochastische Schäden hingegen haben keinen Schwellenwert und sind zufallsbedingt. Mit höherer Dosis steigt zwar die Wahrscheinlichkeit für einen Schaden, aber nicht dessen Schwere. Typische stochastische Schäden umfassen die Bildung von Tumoren oder genetische Mutationen, die in Körper- oder Keimzellen auftreten und sowohl die exponierte Person selbst als auch Nachkommen betreffen können. Die Wahrscheinlichkeit für solche Schäden steigt mit der Dosis, während die Stärke des Effekts selbst unabhängig bleibt [35].

2.3.2.3 Absorptionsverhalten von verschiedenen Gewebetypen Um nachvollziehen zu können, warum Röntgenstrahlung ungleichmäßig absorbiert wird, ist es entscheidend, das Absorptionsverhalten unterschiedlicher Gewebearten zu verstehen, da dieses die Grundlage für die Dosisverteilung sowie die Bildentstehung in der radiologischen Diagnostik bildet.

- **Weichteilgewebe** Aufgrund ihrer geringeren Dichte und niedrigeren Ordnungszahl absorbieren Weichteilgewebe weniger Röntgenstrahlung und erscheinen daher dunkler im Bild. Ein typisches Element in Weichteilgeweben ist Kohlenstoff (C), das eine niedrige Ordnungszahl von 6 besitzt und daher nur schwach röntgenabsorbierend wirkt. Kohlenstoff ist ein Hauptbestandteil organischer Moleküle und somit in Muskel-, Fett- und Bindegewebe reichlich vorhanden. [47],[48].
- **Mineralisierte Gewebe**, wie Knochengewebe oder Zahnhartsubstanzen haben eine höhere Dichte und bestehen aus Elementen mit höherer Ordnungszahl, wie Kalzium (Ordnungszahl: 20), was sie zu starken Röntgenabsorbern macht. Dies führt zu einem hohen Kontrast zwischen Zahn- und Weichgewebe. [47],[48].

2.4 Dosismessung/Dosimetrie

Um zu bewerten, wie viel Strahlung in verschiedenen Geweben und Organen absorbiert wird, sind präzise Messverfahren erforderlich, die die Strahlungsmenge genau erfassen und quantifizieren können. In dieser Arbeit werden drei zentrale Methoden zur Dosismessung vorgestellt: die Ionisationskammer, die Filmdosimetrie und die Thermolumineszenzdosimeter (TLD). Die Wahl dieser Verfahren begründet sich durch ihre etablierten Einsatzmöglichkeiten in der Dosimetrie, ihre unterschiedlichen Anwendungsbereiche sowie ihre spezifischen Vor- und Nachteile, die eine umfassende Bewertung der Strahlendosis ermöglichen.

2.4.1 Die Ionisationskammer

In dieser Studie wurde zur Messung der Strahlungsexposition auf Gewebe und Organe im Rahmen einer Panoramaschichtaufnahme eine Ionisationskammer verwendet. Die eingesetzte Kammer ist die 0,1 cm³ Semiflex C Ionisationskammer (Typ 23322) des Dosimetrieunternehmens PTW, (Physikalisch - Technische Werkstätten 79115 Freiburg im Breisgau, Deutschland) die zur Erfassung der absorbierten Dosis an mehreren Positionen innerhalb eines weiblichen Alderson-Rando-Phantoms platziert wurde [16, 24]. Diese Art von Strahlungsdetektor wandelt die einfallende Strahlungsenergie direkt in elektrische Energie um, die anschließend zur Bestimmung der Dosis verwendet wird. Ein Dosimeter registriert das elektrische Signal der Ionisationskammer, welches nach Anwendung eines Kalibrierungsfaktors in Dosiswerte umgerechnet wird. In dieser Studie wurden die Messungen direkt in Milligray (mGy) durchgeführt [25].

2.4.1.1 Funktionsweise der Ionisationskammer Die Ionisationskammer besteht aus zwei Elektroden – einer Anode und einer Kathode – zwischen denen ein Ionisationsgas (z.B. Luft oder Argon) eingebracht ist. Bei Einwirkung von Röntgenstrahlung wird das Gas ionisiert, wodurch positive und negative Ionenpaare entstehen [26]. Eine zwischen den Elektroden angelegte Hochspannung erzeugt ein elektrisches Feld, das die Ionenpaare zu den entsprechenden Elektroden zieht. Dies erzeugt einen messbaren Stromfluss, der proportional zur absorbierten Strahlungsdosis ist und durch das Dosimeter in mGy angezeigt wird [25, 24].

Die in dieser Studie verwendete Ionisationskammer besitzt ein Gasvolumen von 0,1 cm³ und ist in der Lage, Strahlungsenergien im Bereich von 66 keV bis 50 MeV zu detektieren. Diese Eigenschaften machen sie besonders geeignet für Niedrigdosis-Experimente und die Dosimetrie in der medizinischen Radiologie [16].

2.4.1.2 Vorteile der Ionisationskammer

- **Hohe Messgenauigkeit:** Ionisationskammern liefern präzise und wiederholbare Messwerte für die absorbierte Dosis und werden daher häufig als Referenzdosimeter in der medizinischen Dosimetrie eingesetzt [24, 16].
- **Direkte Messung der Dosis:** Im Gegensatz zu anderen Dosimetern, die eine nachträgliche Auswertung erfordern, können Ionisationskammern die Dosis direkt anzeigen, was schnelle und zuverlässige Messungen ermöglicht [26].

- **Weites Energiefenster:** Sie können ein breites Spektrum an Strahlungsenergien erfassen, was sie vielseitig einsetzbar macht, besonders für Anwendungen mit Röntgen- und Gammastrahlung [25].

2.4.1.3 Limitierungen der Ionisationskammer

- **Größe und Volumen:** Das relativ große Bauvolumen der Ionisationskammer kann die Anwendung in sehr kleinen oder schwer zugänglichen Bereichen erschweren [26].
- **Empfindlichkeit gegenüber Umweltfaktoren:** Ionisationskammern sind empfindlich gegenüber Druckveränderung, Temperaturschwankungen und erhöhter Luftfeuchtigkeit, was die Genauigkeit der Messungen beeinflussen kann und eine Kalibrierung in kontrollierten Umgebungen erforderlich macht [16].
- **Nicht ideal für extrem niedrige Dosen:** Bei sehr niedrigen Dosen ist die Empfindlichkeit der Ionisationskammer möglicherweise nicht ausreichend, was die Genauigkeit in solchen Situationen einschränkt [25, 24].

2.4.2 Filmdosimetrie mit radiochromen Röntgenfilmen

Die Filmdosimetrie mit radiochromen Röntgenfilmen ist eine bewährte Methode zur Bestimmung der Dosisverteilung bei ionisierender Strahlung, insbesondere in der Radiologie und Strahlentherapie. Radiochrome Filme haben die Eigenschaft, ihre Farbe proportional zur absorbierten Strahlungsdosis zu ändern, was sie zu einem praktischen und räumlich auflösenden Dosimeter macht [16, 17]. Ein radiochromer Film enthält Polymere, die bei Einwirkung von Strahlung chemische Veränderungen erfahren und dadurch eine Farbveränderung zeigen. Die Intensität der Farbveränderung steht in direktem Zusammenhang zur aufgenommenen Dosis, was eine präzise und reproduzierbare Dosisbewertung ermöglicht [18].

Diese optische Veränderung im Film kann durch ein Densitometer oder einen Scanner erfasst und anhand einer Kalibrierungskurve in absolute Dosiswerte umgerechnet werden [19]. Die Kalibrierung ist ein essenzieller Schritt, da die Reaktion des Films auf die Strahlung von verschiedenen Faktoren, wie der Energie und der Strahlungsart, abhängt [20].

2.4.2.1 Vorteile der Filmdosimetrie mit radiochromen Filmen

- **Hohe räumliche Auflösung:** Die Filmdosimetrie ermöglicht eine detaillierte Kartierung der Dosisverteilung in zwei Dimensionen, was besonders vorteilhaft für Anwendungen in komplexen Strahlenfeldern ist [17, 18].
- **Unabhängigkeit von externen Energiequellen:** Radiochrome Filme benötigen keine externe Stromquelle, was sie handlicher und leichter in der Anwendung macht [16].
- **Direkte visuelle Auswertung:** Die Farbveränderung im Film ist sichtbar und erlaubt eine schnelle Einschätzung der Dosisverteilung [19].

2.4.2.2 Limitierungen Trotz der Vorteile sind radiochrome Filme anfällig für Umwelteinflüsse wie Temperatur- und Lichtschwankungen, was eine sorgfältige Handhabung erfordert [20]. Da die Farbveränderung irreversibel ist, können diese Filme nur einmal verwendet werden. Zudem ist eine präzise Kalibrierung erforderlich, um die optische Dichte zuverlässig in Dosiswerte zu übersetzen [18].

2.4.3 Thermolumineszenzdosimetrie

Die Thermolumineszenzdosimetrie (TLD) ist ein etabliertes Verfahren zur Messung von ionisierender Strahlung, bei dem spezielle Materialien, meist in Form von Kristallen wie Lithiumfluorid (LiF) oder Calciumfluorid (CaF), verwendet werden [16, 21]. Diese Kristalle speichern die Energie der Strahlung, der sie ausgesetzt werden, in sogenannten „Fallen“ oder langlebigen Zuständen innerhalb ihrer Kristallstruktur. Die Energie, die in den Fallen gespeichert ist, wird freigesetzt, wenn der Kristall auf eine bestimmte Temperatur erhitzt wird, wobei sichtbares Licht emittiert wird [22].

Dieser Lichtausstoß, der proportional zur absorbierten Strahlungsdosis ist, wird photometrisch gemessen und anschließend mit Kalibrierungsfaktoren in einen Dosiswert umgerechnet [23]. Die thermische Erhitzung führt die Elektronen in ihre Ausgangszustände zurück, was den Kristall für eine erneute Dosismessung nutzbar macht. Der Kalibrierungsprozess ist erforderlich, um die Abhängigkeit der TLD-Antwort von verschiedenen Einflussfaktoren, wie Strahlenart und Energie, zu berücksichtigen [21, 16].

2.4.3.1 Vorteile der Thermolumineszenzdosimetrie

- **Hohe Empfindlichkeit:** TLDs ermöglichen die Messung über einen weiten Dosisbereich von 10^{-5} Gy bis etwa 10^2 Gy [23].
- **Geringe Größe und Flexibilität:** Aufgrund ihrer kleinen Bauform sind TLDs vielseitig einsetzbar, auch in Bereichen, die schwer zugänglich sind, wie etwa in der Augen- oder Schilddrüsennähe [16].
- **Mehrfache Verwendbarkeit:** Nach jeder Messung können die Kristalle durch Erhitzen reaktiviert und wiederverwendet werden, was die Methode kostengünstig macht [22].

2.4.3.2 Limitierungen Obwohl TLDs zuverlässig sind, gibt es gewisse Einschränkungen. Die Messwerte sind abhängig von der Strahlungsvorgeschichte des Detektors und der exakten Handhabung der Kalibrierung [21]. Zudem erfordert die Methode eine sorgfältige Behandlung und Aufbewahrung, um präzise Ergebnisse zu garantieren, da die Eigenschaften der Kristalle über die Zeit variieren können. Auch sind TLDs nur als relative Dosimeter einsetzbar und benötigen eine Kalibrierung, da sie nicht eichfähig sind [16, 23].

2.5 Röntgenphantome

Röntgenphantome spielen eine zentrale Rolle in der zahnärztlichen Radiologie, insbesondere bei der Bewertung und Optimierung von Röntgeneinheiten. In der vorliegenden Studie wurde ein Phantom verwendet, um die Strahlendosis in kritischen Organen und Geweben während zahnärztlicher Panoramaschichtaufnahmen zu analysieren und die Leistungsfähigkeit moderner digitaler Röntgensysteme zu vergleichen.

Röntgenphantome sind speziell entwickelte Testobjekte, die die Absorptions- und Streueigenschaften menschlichen Gewebes nachbilden. Sie ermöglichen eine standardisierte und reproduzierbare Bewertung von Bildqualität und Strahlendosis, ohne dass Patienten der Strahlung ausgesetzt werden. Solche Phantom sind essenziell, um den diagnostischen Nutzen und die Sicherheit moderner Röntgentechnologien zu evaluieren [35, 27].

In der zahnmedizinischen Radiologie werden Phantom insbesondere für folgende Zwecke eingesetzt:

- **Dosisvermessung:** Zur Bestimmung der Strahlenexposition in empfindlichen anatomischen Bereichen wie der Augenlinse oder der Schilddrüse [38].
- **Bildqualitätsanalyse:** Zur Bewertung der Auflösung, des Kontrasts und der Artefaktbildung bei Panorama- und CBCT-Aufnahmen [32].
- **Vergleichsstudien:** Zur Untersuchung und Optimierung unterschiedlicher Röntgengeräte [39].
- **Systemkalibrierung:** Zur Überprüfung der Systemleistung unter realistischen Bedingungen [34].

In der vorliegenden Studie wurden ein CTDI- und ein Alderson-Rando-Phantom verwendet. Im Folgenden werden beide Röntgenphantome beschrieben.

2.5.1 CTDI-Testphantom

In dieser Studie wurden vor den eigentlichen Messungen am Alderson-Rando-Phantom Versuche mit einem CTDI-Testphantom durchgeführt. Ziel dieser Voruntersuchungen war es, die angewandte Messmethodik zu testen und sicherzustellen, dass die Verwendung der Ionisationskammer zur Dosismessung zuverlässige und reproduzierbare Ergebnisse liefert. CTDI-Testphantome (Computed Tomography Dose Index Phantom) sind standardisierte Modelle, die speziell für die Messung und Bewertung der Strahlendosis in der Computertomographie (CT) entwickelt wurden. Sie dienen der Bestimmung des sogenannten Computed Tomography Dose Index (CTDI), eines wichtigen Parameters zur Bewertung der Strahlenexposition in der CT-Diagnostik [36, 37]. Das CTDI-Testphantom, bestehend aus zylindrischen Acrylblöcken (PMMA), die die Schwächungs- und Streueigenschaften menschlicher Gewebe nachbilden, wurde genutzt, um die Dosisverteilung in einer standardisierten Umgebung zu messen. Die Ionisationskammer wurde sowohl in zentralen als auch in peripheren Positionen des Phantoms platziert, um die Genauigkeit und Empfindlichkeit der Messmethode zu bewerten. Das in den Voruntersuchungen verwendete Kopf-CTDI-Phantom wurde nicht für die Hauptstudie verwendet, da es spezifische

Limitierungen aufweist, die es ungeeignet für die detaillierte Dosimetrie in der zahnmedizinischen Radiologie machen:

- **Vereinfachte Geometrie:** Zylindrische Form bildet komplexe Anatomie (Orbita, Schilddrüse, Zahnbogen) nicht ab.
- **Fehlende anatomische Details:** Keine differenzierten Knochen-/Weichgewebstdarstellungen.
- **Begrenzte Funktionalität:** Primär für CTDI, nicht für organspezifische Dosimetrie.
- **Keine gezielte Dosimeter-Integration:** Organ-spezifische Kanäle fehlen.

Aufgrund dieser Einschränkungen wurde das Kopf-CTDI-Phantom ausschließlich zur Validierung der Messmethodik verwendet. Für die Hauptstudie wurde das Alderson-Rando-Phantom gewählt, da es eine realistischere anatomische Nachbildung und eine höhere Flexibilität für die dosimetrischen Anforderungen bietet [53]. Eine Studie von Haba et al. aus dem Jahr 2013[53] untersuchte die Dosisverteilung in einem CDTI-Phantom. Die Ergebnisse zeigten signifikante Unterschiede in der Dosisverteilung, abhängig von der Position innerhalb des Phantoms und der verwendeten Messmethode. Insbesondere wurde festgestellt, dass die Dosisverteilung im Querschnitt des Phantoms nicht homogen ist, was die Genauigkeit von Dosisabschätzungen beeinflussen kann. Diese Erkenntnisse unterstreichen die Einschränkungen des CTDI-Phantoms für präzise Dosimetrie, insbesondere bei der Bewertung von Dosisverteilungen in verschiedenen Bereichen des Phantoms. Daher wurde für diese Studie das Alderson - Rando - Phantom verwendet.

2.5.2 Alderson-Rando-Phantom

2.5.2.1 Allgemeine Beschreibung Das Alderson-Rando-Phantom ist eine Nachbildung des menschlichen Körpers, das die Absorptions- und Streueigenschaften menschlicher Gewebe nachbildet. In dieser Studie wurde ein weibliches Alderson-Rando-Phantom (ARP, Radiology Support Devices Inc., Long Beach, Kalifornien, USA) mit einer Körpergröße von 155 cm und einem Gewicht von 50 kg verwendet. Das Phantom besteht aus einem menschlichen Skelett, das in ein isocyanatbasiertes Material eingebettet ist, welches die Schwächungseigenschaften der Röntgenstrahlung von menschlichem Weichgewebe nachahmt. Das Phantom ist aus gestapelten Scheiben mit einer Höhe von jeweils 2,5 cm gefertigt. Da wir direkte Messungen der absorbierten Dosis mit einer kleinen Ionisationskammer durchführen wollten, war aufgrund der Größe der Kammer eine Lösung erforderlich, um die Kammer in der Tiefe der Phantom-Scheiben zu platzieren, also in den Regionen von Gewebe oder interessierenden Organregionen (siehe Tab. 2).

2.5.2.2 Bedeutung des Alderson-Rando-Phantoms in der Studie Das Alderson-Rando-Phantom ermöglichte eine gezielte Dosismessung in strahlensensiblen Organen wie der Schilddrüse und der Augenlinsen. Durch die Anpassungen mithilfe 3D - gedruckter Einsätze und die präzise Positionierung der Ionisationskammer konnte ein reproduzierbarer Studienaufbau gewährleistet werden.

- **Einsätze für Dosimeter:** Zwei Originalscheiben wurden durch 3D-gedruckte Schichten (J5 MediJet, Material MED610) ersetzt. In die Schichten wurden Kanäle ($\varnothing$ 6 mm) gebohrt, u. a. für die Orbitae (links/rechts) und die Schilddrüse (Lappen beidseits).
- **Positionierung:** Das Phantom wurde der typischen Patientenlage bei PSA entsprechend ausgerichtet.

3 Material und Methoden

Das folgende Kapitel führt die in der vorliegenden Studie angewandten Materialien sowie Methoden auf und schildert Studienverlauf und -verfahren im Detail.

3.1 Material

3.1.1 Tabellarische Auflistung der Materialien

Tabelle 1: Detaillierte Übersicht der verwendeten Materialien und Geräte

Produkt/Gerät	Hersteller	Land	Details
Ionisationskammer 0.1 cm ³ Semiflex® (Typ 23322)	PTW (Physikalisch-Technische Werkstätten)	Freiburg im Breisgau, Deutschland	Empfindlichkeit und Messbereich: Präzise Messungen ab <0,01 mGy bis hohe Dosisraten; geeignet für 66 keV bis 50 MV Photonenstrahlung.
Universaldosimeter Webline Unidos	PTW (Physikalisch-Technische Werkstätten)	Freiburg im Breisgau, Deutschland	Typische Strahlenqualitäten: Niederenergetische Röntgenstrahlung (ca. 50–100 kV) für intraorale, extraorale (Panorama- und Fernröntgenaufnahmen) sowie DVT-Untersuchungen.
Radiochrome Röntgenfilme: Gafchromic™ LD-V1 Film	Ashland Inc.	Covington, Kentucky, USA	Dosisbereich: 2 cGy bis 20 cGy. Energiebereich: ~ 20 keV bis ~ 200 keV.
Scanner (Digitalisierung der Röntgenfilme)	Brother Industries, Ltd.	Nagoya, Japan	Scanmodus: RGB, 24 Bit Farbtiefe (Rotkanal für Dosisanalyse verwendet) Auflösung: 600–1200 dpi (verlustfreie TIFF-Speicherung) Lichtquelle: LED (konstante Spektralcharakteristik für reproduzierbare Ergebnisse) Positionierung: Flachbettscanner (keine Verzerrungen durch ADF).

Fortsetzung auf der nächsten Seite

Produkt/Gerät	Hersteller	Land	Details
Weibliches Alderson-Rando-Phantom	Radiology Support Devices Inc.	USA	Größe: 155 cm, Gewicht: 50 kg Aufbau: Menschliches Skelett eingebettet in ein isocyanatbasiertes Material mit gewebeähnlichen Abschwächungseigenschaften Segmentierung: Besteht aus 2,5 cm dicken Schichten, ermöglicht präzise Positionierung und Messungen.
3D-Drucker: J5 Medijet	Stratasys	Minnesota, USA	medizinischer 3D-Drucker zur Herstellung anatomischer Modelle und biokompatibler Bohr- und Schneideschablonen
Druckmaterial: Biokompatibles PolyJet Material MED610	Stratasys	Minnesota, USA	Biokompatibles Material zur Erstellung hochpräziser medizinischer 3D-Drucke.
Viso G7	Planmeca Oy	Helsinki, Finnland	Dentales Röntgensystem für 3D-DVT- und Panoramaaufnahmen.
Planmeca ProMax 2D Classic	Planmeca Oy	Helsinki, Finnland	Extraorales Röntgengerät für Panoramaaufnahmen.
Veraview X800	J. Morita Corp.	Kyoto, Japan	Digitales Volumentomographie-System für zahnmedizinische Diagnostik. Ermöglicht zusätzlich Panorama- und Fernröntgenaufnahmen (Cephalometrie).
Orthophos XG Plus	Sirona Dental Systems GmbH	Bensheim, Deutschland	Extraorales Röntgensystem für 2D- und 3D-Diagnostik.

3.1.2 Die Kalibrierung der Ionisationskammer

Die Kalibrierung der Ionisationskammer erfolgte durch den Hersteller PTW-Freiburg. Dabei ist der Kalibrierfaktor ein wichtiger Parameter. Er gibt an, wie viele elektrische Ladungen in Coulomb von der Ionisationskammer pro Strahlendosis (Einheit Gray) aufgenommen werden. Der Kalibrierfaktor bei der für diese Studie verwendeten Ionisationskammer beträgt

$$3,646 \times 10^5 \quad (7)$$

Das bedeutet wenn eine Strahlendosis von 1 Gray auf die Ionisationskammer trifft, würde sie eine elektrische Ladung von $3,646 \times 10^5$ Coulomb erzeugen. Mit dem Kalibrierfaktor kann die von der Ionisationskammer aufgenommene elektrische Ladung in eine korrekte Strahlungsdosis umgerechnet werden. Das Ergebnis der Kalibrierung ergab außerdem einen Strahlungskorrekturfaktor von 1,000. Dieser Faktor wird normalerweise dafür verwendet, um die Messung der Ionisationskammer an eine Standardstrahlungsqualität anzupassen. Dies ist notwendig, da die Ionisationskammer aufgrund ihrer Konstruktion und der verschiedenen Arten von Strahlung, auf die sie reagiert, unterschiedliche Empfindlichkeiten aufweisen kann. Ein Korrekturfaktor von 1,000 bedeutet, dass keine Korrektur zur Anpassung an eine Standardstrahlungsqualität notwendig war und die Sensibilität der Ionisationskammer bei der Kalibrierung der Standardstrahlungsqualität entsprach. In diesem Fall gibt es keinen Unterschied zwischen der Empfindlichkeit der Ionisationskammer für die tatsächlich verwendete Strahlungsquelle und der Standardstrahlungsquelle. Daher ist keine Korrektur erforderlich und der Korrekturfaktor ist 1,000 oder 100%. Mit einem Korrekturfaktor von 1,000 ist die Ionisationskammer nicht automatisch fehlerfrei kalibriert. Die vom Hersteller angegebene Kalibrierunsicherheit der von uns verwendeten Ionisationskammer beträgt **3,7 %**.

3.1.3 Verwendete Röntgengeräte

Zur Auswertung wurden vier digitale Panorama-Geräte ausgewählt (Tab. 2). Die Röhrenparameter wurden manuell so weit wie möglich auf identische Werte eingestellt. Der niedrigere mAs-Wert für das letzte Gerät ergibt sich daraus, dass das Gerät bei einer Einstellung von 85 kV den Strom automatisch auf 6,0 mA reguliert. Da der mAs-Wert das Produkt aus Strom (mA) und Belichtungszeit (s) ist, ergibt sich bei gleichbleibender Belichtungszeit ein geringerer Gesamt-mAs-Wert. Anders ausgedrückt reduziert das Gerät den Strom, was wiederum die angewendete Strahlendosis für den Patienten verringert, auch wenn die Belichtungszeit konstant bleibt. Dies erklärt den vergleichsweise niedrigeren mAs-Wert bei dieser Einstellung im Vergleich zu anderen Geräten oder Einstellungen mit höherem Strom.

Tabelle 2: Für die Studie ausgewählte Panorama-Röntgengeräte

Gerätename	Hersteller		Belichtung	kV	mA	mAs	Filterung
			Zeit [s]				
Viso G7	Planmeca Helsinki, Finnland	Oy, Finn-	17,0	84	8,2	139,4	2,5 mm Aluminium
ProMax 2D Classic	Planmeca Helsinki, Finnland	Oy, Finn-	15,8	84	9,0	142,2	2,5 mm Aluminium
Veraview X800	J Morita Corp, Kyoto, Japan		14,9	85	9,0	134,1	2,5 mm Aluminium
Orthophos XG Plus	Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland		14,2	85	6,0	85,2	2,5 mm Aluminium

3.2 Methoden

3.2.1 Vorversuch

3.2.1.1 Versuchsaufbau Das Alderson-RANDO-Phantom der Universitätsmedizin Mainz besitzt keine Bohrungen, die eine direkte Messung der Tiefendosis ermöglichen. Um die Strahlenexposition in spezifischen Tiefenbereichen erfassen zu können, wurde in dieser Studie ein eigens gefertigtes Phantom entwickelt.

Einleitend war zu prüfen, ob mit dem entwickelten Verfahren und den verwendeten Geräten eine zuverlässige Messung der Tiefendosis bei PSA-Aufnahmen möglich ist. Zu diesem Zweck wurden mehrere Testmessungen an einem eigens konstruierten Testphantom durchgeführt. Ziel dieser Testmessungen war es, Tiefendosiskurven zu erstellen, die den Dosisabfall oder die Dosiszunahme pro Millimeter Tiefe darstellen.

Das Testphantom bestand aus:

- Zwei standardisierten CTDI-Phantomen (Zylinderform mit Durchmesser 16 cm und 15 cm),
- Einer 3D-gedruckten Scheibe mit einem Bohrkanal in horizontaler Richtung für die Tiefendosismessung,
- Einer 3D-gedruckten Adapterstruktur, um eine exakte Repositionierung der Ionisationskammer zu ermöglichen.

Für die Messungen wurde eine kleinvolumige Ionisationskammer (0,1 cm³ Semiflex® Ionisationskammer, PTW) verwendet, die über einen Bohrkanal in horizontaler Richtung eingebracht werden konnte. Der Bohrkanal diente der Tiefendosismessung, indem die Ionisationskammer schrittweise in verschiedenen Tiefenpositionen platziert wurde. Das in dieser Studie verwendete Universaldosimeter Weblin Unidos von PTW (siehe Tabelle 1) zeigte die absorbierte Dosis in Milligray (mGy) an.

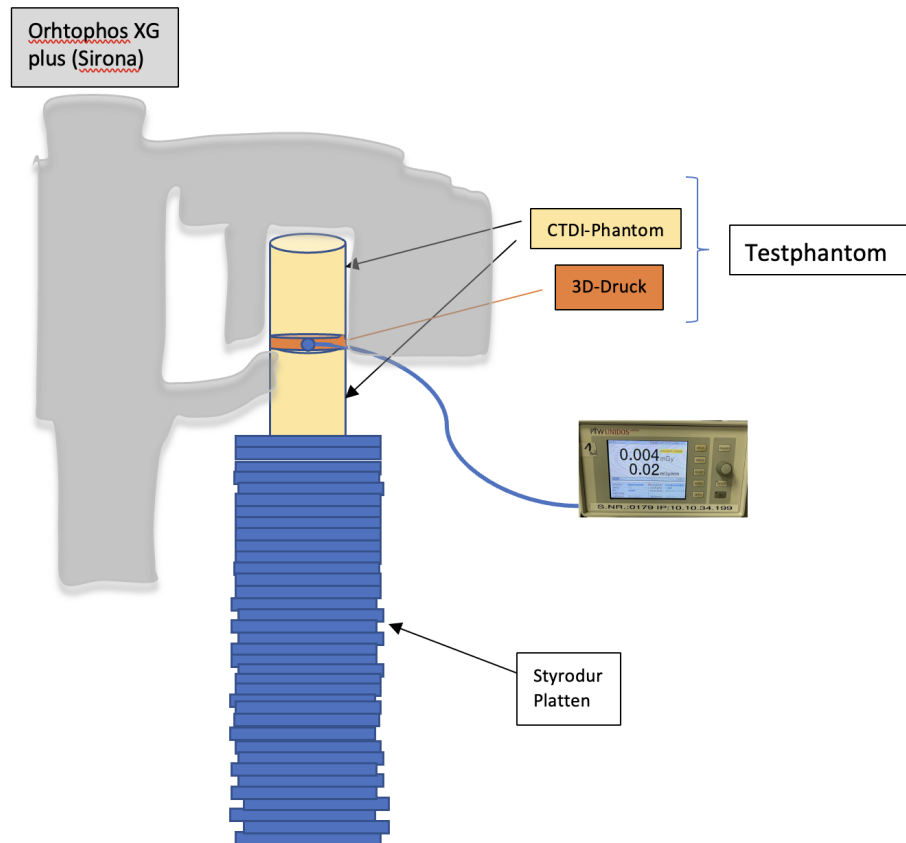


Abbildung 2: Abbildung 2 zeigt den schematischen Versuchsaufbau der initialen Testmessungen zur Überprüfung der Messmethodik.
Quelle: Eigene Darstellung; © Franziska Schindler, 2025.

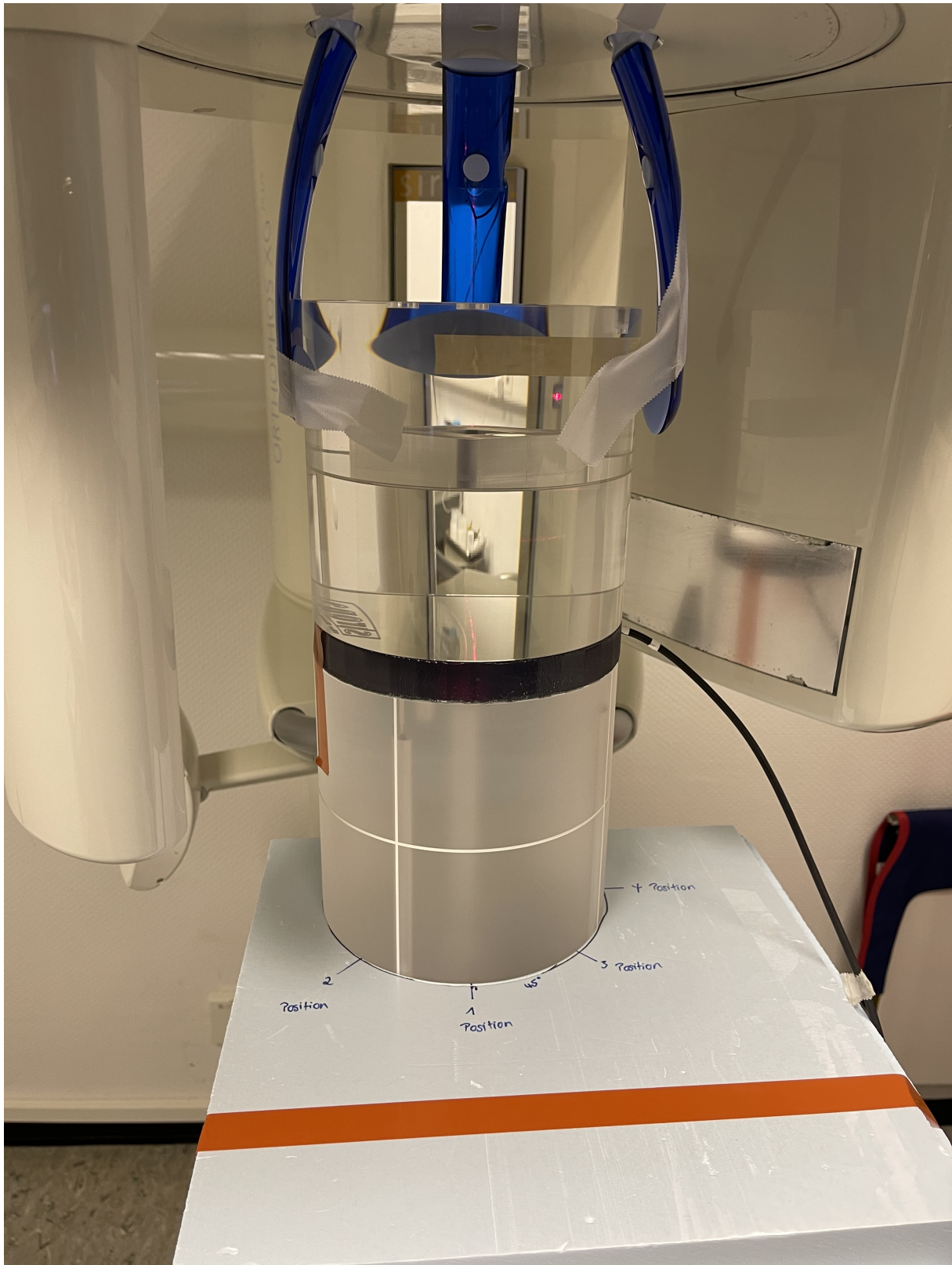


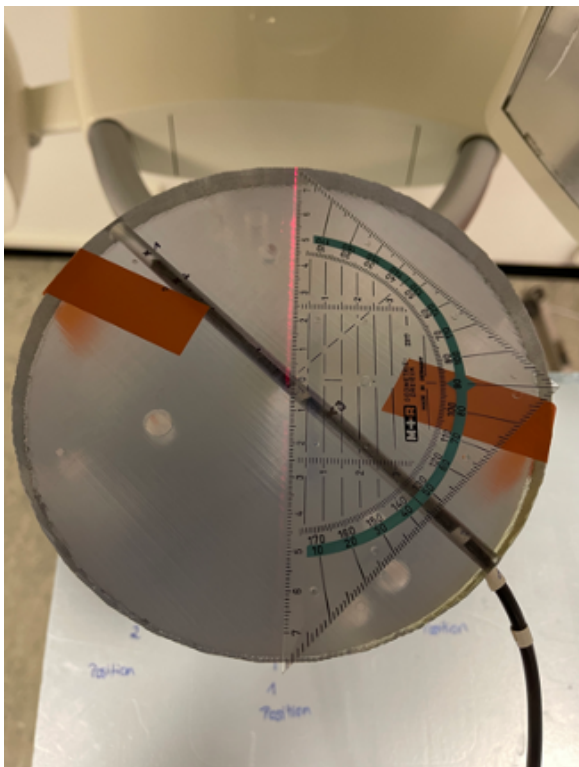
Abbildung 3: Abbildung 3 zeigt ein Foto des Versuchsaufbaus der Testmessungen. Das CTDI-Phantom und die Testscheibe sind im Röntgengerät Orthophos XG Plus von Sirona positioniert.

Quelle: Fotoaufnahme; © Franziska Schindler, 2025.

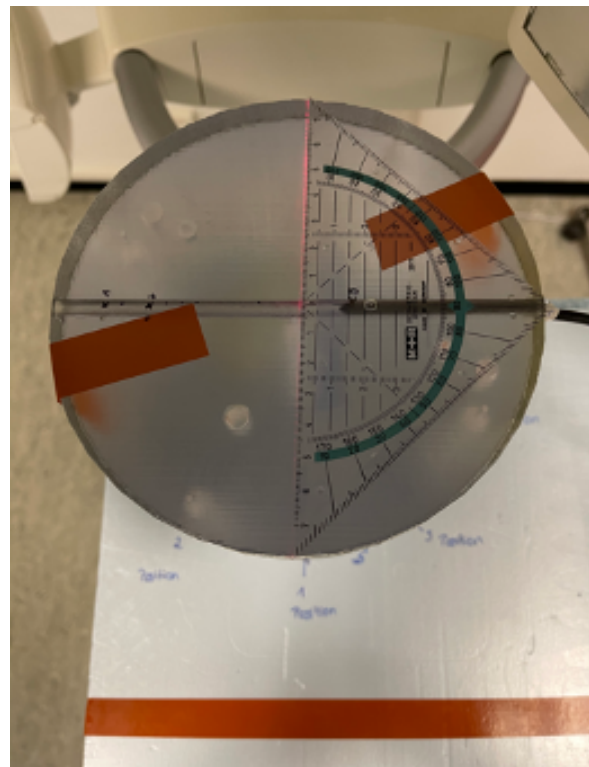
3.2.1.2 Durchführung der Testmessungen Das Testphantom wurde im Panoramaschichtgerät Orthophos XG Plus (Dentsply Sirona) positioniert. Die korrekte Ausrichtung wurde durch zwei Methoden sichergestellt:

- Nutzung der integrierten Laserpointer des Geräts,
- Platzierung auf gestapelten Styroporplatten, um eine stabile und wiederholbare Positionierung zu gewährleisten.

Nach der Positionierung wurde die Ionisationskammer in den vorgesehenen Bohrkanal eingeführt und eine Panoramaschichtaufnahme durchgeführt. Es wurde darauf geachtet, dass der Strahlenfächer die 3D-gedruckte Scheibe exakt durchlief, um präzise Tiefendosismessungen durchführen zu können und um überhaupt Dosis zu detektieren.



(a) Ionisationskammer auf Position 3



(b) Ionisationskammer auf Position 4

Abbildung 4: Die Abbildung 4a zeigt wie die Ionisationskammer im Testphantom eingelegt ist. Sie befindet sich an Position 3. Abbildung 4b zeigt ebenfalls die Ionisationskammer in der Messscheibe, allerdings an Position 4. Der Orientierungslaser (referenziert über das angelegte Geodreieck) bestätigt die zentrierte Positionierung des Testphantoms im Röntgengerät.

Quelle: Fotoaufnahme; © Franziska Schindler, 2025.

Alle Testmessungen wurden unter konstanten Geräteeinstellungen durchgeführt, um Vergleichbarkeit zu gewährleisten:

- Röhrenspannung: **[90 kV]**
- Röhrenstrom: **[6 mA]**
- Belichtungszeit: **[14.1 Sekunden]**

Die Messungen wurden in horizontalen Tiefenabständen durchgeführt, um die Dosisverteilung entlang der Hauptstrahlrichtung zu erfassen. Dazu wurde die Ionisationskammer an vier definierten Positionen platziert (Abb.5). Diese vier Positionen kamen durch die schrittweise Rotation der Testscheibe um jeweils 45° zustande. Insgesamt wurden drei Testdurchläufe durchgeführt. Nach dem zweiten Durchlauf wurden zusätzliche Messpunkte hinzugefügt, um mögliche Dosispitzen genauer zu identifizieren und eine genauere Tiefendosiskurve zu erhalten. Dadurch ließ sich bereits vor den Hauptversuchen mit dem Alderson-Rando-Phantom eine erste detaillierte Abschätzung der Dosisverteilung vornehmen.

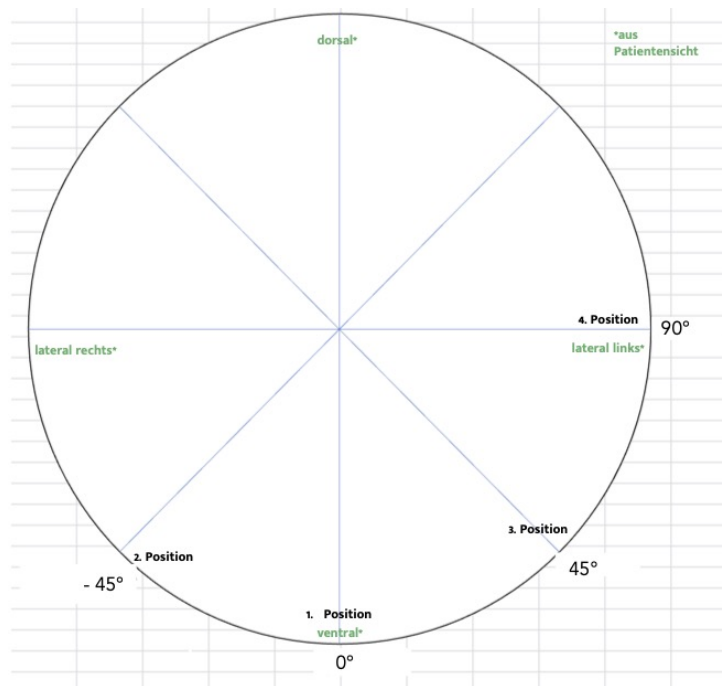


Abbildung 5: In Abbildung 5 ist die Messscheibe des Testphantoms mit den 4 Positionen, die die Ionisationskammer einnehmen kann, dargestellt. Die Ionisationskammer wurde immer von ventral bzw. ventral/lateral nach dorsal in die Bohrkanäle eingeführt. Da die Messscheibe nur einen Bohrkanal hat, musste die Scheibe zur Änderung der Position rotiert werden. Die Gradangaben zeigen jeweils um wieviel Grad die Scheibe dabei rotiert wurde. Position 1 liegt bei 0° . Um die Ionisationskammer auf Position 2 zu bewegen musste die Scheibe um 45° nach links (-45°) rotiert werden.

Quelle: Eigene Darstellung; © Franziska Schindler, 2025.

3.2.1.3 Testmessungen: Kriterien und Bewertung Insgesamt wurden drei Testmessdurchgänge durchgeführt. Dabei lag der Fokus auf den unten aufgeführten Punkten:

- **Erstellung von Tiefendosiskurven:** Kann die Dosis an unterschiedlichen Tiefenpositionen gemessen werden?
- **Exakte Messbarkeit der Dosis in definierten Tiefen:** Ist die Ionisationskammer geeignet um diese geringe Strahlendosis, wie sie beim zahnärztlichen Röntgen vorliegt, zu detektieren?

- **Optimale Phantomposition:** Kann man das Röntgenphantom mit den Orientierungshilfen der Röntengeräte reproduzierbar positionieren?
- **Reproduzierbarkeit der Messungen:** Ergeben sich in den einzelnen Durchgängen vergleichbare Messergebnisse oder gibt es deutliche Abweichungen?

Der erste Testdurchgang diente ausschließlich der Überprüfung des Versuchsaufbaus und der experimentellen Bedingungen. Die Ergebnisse der beiden folgenden Messdurchgänge wurden zur Bewertung der Reproduzierbarkeit statistisch ausgewertet und im Ergebnisteil präsentiert.

Die Phantommessungen dienten zudem der Überprüfung, wie viel Dosis überhaupt von der Ionisationskammer gemessen werden kann und ob systematische Fehler bei der Messung ausgeschlossen werden können.

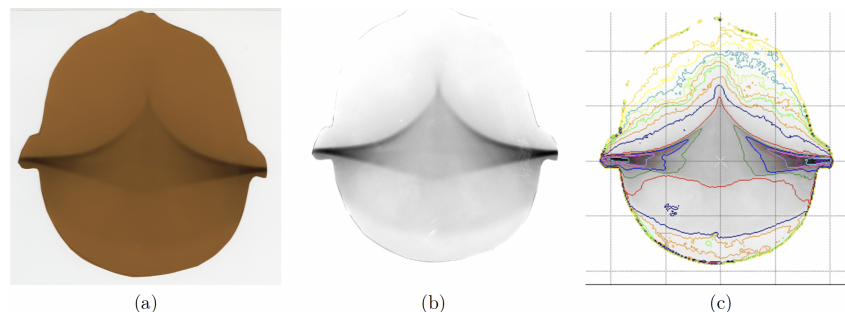
3.2.2 Hauptversuch - Die Dosismessung am Phantom

3.2.2.1 Die Platzierung der Ionisationskammer In dieser Studie wurde ein weibliches Alderson-Rando-Phantom (ARP, Radiology Support Devices Inc., Long Beach, Kalifornien, USA) mit einer Körpergröße von 155 cm und einem Gewicht von 50 kg verwendet. Das Phantom besteht aus einem menschlichen Skelett, eingebettet in ein auf Isocyanat basierendes Material. Es ahmt die Dichte und Zusammensetzung des menschlichen Gewebes nach und somit dessen Abschwächungseigenschaften für Röntgenstrahlung. Das Phantom ist in axial geschnittene Scheiben von jeweils 2,5 cm Dicke unterteilt und als Stapel aufgebaut. Da wir die Messungen der absorbierten Dosis direkt mittels einer kleinen Ionisationskammer durchführen wollten, musste aufgrund der Größe der Kammer eine Lösung gefunden werden, die Kammer in der Tiefe der Phantomquerschnitte, d.h. in den interessierenden Gewebebereichen (Tab. 1), zu platzieren. Um das Phantom nicht zu beschädigen, wurden zwei Originalsegmente des Phantoms durch 3D-gedruckte Scheiben (J5 MediJet, Stratasys, Minnesota, USA) aus biokompatiblen PolyJet-Material (MED610, Stratasys, Minnesota, USA) ersetzt. Die verwendeten PMMA-Phantomsegmente haben eine Dichte, die der des menschlichen Körpers ähnelt. Mit einer Dichte von etwa $1,18 \text{ g/cm}^3$ liegen sie nahe an der durchschnittlichen Dichte des menschlichen Körpers, die etwa $1,0 \text{ g/cm}^3$ beträgt. Aufgrund dieser Ähnlichkeit eignen sich Phantomabschnitte aus PMMA besonders gut zur Simulation der Strahlenabsorption und -streuung in menschlichen Geweben bei Phantommodellen. Die Platten wurden anhand eines CT-Scans des ARP konstruiert, und die STL-Daten (surface tessellation language) wurden für den 3D-Druck verwendet. In jede dieser beiden Platten wurden Kanäle mit einem Bohrer (Durchmesser 6 mm) zur Platzierung der Ionisationskammer in den Bereichen der empfindlichen Organe vorbereitet. Für beide Augenhöhlen (links/rechts) sowie für die Schilddrüse (linker/rechter Lappen) wurden gepaarte Kanäle gebohrt.

Tabelle 3: Die Tabelle zeigt die beiden anatomischen Regionen, in denen die Strahlendosis gemessen wurde. Der exakte Messort ist als Abstand vom ventralen Rand der 3D-gedruckten Phantomscheibe bis zum Empfindlichkeitszentrum der Ionisationskammer definiert. Dieses Zentrum liegt 8,9 mm hinter der Sondenspitze (nicht an der Spitze). Für die Orbita wurde die Sonde so positioniert, dass das Empfindlichkeitszentrum zusätzlich 10 mm tiefer lag (entsprechend der erwarteten Linsenlage); für die Schilddrüse lag es zusätzlich 5 mm tiefer.

Anatomische Region	Exakter Messort
Orbita	18,9 mm (10 mm + 8,9 mm) unterhalb der Phantomoberfläche im Bereich der Orbita
Schilddrüse	13,9 mm (5 mm + 8,9 mm) unterhalb der Phantomoberfläche im Bereich der Schilddrüse

Um die Verteilung der absorbierten Dosis zu bewerten, wurde ein radiochromer Film (Gafchromic™ LD-V1 Film, Ashland Inc., Covington, Kentucky, USA) zwischen fünf Phantomplatten von der Orbita bis zum kranialen Teil der Schilddrüse des Phantoms platziert. Diese Filme sind selbstentwickelnd. Die Grauschattierung (wobei Schwarz das höchste Dosisniveau anzeigt) nach der Belichtung bestimmt die absorbierte Dosis. Neben der Darstellung der Strahlendosisverteilung ist auch eine quantitative Auswertung der Dosis auf Gafchromic™ Filmen möglich. Die optische Schwärzungsdichte kann unter Verwendung von Kalibrierkurven, die die Beziehung zwischen der optischen Dichte und der Dosis darstellen, in eine Dosis umgerechnet werden. Die radiochromen Filme wurden für diese Studie nicht kalibriert, da das primäre Ziel darin bestand, die allgemeine Dosisverteilung während der Panoramaaufnahme zu bewerten. In dieser Studie wurde anhand des Schwärzungsmusters die allgemeine Dosisverteilung untersucht. Die Filme wurden mit 600 dpi in True Color (24-Bit) (MFC-J870DW Scanner und Inkjet-Drucker, Brother Industries Ltd., Nagoya, Japan) digitalisiert, und die resultierenden TIFF-Bilder wurden in der Software ImageJ analysiert [55]. Die Bilder wurden in 8-Bit-Graustufen konvertiert, wobei die Verteilung der Graustufen die Dosisverteilung repräsentiert.



(a) Gescannter Radiochromer Röntgenfilm nach Exposition mit Röntgenstrahlung. (b) Digitalisierter Film mittels der Bildbearbeitungssoftware ImageJ in Graustufen (Schwarz-Weiß-Bild) konvertiert. (c) Darstellung verschiedener Grauwerte, die durch farbige Konturlinien hervorgehoben sind. Es handelt sich bei allen drei Bildern um den gleichen Röntgenfilm.

Für die direkten Messungen der absorbierten Dosis verwendeten wir eine kleinvolumige Ionisationskammer (0,1 cm³ Semiflex® Ionisationskammer, Typ 23322, PTW, Freiburg, Deutschland). Dieses Gerät ermöglicht eine direkte Messung der absorbierten Dosis (H_T), die nach jeder Belichtung in mGy angezeigt wird.

Die gedruckten Alderson-Rando-Phantomplatten wurden so konstruiert, dass die Ionisationskammer präzise in der Region der Schilddrüse und den Augenlinsen positioniert werden konnte. Die Ionisationskammer war während der Panoramaschichtaufnahme mit einem kalibrierten Universal-Dosimeter (UNIDOS, PTW) verbunden. Die Ionisationskammer Typ 23322 wird typischerweise für In-vivo-Messungen am Patienten verwendet. Weiterhin findet sie Anwendungen im Strahlenschutz oder in der diagnostischen Bildgebung, die eine gewisse Messsensitivität erfordern. Wir wählten diese Ionisationskammer für unsere Studie aufgrund der bereits aufgeführten Eigenschaften. Zudem bietet sie eine hohe Genauigkeit über ein breites Spektrum von niedrigen Milligray-Werten ($< 0,01$ mGy) bis hin zu sehr hohen Dosisraten. Diese Kammer hat den Vorteil, dass sie die Dosis in Echtzeit anzeigen kann, was sie benutzerfreundlicher macht im Vergleich zu Thermolumineszenzdosimetern (TLDs), die für die Dosisbewertung zusätzliche Geräte benötigen [10].

An jeder Messposition wurden sechs aufeinanderfolgende Messungen durchgeführt, sodass insgesamt sechs separate Expositionen stattfanden. Vor der Röntgenexposition und den damit einhergehenden Messungen wurde eine "Nullkalibrierung" der Ionisationskammer durchgeführt. Nach jeder Belichtung konnte der Messwert auf dem Dosimeter im „Low-dose“-Modus abgelesen werden. Diese Messungen dienten dazu, die Genauigkeit und Präzision der Ionisationskammer zu überprüfen, mögliche Messunsicherheiten zu identifizieren und die Konsistenz der erfassten Daten sicherzustellen.

Die Äquivalentdosis (H_T) wurde aus der absorbierten Dosis (D_T) berechnet, indem sie mit dem Strahlungswichtungsfaktor (w_R) multipliziert wurde, welcher die biologische Wirksamkeit der Strahlung berücksichtigt:

$$H_T = D_T \cdot w_R \quad (8)$$

Da der Strahlungswichtungsfaktor für Röntgenstrahlung mit $w_R = 1$ festgelegt ist, entspricht die absorbierte Dosis direkt der Äquivalentdosis:

$$H_T = D_T \quad (9)$$

Zur besseren Vergleichbarkeit der Strahlenexposition verschiedener Organe wurde anschließend die effektive Dosis (E_T) berechnet, die die jeweilige Gewebeempfindlichkeit berücksichtigt. Sie ergibt sich aus der Äquivalentdosis unter Berücksichtigung des Gewebewichtungsfaktors (w_T) gemäß ICRP-Publikation 116 [11]:

$$E_T = w_T \cdot H_T \quad (10)$$

Der Gewebewichtungsfaktor für die Augenlinse wurde entsprechend Campillo-Rivera et al. [12] mit $w_T = 0.12$ und für die Schilddrüse mit $w_T = 0.04$ angesetzt.

Wir gingen in der Berechnung von einer gleichmäßigen Dosisverteilung innerhalb der un-

tersuchten Organe aus und nahmen an, dass die durch die Ionisationskammer gemessene absorbierte Dosis der organbezogenen Äquivalentdosis entspricht.

Die Platzierung der Ionisationskammer in der Tiefe des Phantoms erforderte eine Kanalbohrung in entsprechenden anatomischen Regionen. Um Schäden am Phantom durch mechanisches Bohren zu vermeiden, wurden die entsprechenden Segmente (Orbitalregion und Thyroidea-Region) dreidimensional gedruckt. Die digitale Planung des 3D-Drucks erfolgte mithilfe der Software Meshmixer und ermöglichte es, den korrekten Durchmesser für die Ionisationskammer direkt in den Messregionen auszukurven. Bohrlöcher mussten somit nicht manuell gebohrt werden, sondern wurden digital designt.

Da die Augenlinse etwa 3–4 mm unter der Hautoberfläche liegt [40] und die Schilddrüse je nach anatomischer Variation und Körperbau 15–20 mm tief liegt [41], wurde die Ionisationskammer in der entsprechenden Tiefe positioniert. Da die Kammer von einer Gummiisolation ummantelt ist und die Spitze der Ionisationskammer nicht als Messort gilt, musste diese Isolation bei der Positionierung berücksichtigt werden. Der eigentliche Messort befindet sich ca. 8,9 mm von der Spitze der Kammer entfernt (siehe Abbildung: Ionisationskammer).

Zur Messung in einer Tiefe von 4 mm wurde die Kammer daher um 8,9 mm (Isolationsdistanz) + 4 mm (Messtiefe) = 12,9 mm von ventral in den Bohrkanal eingeführt. Für die Schilddrüsenmessung ergab sich eine Einführtiefe von 8,9 mm + 15 mm = 23,9 mm.

Die Ionisationskammer wurde von der ventralen Seite des Phantoms eingeführt, da der Strahlenfächer hinter dem Kopf des Patienten verläuft. Ein von dorsal eingeführtes Ionisationskabel hätte möglicherweise zu erhöhter Streustrahlung und damit zu verfälschten Messergebnissen führen können.

3.2.2.2 Die Platzierung der Röntgenfilme im Phantom Für die Analyse der Dosisverteilung während einer Panoramaschichtaufnahme wurden radiochrome Röntgenfilme eingesetzt. Das Schwärzungsmuster auf diesen Filmen entsteht durch die Absorption der Strahlung und zeigt, welche Bereiche des Gewebes Dosis aufgenommen haben und welche strahlungsfrei geblieben sind. Eine stärkere Schwärzung des Films entspricht einer höheren deponierten Dosis.

Da unser Ziel darin bestand, die Dosisverteilung im menschlichen Schädel während einer Panoramaschichtaufnahme ubiquitär zu erfassen, war die Verwendung eines einzelnen Röntgenfilms nicht ausreichend. Um eine räumliche Darstellung der Dosisverteilung – eine sogenannte "Dosiswolke" – zu erhalten, wurden mehrere zugeschnittene radiochrome Röntgenfilme in das Alderson-Rando-Phantom eingelegt. Die Filme wurden schichtweise zwischen die Scheiben des Phantoms platziert, von kranial (Schädeldach) bis kaudal (Halsbereich).



Abbildung 6: Abbildung 6 zeigt einen radiochromen Röntgenfilm, der auf den Querschnitt des Alderson-Rando-Phantoms zugeschnitten wurde. Die Schwärzung des Röntgenfilms zeigt beispielhaft die Dosisverteilung nach erfolgter Belichtung.

Quelle: Eigene Aufnahme; © Franziska Schindler, 2025. Zuerst veröffentlicht in Schindler et al. [59]

Da die Scheiben des Phantoms eine bestimmte Dicke haben, entstanden Lücken zwischen den Röntgenfilmen. Diese Lücken in der Dosisverteilung mussten durch lineare Interpolation der Werte zwischen den Scheiben geschlossen werden, um eine Schätzung der Dosis in den Bereichen zu erhalten, in denen keine Filme eingelegt wurden. Dadurch konnte eine zusammenhängende Darstellung der Dosisverteilung über den gesamten Schädelbereich erstellt werden.

3.2.2.3 Statistische Auswertung und Datenvisualisierung Die Daten wurden mithilfe der Programmiersprachen R [13] und Python unter Verwendung der Bibliotheken „matplotlib“ und „seaborn“ [14] ausgewertet. Für die Datenauswertung wurden überwiegend deskriptive Statistiken verwendet. Zur grafischen Darstellung der Dosen wurden Boxplots erstellt (R-Bibliothek „ggplot2“ sowie Python), und die Dosisverteilung wurde in Form von Histogrammen und Höhenprofilen visualisiert. Aufgrund der geringen Anzahl von Messungen (6 pro Position und Gerät) konnte eine Normalverteilung nicht sicher angenommen werden. Daher wurde für den Gruppenvergleich der nichtparametrische Friedman-Test angewendet. Das Signifikanzniveau wurde auf 5 % festgelegt.

Kritisch sind an unserem Messaufbau und der Messmethodik die im Folgenden diskutierten Punkte anzumerken. Die Dosismessungen erfolgten in einem dreidimensional, aus Kunststoff gedruckten Testkörper, dessen Materialeigenschaften - insbesondere die Dichte und Homo-

genität - nicht den Eigenschaften des menschlichen Gewebes entsprechen. Dies kann die Wechselwirkung mit Röntgenstrahlung beeinflussen und somit die Messergebnisse verfälschen. In Folgestudien könnte ein modifizierteres Testmodell beispielsweise mit Knochenersatzmaterial und weichgewebsähnlichen Materialien entwickelt werden. Die Positionierung der Ionisationskammer innerhalb der Messscheibe ist durch die Kanalführung zwar reproduzierbar, bleibt jedoch eine vereinfachte Annäherung an die komplexen anatomischen Verhältnisse des Menschen. Eine weitere potentielle Fehlerquelle liegt in der begrenzten Auflösung der Tiefenpositionen. Die Messpunkte wurden in der Tiefe mit vergleichsweise großen Stufen festgelegt; Zwischenbereiche wurden nicht direkt erfasst. Zudem registriert die Ionisationskammer kein punktförmiges Signal, sondern mittelt über ein kleines Empfindlichkeitsvolumen, sodass feinstrukturierte Dosisänderungen geglättet werden. Da die Messpunkte den anatomischen Strukturen nur näherungsweise zugeordnet werden können, können kleine regionale Unterschiede unvollständig abgebildet sein.

Die statistische Auswertung wurde durch Herrn Dr. Schepers (UNIVERSITÄTSMEDIZIN der Johannes-Gutenberg-Universität Mainz Institut für Medizinische Biometrie, Epidemiologie und Informatik (IMBEI) Abteilung Biometrie und Bioinformatik) der Universität Mainz auf ihre Richtigkeit und Konsistenz geprüft.

4 Ergebnisse

4.1 Vorversuche

Die Vorversuche wurden mit dem Gerät Orthophos XG Plus (Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland) durchgeführt.

4.1.1 Ergebnisse 1. Testdurchlauf

Bei der ersten Testmessung wurde die Dosis an sieben Punkten gemessen. Die Scheibe war dabei so positioniert, dass der Bohrkanal direkt auf das Röntgengerät gerichtet war. Die Ionisationskammer wurde von ventral in dorsale Richtung an Position 1, 0° platziert (Abb. 5).

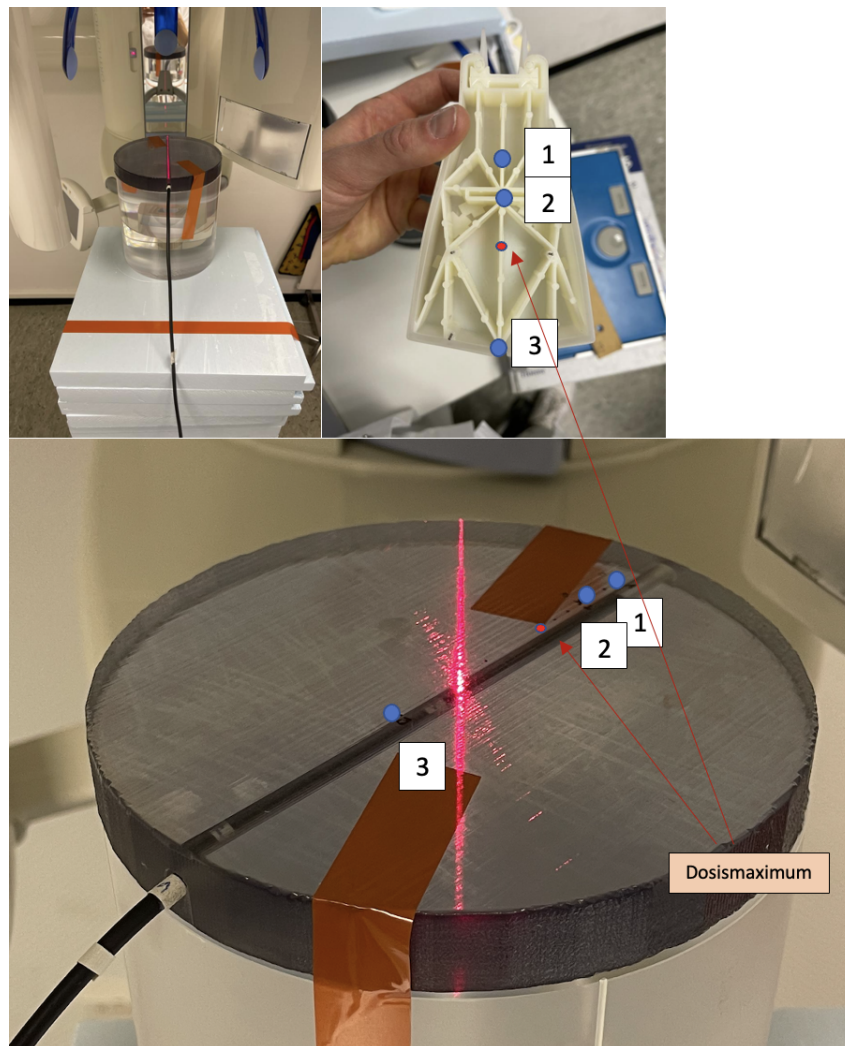
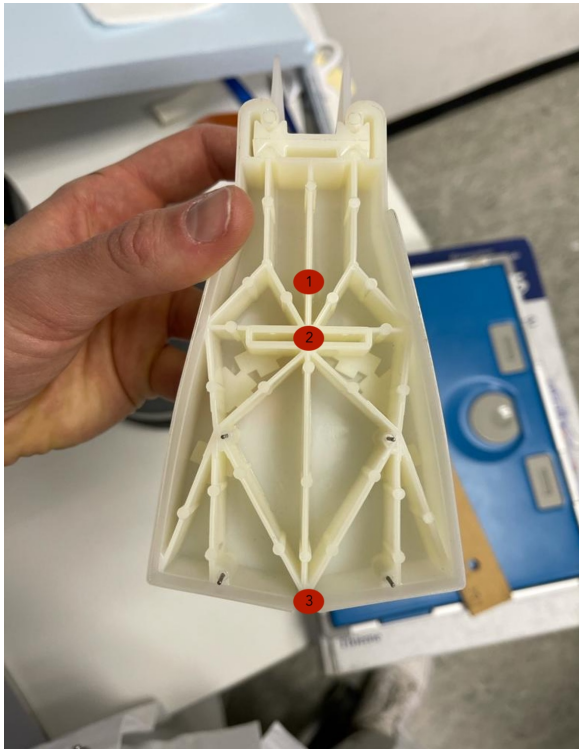


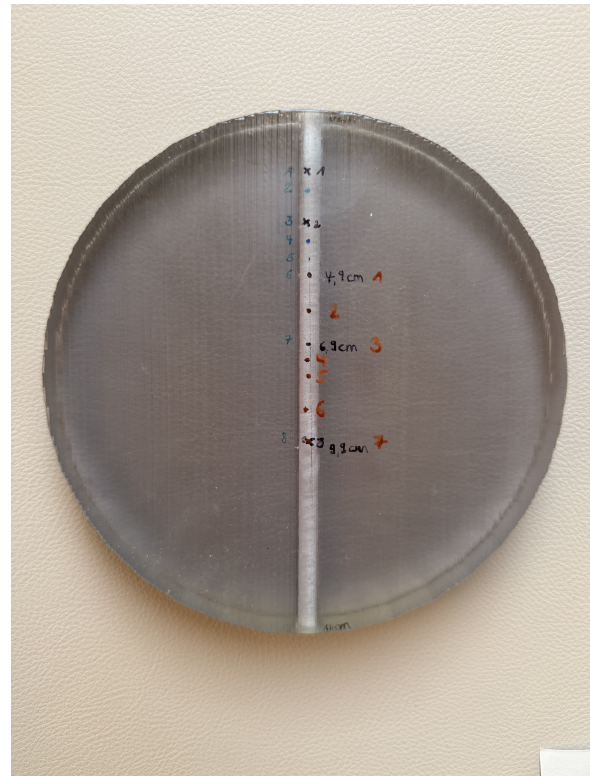
Abbildung 7: Abbildung 7 zeigt den Versuchsaufbau der 1. Testmessung in drei Ansichten. Das linke obere Bild zeigt die Positionierung des Testphantoms und der Messscheibe an Position 1, 0°. Das rechte obere Bild zeigt den von uns verwendende Röntgenprüfkörper, der initial zur Findung der Messpunkte mit messbarer Dosis diente. Im unteren Bild sind die auf Grundlage der Prüfkörpermarkierungen ausgewählten Messpunkte (blau) dargestellt; der rote Punkt kennzeichnet das in dieser 1. Testmessung identifizierte Dosismaximum.

Quelle: Eigene Aufnahme; © Franziska Schindler, 2025.

Die Ionisationskammer detektiert die Röntgenstrahlung an ihrer Spitze. Die Messpunkte der ersten Testreihe orientieren sich an einem Prüfkörper für Panoramaschichtgeräte, siehe Abbildung 6 und 7. Übertragen auf die gedruckte Scheibe ergeben sich drei Messpunkte. Für jeden Messpunkt wird eine Panoramaschichtaufnahme durchgeführt. Um eine Tiefendosiskurve erstellen zu können sind weitere Punkte notwendig. Die weiteren Messpunkte orientieren sich an den bereits festgelegten Punkten 1,2 und 3. Auf sieben Messpunkte erweitert ergeben sich folgende Werte:



(a) Abbildung 8a zeigt eine nähere Aufnahme des verwendeten Röntgenprüfkörpers. Die Punkte 1, 2 und 3 kennzeichnen die initial festgelegten Messpunkte.



(b) Abbildung 8b zeigt die Messscheibe mit allen Messpunkten der Testmessungen. Die anhand des Prüfkörpers ermittelten drei Referenzpunkte sind zentral am Bohrkanal mit einem Kreuz und den Ziffern 1-3 markiert. Die acht Dosismesspunkte des zweiten Testdurchlaufs in türkiser Farbe auf der linken Seite des Bohrkanals die sieben Messpunkte des dritten Testdurchlaufs in orange.

Abbildung 8: Abbildung 8 zeigt den Prüfkörper, der zur Bestimmung der ersten Messpunkte diente (links). Rechts sind jeweils die Messpunkte aller Testdurchläufe dargestellt.

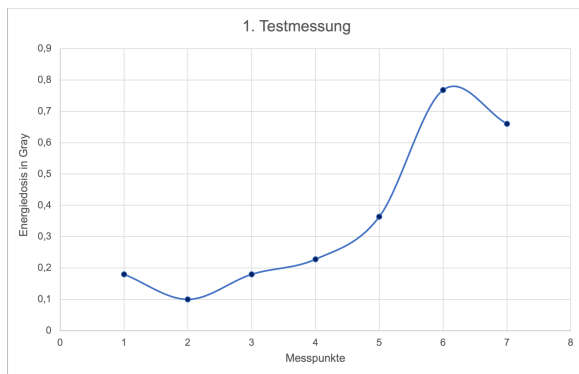
Quelle: Eigene Aufnahme; © Franziska Schindler, 2025.

Tabelle 4: Erste Testmessung: (a) Rohdaten, (b) Neudefinition und (c) reale Abstände

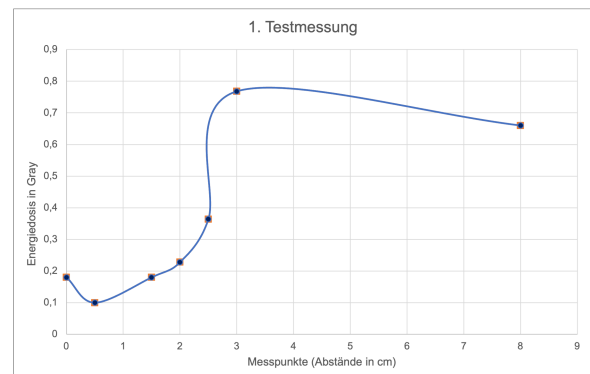
(a) Messergebnisse der ersten Testmessung		(b) Neu definierte Messpunkte (vgl. Tab. 4a)		(c) Reale Abstände am Testphantom in cm	
Messpunkt	[mGy]	Messpunkt	[mGy]	Abstand [cm]	[mGy]
Punkt 1*	0,180	Punkt 1*	0,180	0*	0,180
+ 0,5 cm	0,100	Punkt 2	0,100	0,5	0,100
Punkt 2*	0,180	Punkt 3*	0,180	1,5*	0,180
+ 0,5 cm	0,228	Punkt 4	0,228	2,0	0,228
+ 0,5 cm	0,364	Punkt 5	0,364	2,5	0,364
+ 0,5 cm	0,768	Punkt 6	0,768	3,0	0,768
Punkt 3*	0,660	Punkt 7*	0,660	8,0*	0,660

**alle Messpunkte mit einem Sternchen entsprechen den in Abbildung 8 markierten Referenzpunkten des Prüfkörpers. Alle übrigen Messpunkte wurden durch Verschieben der Ionisationskammer in definierten Zentimeterschritten festgelegt.*

Um die Messergebnisse grafisch darstellen zu können wurden in Tabelle 4b die Messpunkte umbenannt und in Tabelle 4c die Messpunkte durch Tiefenangaben in Zentimetern definiert. Die Zentimeterangaben entsprechen dabei immer die Verschiebung der Ionisationskammer im Messkanal der Testscheibe.



(a) Tiefendosiskurve der ersten Testmessung. Die Messpunkte sind gemäß Tabelle 3b definiert (P1–P7). Die y-Achse zeigt die Energiedosis [mGy], die x-Achse die sieben Messpunkte der Messreihe.



(b) Darstellung der Tiefendosis in Bezug auf die in Tabelle 3c definierten realen Abstände in Zentimetern. Zur Visualisierung wurde eine Spline-basierte Glättung (Excel) verwendet; rein optische Darstellung, keine mathematisch definierte Interpolation.

Quelle: Eigene Darstellung; © Franziska Schindler, 2025.

Abbildung 9: Vergleich der Darstellungen der ersten Testmessung: Messpunkt-basiert (a) und abstandsbasierend (b).

Die Messwerte der definierten sieben Punkte zeigen ein Dosismaximum an Punkt 6 bzw. in einer Tiefe von 3 Zentimetern ausgehend von Messpunkt 1. In Bezug auf die Anatomie des menschlichen Schädels zeigt sich ein Dosismaximum im oralen Bereich – vor allem im Bereich der Frontzähne und des Mundvorhofs. In Abbildung 7 ist der Ort der höchsten gemessenen Dosis durch einen roten Punkt gekennzeichnet. Die folgenden zwei Testdurchläufe dienen der präziseren Bestimmung der Tiefendosiskurve sowie der Identifikation weiterer Dosismaxima.

4.1.2 Ergebnisse 2. Testdurchlauf

Der Fokus der zweiten Testmessung lag darauf, die gesamte Ebene abzutasten, auf der sich die Testscheibe befindet. Konkret bedeutet dies, dass Messungen an mehreren Punkten auf Höhe der Okklusionsebene durchgeführt wurden, um die Ausdehnung des Dosisfeldes zu bestimmen.

Durch diese Messungen sollte ermittelt werden, an welchen Positionen innerhalb der Panoramaschichtaufnahme Dosisspitzen auftreten. Dies war für uns von Bedeutung, um potenzielle lokale Maxima der Strahlenexposition zu identifizieren und deren räumliche Verteilung zu analysieren. Die gewonnenen Daten liefern eine Grundlage für die Beurteilung der Dosisverteilung innerhalb der Schicht und ermöglichen eine genauere Charakterisierung des Dosisprofils in der relevanten Ebene.

Ein weiteres Ziel lag darin, die Methodik der Tiefendosismessung zu überprüfen. Es sollte evaluiert werden, ob die angewandte Messmethode zuverlässig Dosisspitzen innerhalb der Panoramaschichtaufnahme identifizieren kann und ob sich das Dosisprofil konsistent rekonstruieren lässt.

Tabelle 5: Tabelle 5 zeigt die gemessene Energiedosis in unterschiedlicher Tiefe. Die Ionisationskammer befindet sich an Position 1. Die in Zentimetern angegebenen Messpunkte beziehen sich auf den Abstand zwischen dem dorsalen Rand der Messscheibe und der Messspitze der Ionisationskammer. Die Kammer wurde von ventral eingeführt und in definierten Schritten in ventrale Richtung herausgezogen. Der Messpunkt in 1,8cm tiefe kennzeichnet somit den dorsalsten Messpunkt in diesem Messdurchlauf. Er befindet sich anatomisch im Bereich des Hinterkopfes des Patientin. Alle Messpunkte befinden sich anatomisch auf der Höhe der Okklusionsebene. Je weiter die Ionisationskammer nach ventral bewegt wird, desto mehr nähert man sich den anatomischen Regionen, die für Zahnmediziner/-innen von Bedeutung sind.

Messpunkt	Energiedosis [mGy]
1,8 cm	0,100
2,4 cm	0,112
3,3 cm	0,156
3,9 cm	0,160
4,4 cm	0,252
4,9 cm	0,530
9,9 cm	0,608

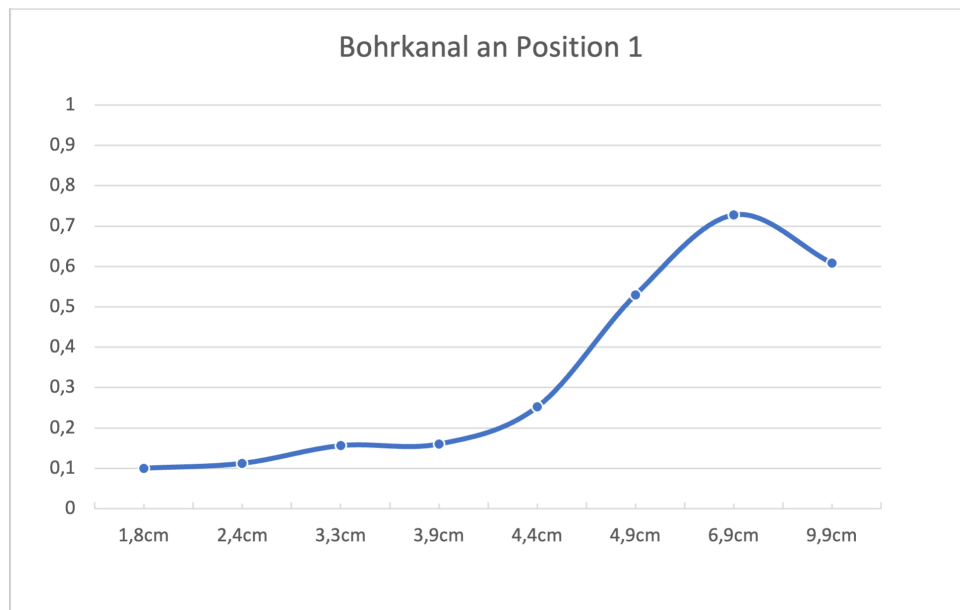


Abbildung 10: Grafische Darstellung der Ergebnisse aus Tabelle 5. Die X-Achse zeigt die Tiefe der Ionisationskammer in Zentimetern [cm] von dorsaler in ventrale Richtung. Die Y-Achse die jeweils gemessene Energiedosis in Milligray [mGy]. Zur Darstellung des Dosisverlaufs in der zweiten Testmessung wurde ebenfalls eine Spline-basierte Glättung mittels Excel durchgeführt, um den Trend der Verteilung sichtbar zu machen. Die Kurve dient ausschließlich der Visualisierung und stellt keine funktionale Interpolation dar. Die Ionisationskammer befindet sich an Position 1, 0°

Quelle: Eigene Darstellung; © Franziska Schindler, 2025.

Tabelle 6: Energiedosis [mGy] in definierter Tiefe [cm]; Ionisationskammer an Position 2; jeder Messpunkt wurde doppelt gemessen (Messung und Kontrollmessung).

Messpunkt	1. Messung [mGy]	Kontrolle [mGy]
1,8 cm	0,044	0,036
2,4 cm	0,096	0,100
3,3 cm	0,132	0,140
3,9 cm	0,152	0,176
4,4 cm	0,220	0,220
4,9 cm	0,248	0,272
6,9 cm	0,844	0,750
9,9 cm	0,756	0,764

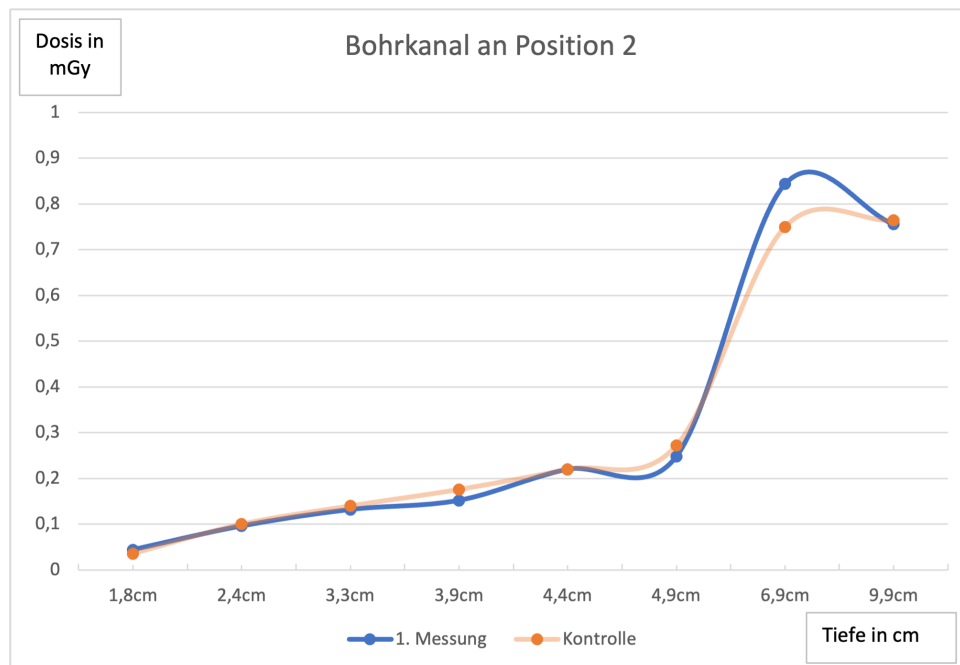


Abbildung 11: Grafische Darstellung der Ergebnisse aus Tabelle 6. Die Ionisationskammer befindet sich an Position 2, -45°

Quelle: Eigene Darstellung; © Franziska Schindler, 2025.

Tabelle 7: Energiedosis [mGy] in definierter Tiefe [cm]; Ionisationskammer an Position 3; jeder Messpunkt wurde doppelt gemessen (Messung und Kontrollmessung).

Messpunkt	1. Messung [mGy]	Kontrolle [mGy]
1,8 cm	0,048	0,040
2,4 cm	0,104	0,080
3,3 cm	0,140	0,136
3,9 cm	0,164	0,160
4,4 cm	0,188	0,184
4,9 cm	0,220	0,220
6,9 cm	0,724	0,716
9,9 cm	0,804	0,804

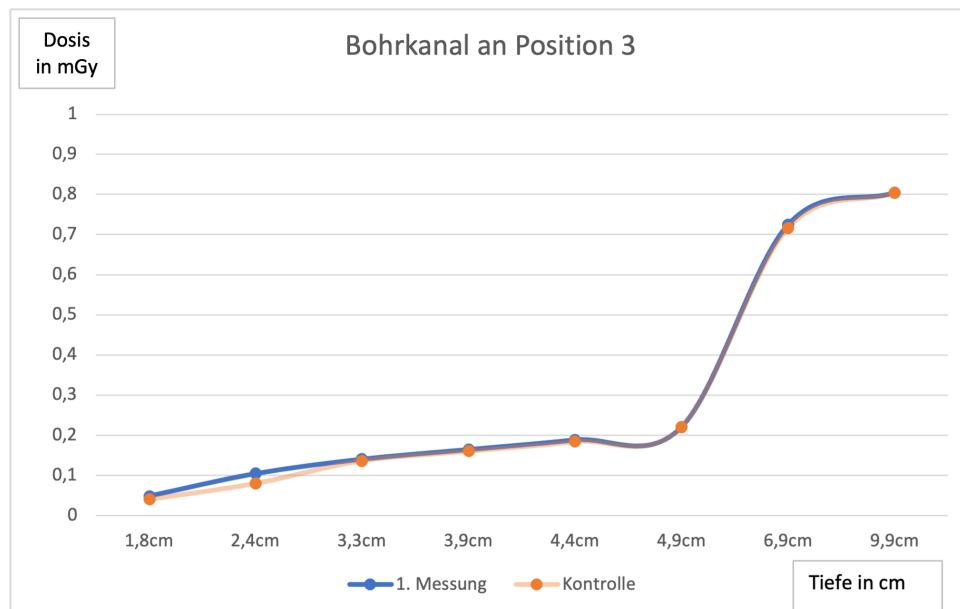


Abbildung 12: Grafische Darstellung der Ergebnisse aus Tabelle 7. Die Ionisationskammer befindet sich an Position 3, 45°

Quelle: Eigene Darstellung; © Franziska Schindler, 2025.

Tabelle 8: Energiedosis [mGy] in definierter Tiefe [cm]; Ionisationskammer an Position 4; jeder Messpunkt wurde doppelt gemessen (Messung und Kontrollmessung).

Messpunkt	1. Messung [mGy]	Kontrolle [mGy]
1,8 cm	0,184	0,172
2,4 cm	0,192	0,200
3,3 cm	0,252	0,253
3,9 cm	0,272	0,272
4,4 cm	0,288	0,292
4,9 cm	0,316	0,316
6,9 cm	0,768	0,760
9,9 cm	0,330	0,376

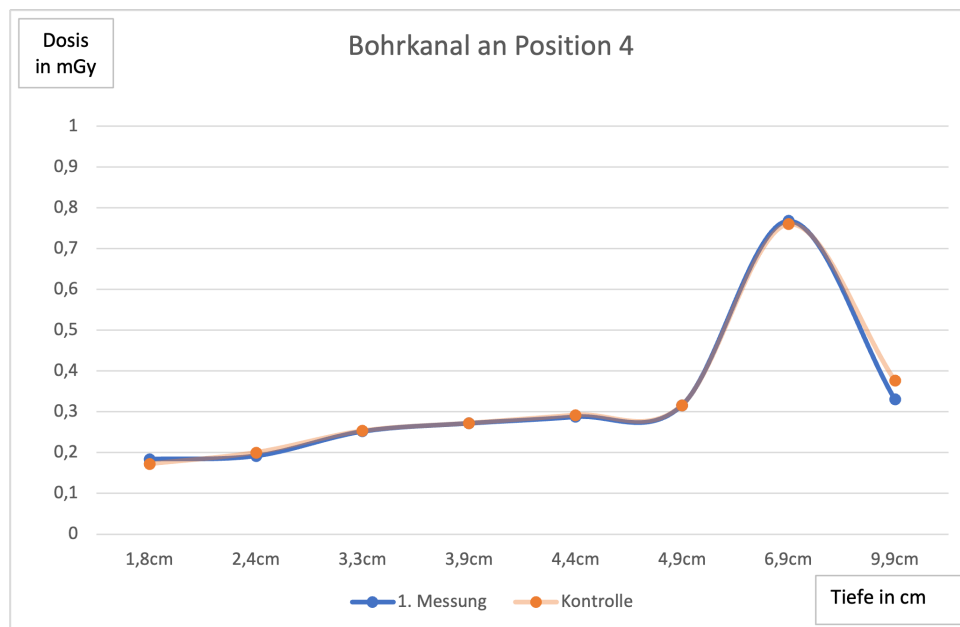


Abbildung 13: Grafische Darstellung der Ergebnisse aus Tabelle 8. Die Ionisationskammer befindet sich an Position 4, 90°

Quelle: Eigene Darstellung; © Franziska Schindler, 2025.

Alle Graphen zeigen einen ähnlichen Verlauf und weisen Dosismaxima in einer Tiefe von 6,9 cm bis 9,9 cm auf. Übertragen auf die Anatomie des Menschen entspricht dieser Bereich dem Zahnbogen und somit der Schicht scharfer Darstellung innerhalb der Panoramaschichtaufnahme. Die Messmethodik bestätigt somit die erwartete Position der Dosisspitzen.

Die Messwerte zeigen, dass die Dosis bei einer Tiefe von 9,9 cm an den Positionen 1, 2 und 4 bereits wieder abflacht. An Position 3 hingegen wurde das Maximum erst bei 9,9 cm erreicht. Die Kurven zeigen, dass die Dosiswerte mit zunehmender Annäherung an die Mitte des Zahnbogens zunächst langsam ansteigen, bevor sie einen relativ starken Anstieg (Dosisprung) zeigen. Je näher sich die Ionisationskammer dem Zahnbogen nähert, desto höher ist die registrierte Dosis. Dies weist darauf hin, dass der Bereich, in dem Dosis detektiert werden kann, weit über den darzustellenden Zahnbogen hinaus geht.

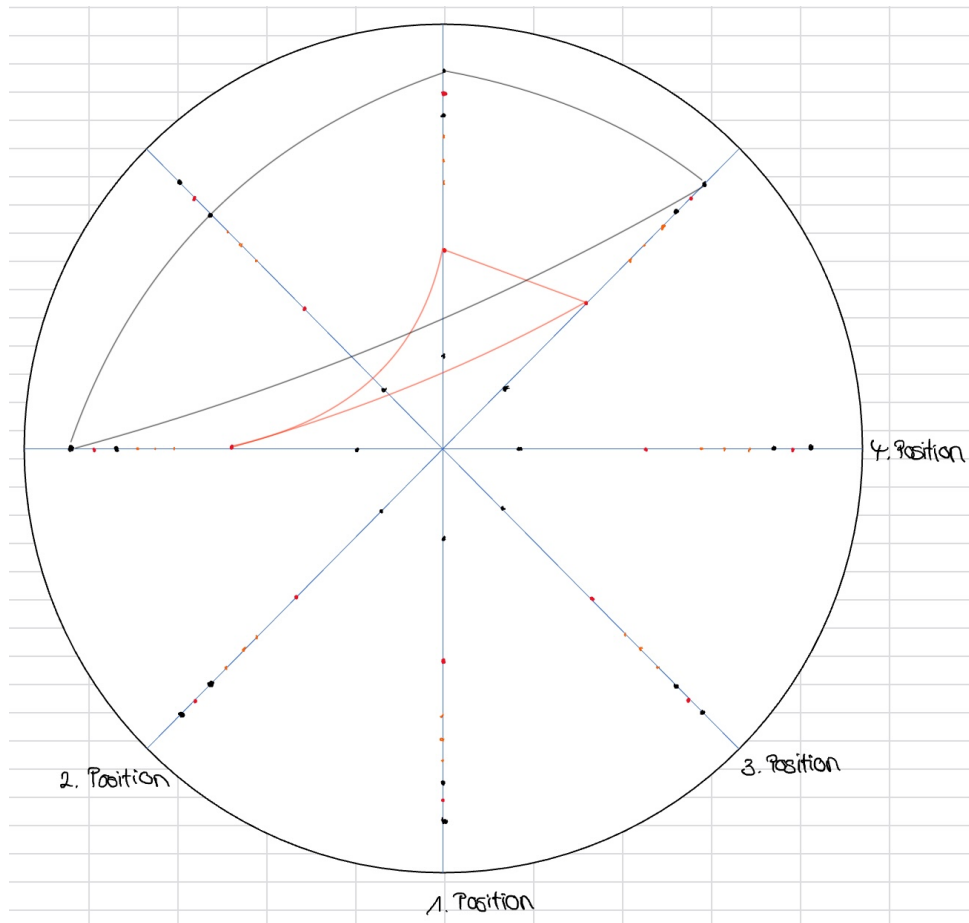


Abbildung 14: In Abbildung 14 werden die Beobachtungen der Testmessungen schematisch dargestellt. Dargestellt ist die Messscheibe, von oben betrachtet. Die Punkte mit der niedrigsten Dosis (schwarze Linien) sowie die Punkte mit der höchsten Dosis (rote Linien) wurden miteinander verbunden. Die schwarzen Linien markieren die äußeren Begrenzungen des Strahlenfeldes, also den Bereich, in dem überhaupt noch messbare Dosis detektiert werden konnte. Dieser Bereich gibt somit Aufschluss über die Ausdehnung des Dosisbereiches auf Höhe der Okklusionsebene. Die roten Linien hingegen kennzeichnen den 'Hochdosisbereich', in dem die Ionisationskammer die maximale Energiedosis detektiert hat. Diese Zone entspricht dem Zielbereich der Panoramaschichtaufnahme - also dem Bereich, in dem sich die anatomischen Strukturen befinden, die für die Behandler scharf abgebildet werden sollen. Da die Messungen nur auf einer Seite der Messscheibe durchgeführt wurden, kann - unter der Annahme einer symmetrischen Strahlenführung - davon ausgegangen werden, dass die Verteilung an der vertikalen Mittelachse gespiegelt werden kann. Auf diese Weise lässt sich der gesamte Dosisbereich rekonstruieren.

Quelle: Eigene Darstellung; © Franziska Schindler, 2025.

4.1.3 Ergebnisse 3. Testdurchlauf

Der dritte Testdurchlauf diente der genaueren Lokalisierung möglicher Dosisspitzen. Aufbauend auf den Ergebnissen des zweiten Testdurchlaufs wurden zusätzliche Messpunkte in einer Tiefe zwischen 4,9 cm und 9,9 cm- festgelegt – also genau dort, wo zuvor die höchsten Dosiswerte festgestellt worden waren.

Ein weiterer Fokus dieses Testdurchlaufs lag auf der Überprüfung der Detektion unterschiedlicher Röhrenspannungen durch die Ionisationskammer. Zu diesem Zweck wurden Messungen bei zwei verschiedenen Röhrenspannungen durchgeführt, bei 90 Kilovolt und 64 Kilovolt [kV]. Diese Messungen sollten klarstellen, ob die Ionisationskammer in der Lage ist, Unterschiede im Energiebereich zuverlässig zu detektieren.

Wie die Ergebnisse des zweiten Testdurchlaufs zeigen, steigt die gemessene Dosis ab einer Lagetiefe der Ionisationskammer von 4,9 cm kontinuierlich an. In Abbildung 15 (Ionisationskammer an Position 1) ist zu erkennen, dass die Dosiszunahme ab einer Messtiefe von 6,9 cm abflacht. In den Abbildungen 16 und 17 hingegen steigt die Dosis ab einer Tiefe von 6,9 cm weiter an und erreicht bei 9,9 cm ihren jeweiligen Maximalwert.

In Abbildung 19, bei der die Ionisationskammer an Position 4 im Testmodell liegt, zeigt sich ein anderes Verhalten: Hier flacht die Kurve bereits ab einer Messtiefe von 8,9 cm ab, was auf eine frühere Sättigung der Dosisentwicklung in diesem Bereich hindeuten könnte.

Deutlich zu erkennen ist, dass die Kurvenverläufe bei den unterschiedlichen Röhrenspannungen 64 kV und 90 kV in Abbildung 16, 17 und 18 nahezu parallel verlaufen. Dabei zeigen die Messungen bei der niedrigeren applizierten Spannung von 64 kV erwartungsgemäß eine geringere Dosis, was sich in einem entsprechend tieferliegenden Kurvenverlauf widerspiegelt. Dies bestätigt die Funktionsfähigkeit der Ionisationskammer zur Unterscheidung zwischen unterschiedlichen Energiebereichen.

Lediglich in Abbildung 15 verlaufen die beiden Kurven nahezu identisch. Dieses abweichende Verhalten könnte auf einen Fehler im Messablauf oder eine technische Ungenauigkeit bei der Positionierung der Ionisationskammer beziehungsweise Kalibrierung der Messapparatur hinweisen.

Tabelle 9: Die Tabelle zeigt die Energiedosis in Miligray bei variierenden Röhreneinstellungen; Messung in festgelegter Einführungstiefe der Ionisationskammer (Abstand vom dorsalen Rand der Messscheibe, in cm). Die Ionisationskammer befindet sich an Position 1, 0° im Bohrkanal der Messscheibe.

Messpunkt	90 kV / 6 mA [mGy]	64 kV / 8 mA [mGy]
4,9 cm	0,270	0,331
5,9 cm	0,600	0,596
6,9 cm	0,872	0,712
7,4 cm	0,812	0,769
7,9 cm	0,736	0,732
8,9 cm	0,700	0,612
9,9 cm	0,664	0,600

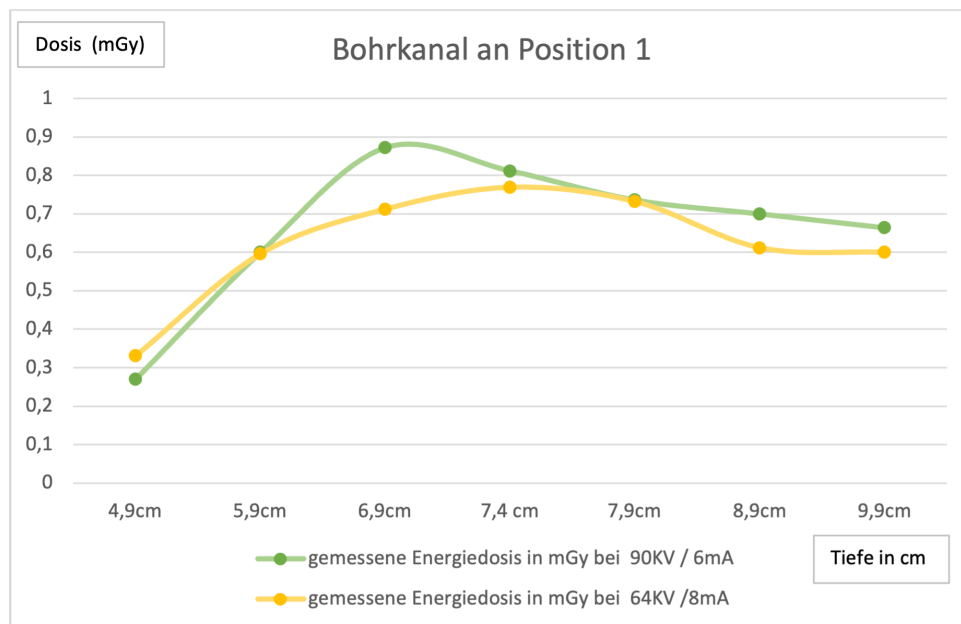


Abbildung 15: Tiefendosiskurve des dritten Testdurchlaufs (Bohrkanal Position 1). Die gelben Punkte markieren die gemessene Energiedosis an definierten Tiefenpositionen der Ionisationskammer in der Messscheibe. Die durchgezogene Kurve ist eine Spline-basierte Glättung (Excel) zur reinen Visualisierung und keine funktionale Interpolation. Die grüne Kurve zeigt die Messreihe bei einer Röhreneinstellung von 90 kV und 6 mA.

Hinweis: Tabelle 9 gehört zu Abbildung 15.

Quelle: Eigene Darstellung; © Franziska Schindler, 2025.

Tabelle 10: Die Tabelle zeigt die Energiedosis in Miligray bei variierenden Röhreneinstellungen; Messung in festgelegter Einführungstiefe der Ionisationskammer (Abstand vom dorsalen Rand der Messscheibe, in cm). Die Ionisationskammer befindet sich an Position 2, -45° im Bohrkanal der Messscheibe.

Messpunkt	90 kV / 6 mA [mGy]	64 kV / 8 mA [mGy]
4,9 cm	0,308	0,172
5,9 cm	0,504	0,292
6,9 cm	0,728	0,428
7,4 cm	0,720	0,424
7,9 cm	0,736	0,376
8,9 cm	0,740	0,400
9,9 cm	0,812	0,404

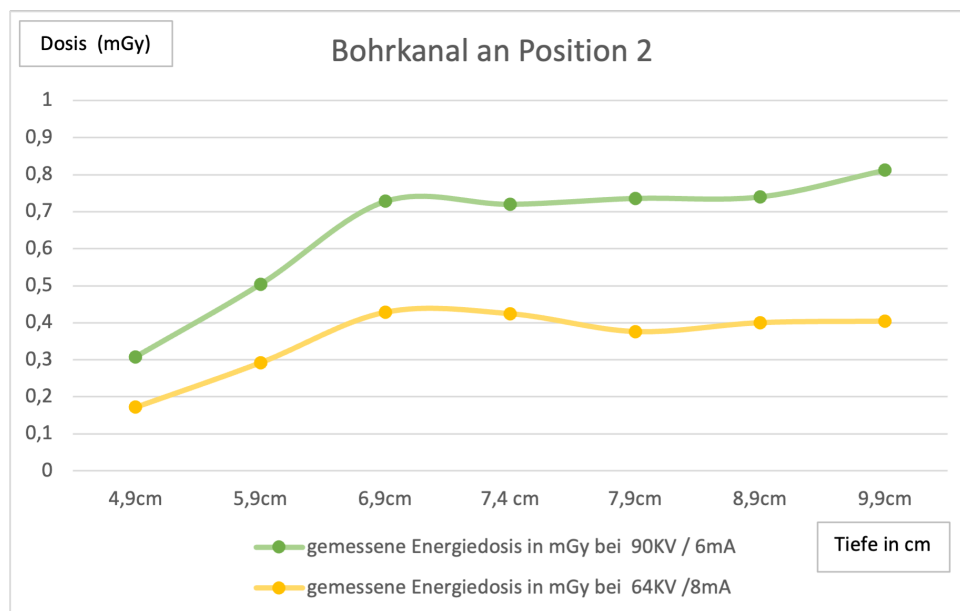


Abbildung 16: Tiefendosiskurve gemäß Tabelle 10 des 3. Testdurchlaufes. Bohrkanal an Position 2

Hinweis: Tabelle 10 gehört zu Abbildung 16.

Quelle: Eigene Darstellung; © Franziska Schindler, 2025.

Tabelle 11: Die Tabelle zeigt die Energiedosis in Miligray bei variierenden Röhreneinstellungen; Messung in festgelegter Einführungstiefe der Ionisationskammer (Abstand vom dorsalen Rand der Messscheibe, in cm). Die Ionisationskammer befindet sich an Position 3, 45° im Bohrkanal der Messscheibe.

Messpunkt	90 kV / 6 mA [mGy]	64 kV / 8 mA [mGy]
4,9 cm	0,286	0,116
5,9 cm	0,340	0,176
6,9 cm	0,680	0,376
7,4 cm	0,696	0,400
7,9 cm	0,688	0,396
8,9 cm	0,728	0,420
9,9 cm	0,788	0,448

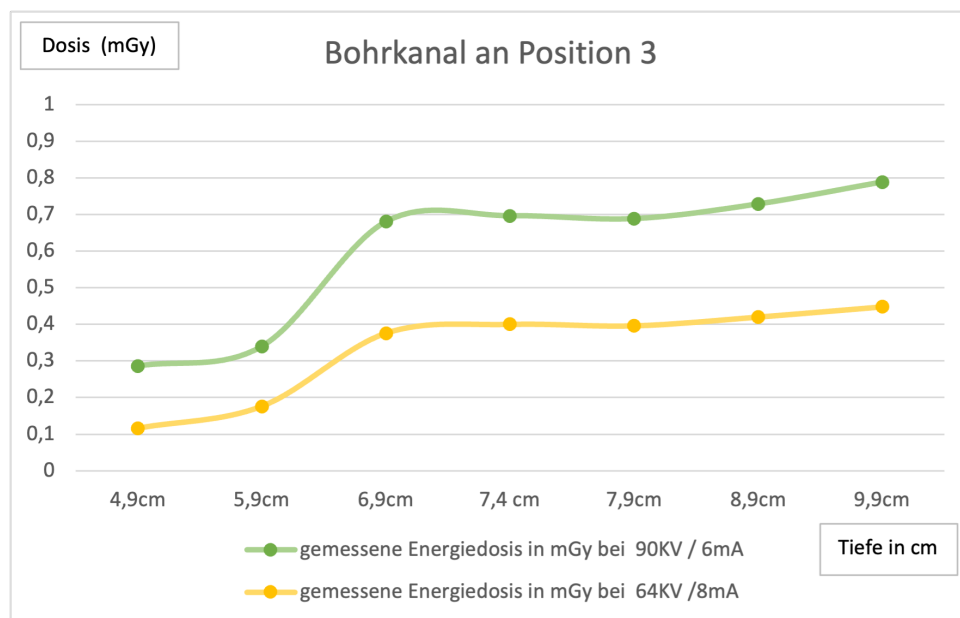


Abbildung 17: Tiefendosiskurve gemäß Tabelle 11 des 3. Testdurchlaufes. Ionisationskammer an Position 3

Hinweis: Tabelle 11 gehört zu Abbildung 17.

Quelle: Eigene Darstellung; © Franziska Schindler, 2025.

Tabelle 12: Die Tabelle zeigt die Energiedosis in Miligray bei variierenden Röhreneinstellungen; Messung in festgelegter Einführungstiefe der Ionisationskammer (Abstand vom dorsalen Rand der Messscheibe, in cm). Die Ionisationskammer befindet sich an Position 4, 90° im Bohrkanal der Messscheibe.

Messpunkt	90 kV / 6 mA [mGy]	64 kV / 8 mA [mGy]
4,9 cm	0,304	0,164
5,9 cm	0,360	0,196
6,9 cm	0,724	0,396
7,4 cm	0,740	0,416
7,9 cm	0,752	0,428
8,9 cm	0,740	0,404
9,9 cm	0,384	0,204

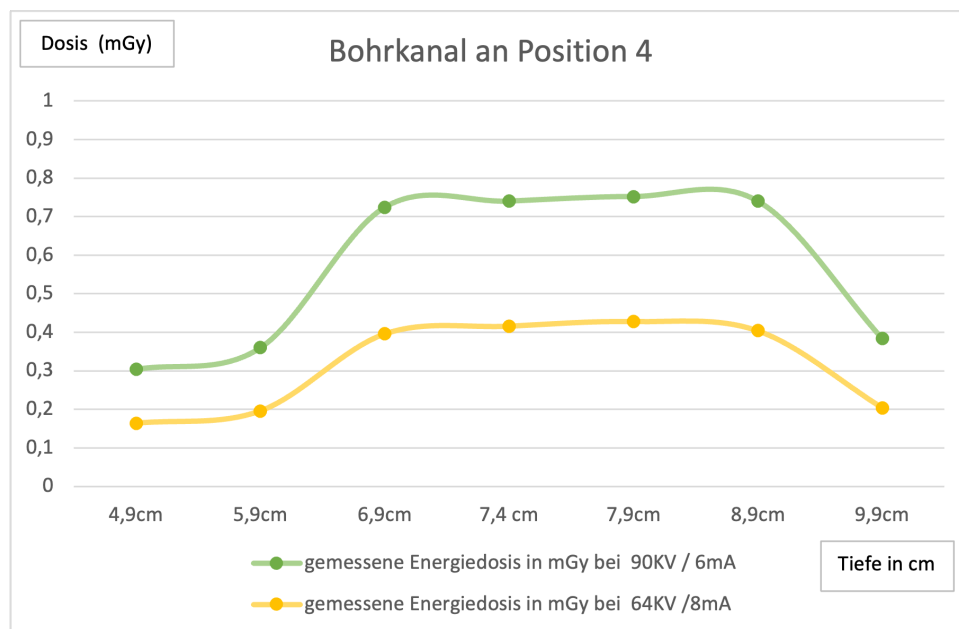


Abbildung 18: Tiefendosiskurve gemäß Tabelle 12 des 3. Testdurchlaufes. Bohrkanal an Position 4

Hinweis: Tabelle 12 gehört zu Abbildung 18.

Quelle: Eigene Darstellung; © Franziska Schindler, 2025.

Die Ergebnisse der drei aufeinander aufbauenden Testmessungen zeigen übereinstimmend, dass die höchsten Dosiswerte – in anatomischer Zuordnung – im Bereich des Zahnbogens liegen. Außerdem ließ sich messbare Dosis auch in weiteren, über den Zahnbogen hinausgehenden anatomischen Regionen nachweisen. Die Tiefendosiskurven aller Positionen der Ionisationskammer weisen Dosismaxima im Bereich von 6,9 cm bis 9,9 cm im Testphantom auf, wobei die Messwerte ab einer Tiefe von 4,9 cm in ventrale Messrichtung deutlich ansteigen. In den meisten Fällen konnten Unterschiede in den applizierten Röhrenspannungen (64 kV vs. 90 kV) durch die Ionisationskammer detektiert werden. Lediglich an einer Messposition (Ionisationskammer an Position 1) verliefen die Kurven nahezu identisch, was auf mögliche Messungenauigkeiten

oder systematische Einflüsse zurückzuführen ist. Insgesamt belegen die Ergebnisse, dass das Dosisfeld über den eigentlichen Zielbereich, den Zahnbogen, das Kiefergelenk und Teile des Sinus maxillaris hinaus reicht. Die Testmessungen bestätigen, dass die Methodik funktioniert und die von uns gewählte Ionisationskammer in der Lage ist die vergleichsweise niedrigen Dosen zu detektieren. Die Ergebnisse bilden eine fundierte Grundlage für die nachfolgenden Messungen am Alderson-RANDO-Phantom und bestätigen die Funktionsfähigkeit von Messmethodik und Versuchsaufbau zur Bestimmung der absorbierten Dosis.

4.2 Hauptversuch mit dem Alderson-Rando-Phantom: Absorbierte Dosis

Die absorbierten Dosen zeigten eine relativ große Variation zwischen den verschiedenen Röntgengeräten und unterschieden sich signifikant ($p_{\text{Friedman}} < 0,001$). Die durchschnittliche effektive Dosis, die in der Orbita berechnet wurde, war beim Veraview X800-Gerät am höchsten ($4,24 \mu\text{Sv}$) und beim Orthophos XG Plus am niedrigsten ($0,88 \mu\text{Sv}$). Die Schilddrüsendosen waren sehr niedrig, wobei die höchste effektive Dosis für die Schilddrüse beim ProMax 2D Classic-Gerät beobachtet wurde ($1,45 \mu\text{Sv}$) (Tab. 3). Die mAs-Produkte lagen zwischen 85,2 (Orthophos XG Plus) und 142,2 (ProMax 2D Classic).

Zusammenfassung der Berechnungsschritte in dieser Studie

1. Die Energiedosis D_T wurde direkt mit einer Ionisationskammer gemessen.
2. Da der Strahlungswichtungsfaktor für Röntgenstrahlung $w_R = 1$ ist, entspricht die Äquivalentdosis der Energiedosis ($H_T = D_T$).
3. Die effektive Dosis wurde aus den gemessenen Äquivalentdosen durch Multiplikation mit den Gewebewichtungsfaktoren berechnet.

Tabelle 13: Messungen der absorbierten Dosis W_T (μGy), die der Äquivalentdosis D_E (μSv) entsprechen

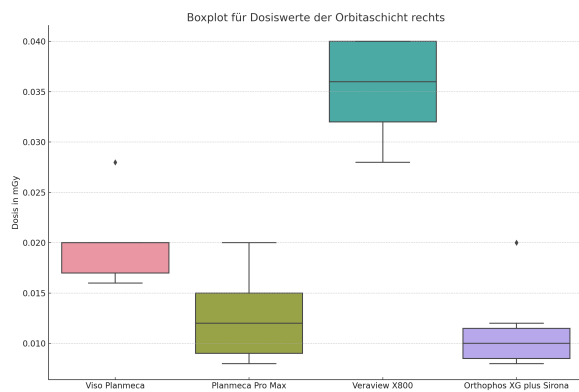
Röntgengerät	Messpunkt	1. Mes- sung	2. Mes- sung	3. Mes- sung	4. Mes- sung	5. Mes- sung	6. Mes- sung
Viso G7	Schilddrüse re.	—	28	16	32	20	16
	Schilddrüse li.	16	16	8	4	4	8
	Augenlinse re.	20	28	16	20	20	16
	Augenlinse li.	12	8	12	12	12	12
Pro Max 2D Classic	Schilddrüse re.	40	40	40	36	36	40
	Schilddrüse li.	32	36	32	32	40	32
	Augenlinse re.	20	12	8	16	12	16
	Augenlinse li.	24	20	20	16	20	12
Veraview X800	Schilddrüse re.	28	36	28	30	16	24
	Schilddrüse li.	12	28	20	20	20	24
	Augenlinse re.	32	28	32	40	40	40
	Augenlinse li.	36	40	36	36	32	32
Orthophos XG Plus	Schilddrüse re.	4	4	—	8	4	8
	Schilddrüse li.	—	8	12	12	8	8
	Augenlinse re.	12	20	10	8	10	8
	Augenlinse li.	4	8	8	10	8	6

Bereits veröffentlicht in [59]

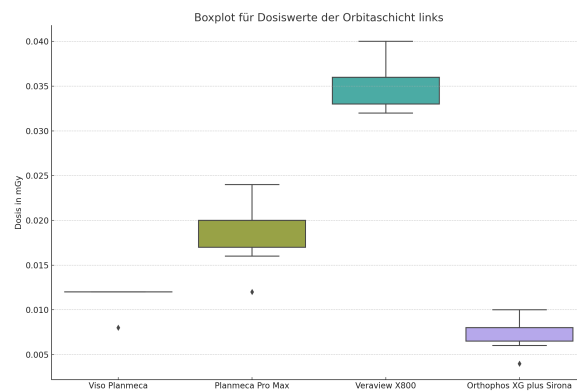
Tabelle 14: Mittelwert und Standardabweichung von W_T (μGy)/Äquivalentdosis D_E (μSv) pro anatomischer Region

Gerät	Augenlinse (rechts/links)	Schilddrüse (rechts/links)
Viso G7	15,67 ± 5,28	21,33 ± 6,39
Pro Max 2D Classic	15,67 ± 5,02	36,33 ± 3,45
Veraview X800	35,33 ± 3,94	24,83 ± 7,19
Orthophos XG Plus	9,33 ± 3,77	7,56 ± 2,95

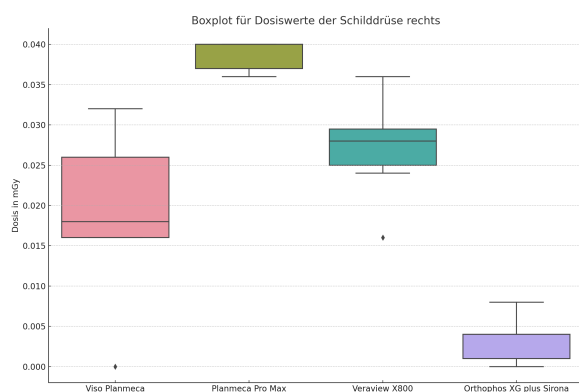
Bereits veröffentlicht in [59]



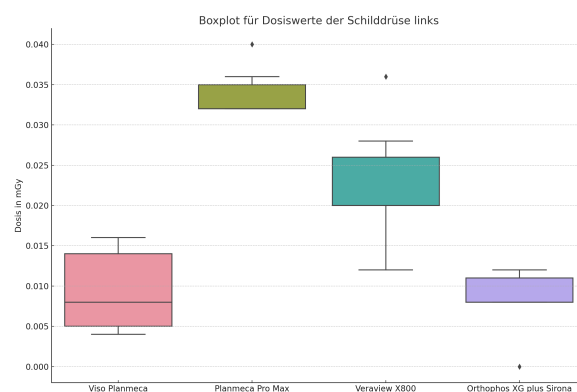
(a) Augenlinse rechts



(b) Augenlinse links



(c) Schilddrüsenlappen rechts



(d) Schilddrüsenlappen links

Abbildung 19: Absorbierte Dosen für Augenlinse und Schilddrüse, gemessen an allen vier Panoramaröntgengeräten. Y-Achse: Energiedosis [mGy], X-Achse: Panoramaröntgengeräte. Die vier Teilabbildungen zeigen (a) Augenlinse rechts, (b) Augenlinse links, (c) Schilddrüsenlappen rechts, (d) Schilddrüsenlappen links.

Erstellung: Python (pandas/matplotlib) und R (ggplot2).

Röntgengerät	Schilddrüse	Augenlinse rechts	Augenlinse links
Viso G7	0.64	2.4	1.36
ProMax 2D Classic	1.46	1.52	2.24
Veraview X800	0.96	4.24	4.24
Orthophos XG Plus	0.30	1.36	0.88

Tabelle 15: Effektive Dosis [μ Sv], berechnet für die in dieser Studie kritischen Organe

Bereits veröffentlicht in [59]

4.3 Vergleich der Panoramaschichtgeräte

Die Durchführung des statistischen Mann-Whitney-U-Tests ermöglichte paarweise Vergleiche zwischen den einzelnen Röntgengeräten. Dabei wurden signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) in bestimmten Messgruppen festgestellt und sind in den Tabellen 16 - 19 aufgeführt.

Im Anschluss daran veranschaulicht eine Heatmap-Analyse die Ergebnisse sämtlicher Gerätekombinationen. Daraus geht hervor, zwischen welchen Röntgengeräten keine signifikanten Unterschiede bestehen.

4.3.1 Orbitaschicht rechts

Signifikante Unterschiede p-Werte ($p < 0.05$) wurden zwischen allen Geräten festgestellt, insbesondere zwischen Planmeca Pro Max und Veraview X800, sowie zwischen Veraview X800 und Orthophos Sirona XG Plus.

Tabelle 16: Gerätevergleich: Orbitaschicht rechts

Gerätepaar	p-Wert
Viso Planmeca vs Planmeca Pro Max	0.032
Viso Planmeca vs Veraview X800	0.006
Viso Planmeca vs Orthophos Sirona XG Plus	0.022
Planmeca Pro Max vs Veraview X800	0.005
Veraview X800 vs Orthophos Sirona XG Plus	0.005

4.3.2 Orbitaschicht links

Die Orbitaschicht links zeigt ähnliche signifikante Unterschiede, besonders markant zwischen Viso Planmeca und Veraview X800.

Tabelle 17: Gerätevergleich: Orbitaschicht links

Gerätepaar	p-Wert
Viso Planmeca vs Planmeca Pro Max	0.010
Viso Planmeca vs Veraview X800	0.003
Viso Planmeca vs Orthophos Sirona XG Plus	0.011
Planmeca Pro Max vs Veraview X800	0.004
Planmeca Pro Max vs Orthophos Sirona XG Plus	0.004
Veraview X800 vs Orthophos Sirona XG Plus	0.004

4.3.3 Schilddrüse rechts

Signifikante Unterschiede fanden sich vor allem zwischen Viso Planmeca und Planmeca Pro Max und zwischen Planmeca Pro Max und Orthophos Sirona XG Plus.

Tabelle 18: Gerätevergleich: Rechter Schilddrüsenlappen

Gerätepaar	p-Wert
Viso Planmeca vs Planmeca Pro Max	0.004
Viso Planmeca vs Orthophos Sirona XG Plus	0.042
Planmeca Pro Max vs Veraview X800	0.007
Planmeca Pro Max vs Orthophos Sirona XG Plus	0.004
Veraview X800 vs Orthophos Sirona XG Plus	0.005

4.3.4 Schilddrüse links

Signifikante Unterschiede wurden zwischen Viso Planmeca und Planmeca Pro Max, sowie zwischen Planmeca Pro Max und Sirona XG Plus .

Tabelle 19: Gerätevergleich: Linker Schilddrüsenlappen

Gerätepaar	p-Wert
Viso Planmeca vs Planmeca Pro Max	0.004
Viso Planmeca vs Veraview X800	0.012
Planmeca Pro Max vs Veraview X800	0.032
Planmeca Pro Max vs Orthophos Sirona XG Plus	0.004
Veraview X800 vs Orthophos Sirona XG Plus	0.007

Diese Ergebnisse weisen darauf hin, dass es zwischen den vier Röntgengeräten signifikante Unterschiede in den Dosiswerten gibt.

Um den paarweisen Vergleich der gemessenen Dosis zwischen allen Röntgengeräten an vier unterschiedlichen Messpunkten darzustellen (Orbitaschicht rechts, Orbitaschicht links, Schilddrüse rechts und Schilddrüse links), wurden vier Heatmaps erstellt (Abb. 20 - 23). Diese visualisieren die p-Werte der statistischen Tests und verdeutlichen signifikante Unterschiede zwischen den Geräten.

In den Heatmaps weisen kühle Farbtöne (Blau) auf signifikante Unterschiede hin, während warme Farbtöne (Rot) auf nicht signifikante Unterschiede hindeuten. Für jeden der vier Messorte wurde eine eigene Heatmap erstellt, die den 1:1-Vergleich sämtlicher Röntgengeräte darstellt.

In der Statistik gilt ein Unterschied als signifikant, wenn der p-Wert unter 0,05 liegt. Die Analyse ergab für die Orbitaschicht rechts signifikante Unterschiede in der Strahlenbelastung zwischen bestimmten Geräten. Die entsprechenden p-Werte $< 0,05$ deuten darauf hin, dass die Nullhypothese - die besagt, es bestehe kein Unterschied zwischen den Geräten – für diese Paarungen abgelehnt werden muss.

Ähnliche Ergebnisse zeigten sich bei der Orbitaschicht links, ebenfalls mit signifikanten Unterschieden zwischen einzelnen Geräten und somit einer Zurückweisung der Nullhypothese für diese Vergleiche.

Auch bei der Untersuchung der Schilddrüse rechts und links wurden signifikante Dosisunterschiede festgestellt. Diese Ergebnisse stützen die Annahme, dass nicht alle Geräte eine identische Strahlenexposition verursachen.

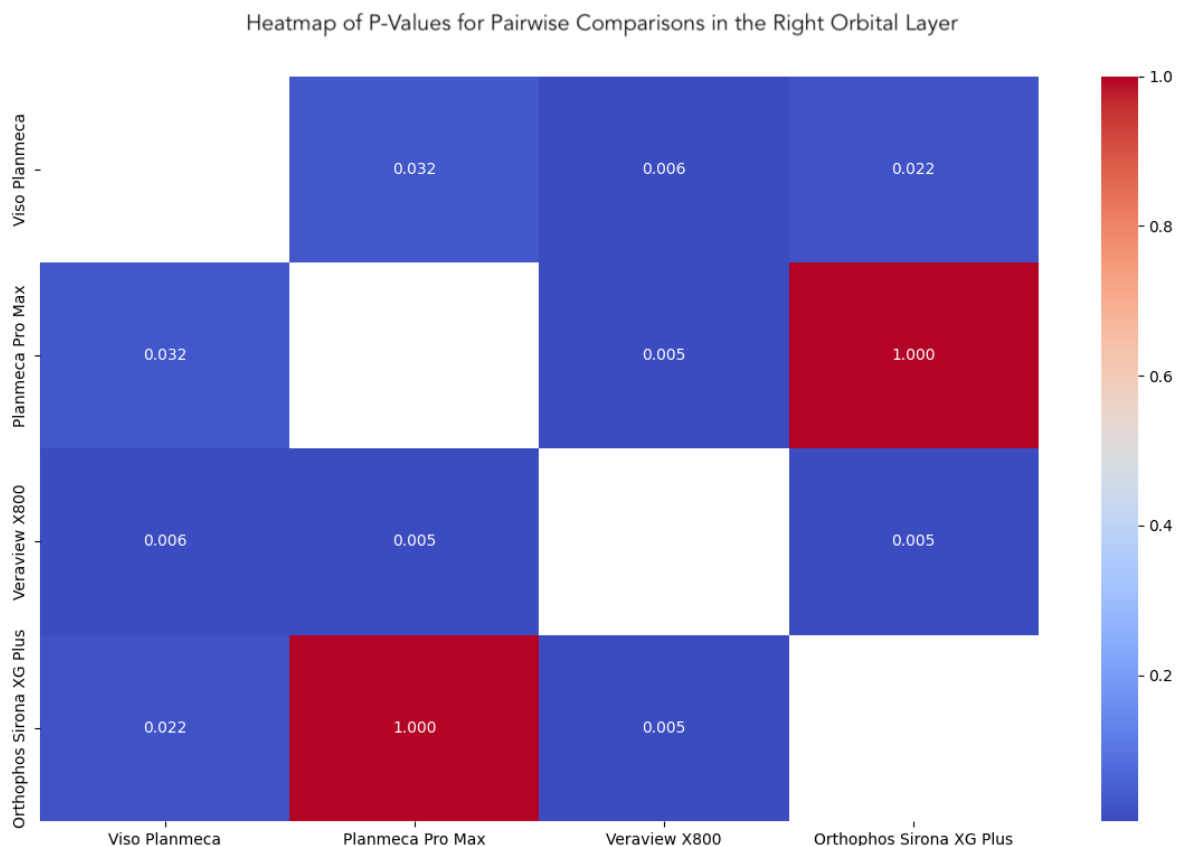


Abbildung 20: Heatmap der p-Werte für den paarweisen Vergleich der Strahlendosis an der rechten Augenlinse. Blau markiert signifikante Unterschiede ($p < 0,05$), Rot nicht signifikante Differenzen.

Die dargestellte Heatmap (Abb. 20) visualisiert die p-Werte des Mann-Whitney-U-Tests für den paarweisen Vergleich der Strahlendosis im Bereich der rechten Augenlinse. Deutlich erkennbar sind signifikante Unterschiede zwischen mehreren Geräten. Zwischen dem Orthophos Sirona XG Plus und dem Planmeca Pro Max konnte jedoch kein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden ($p \geq 0,05$), was durch die wärmeren Farbtöne (Rotbereich) im entsprechenden Feld der Heatmap angezeigt wird. Die Analyse unterstreicht, dass nicht alle untersuchten Röntgengeräte hinsichtlich der Dosisabgabe im Bereich der Augenlinse gleichwertig sind.

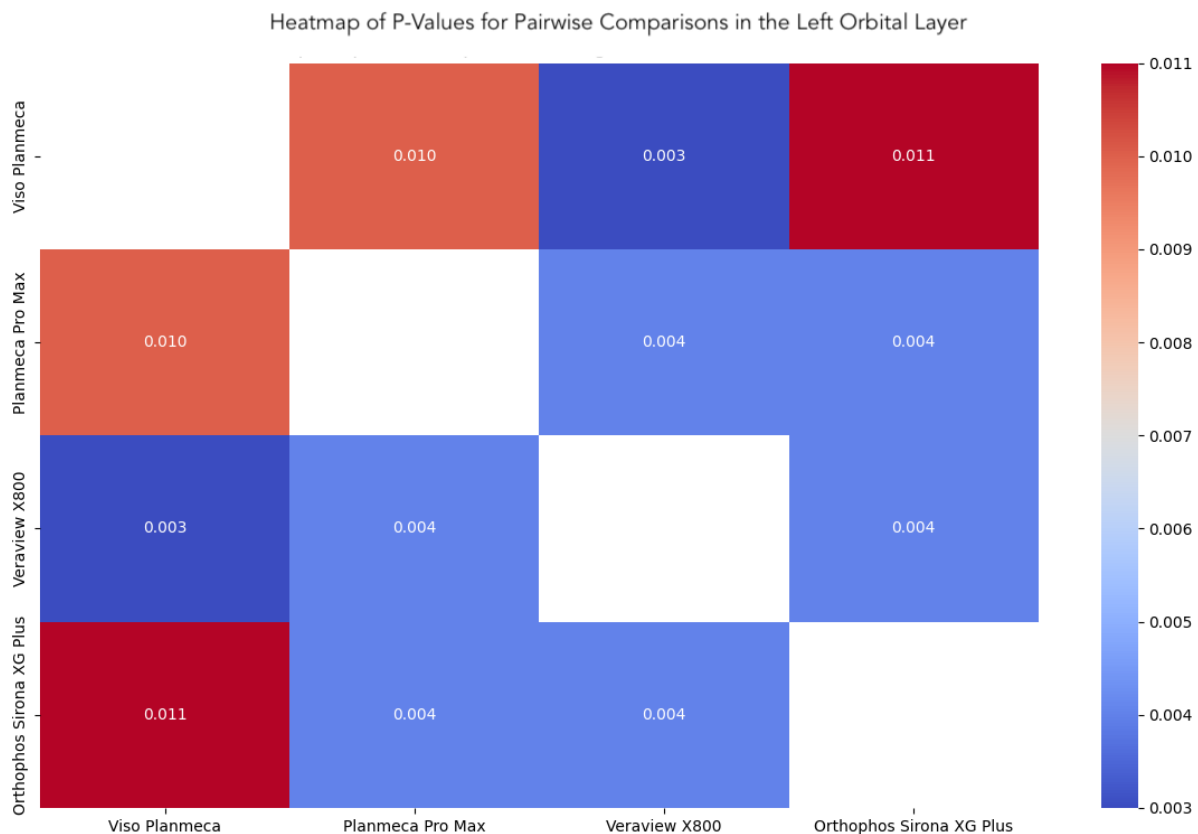


Abbildung 21: Heatmap der p-Werte für den paarweisen Vergleich der Strahlendosis an der Orbitaschicht links. Alle Gerätekombinationen zeigen signifikante Unterschiede ($p < 0,05$), wobei zwischen Viso Planmeca und Veraview X800 ein hochsignifikanter Unterschied ($p = 0,003$) vorliegt.

Die Heatmap-Analyse (Abb. 21) zur Orbitaschicht links zeigt signifikante Unterschiede in der gemessenen Strahlendosis zwischen sämtlichen untersuchten Röntgengeräten. Besonders hervorzuheben ist der hochsignifikante Unterschied zwischen dem Viso Planmeca und dem Veraview X800, welcher durch einen p-Wert von 0,003 belegt wird. Auch der höchste ermittelte p-Wert (0,011) zwischen dem Orthophos Sirona und dem Viso Planmeca liegt unter dem Signifikanzniveau von 0,05 und weist somit ebenfalls auf eine statistisch signifikante Differenz hin. Insgesamt zeigen alle Gerätekombinationen an diesem Messpunkt signifikante Unterschiede in der Strahlenbelastung.

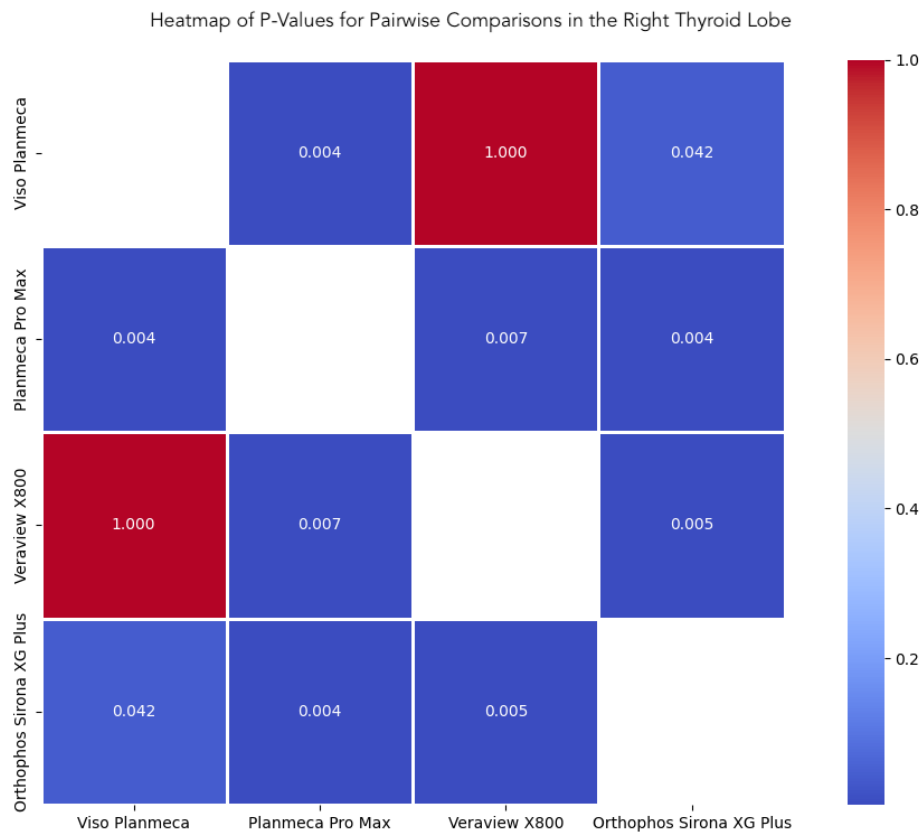


Abbildung 22: Heatmap der p-Werte für den paarweisen Vergleich der Strahlendosis am rechten Schilddrüsenlappen. Hochsignifikante Unterschiede zeigten sich zwischen Viso Planmeca und Planmeca Pro Max sowie zwischen Orthophos Sirona XG Plus und Planmeca Pro Max ($p = 0,004$). Zwischen Veraview X800 und Viso Planmeca konnte hingegen kein signifikanter Unterschied festgestellt werden ($p = 1,000$).

Die Heatmap (Abb. 22) zur Strahlendosis am rechten Schilddrüsenlappen zeigt sowohl hochsignifikante als auch nicht signifikante Unterschiede zwischen den untersuchten Röntgengeräten. Der niedrigste p-Wert (0,004) wurde bei den Paarungen Viso Planmeca und Planmeca Pro Max sowie Orthophos Sirona XG Plus und Planmeca Pro Max ermittelt und weist auf eine hochsignifikante Differenz in der gemessenen Strahlendosis hin. Der höchste p-Wert (1,000) zwischen Veraview X800 und Viso Planmeca deutet hingegen auf keinen statistisch signifikanten Unterschied hin und spricht für eine vergleichbare Strahlenexposition dieser beiden Geräte an diesem Messpunkt.

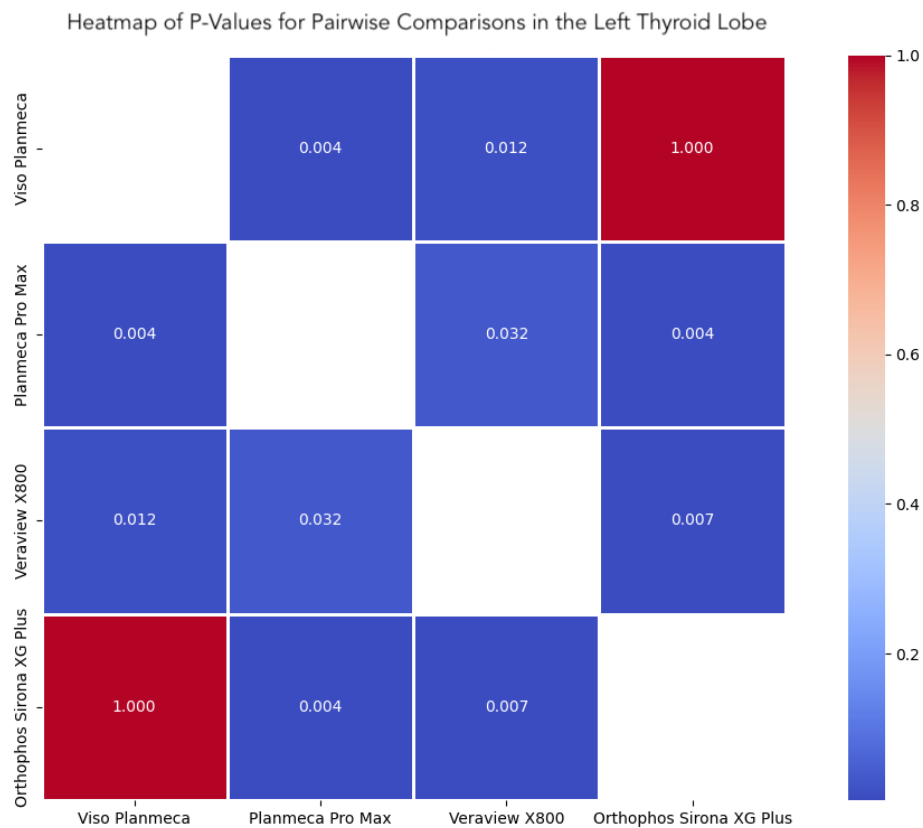


Abbildung 23: Heatmap der p-Werte für den paarweisen Vergleich der Strahlendosis am linken Schilddrüsenlappen. Hochsignifikante Unterschiede zeigten sich zwischen Planmeca Pro Max und Orthophos Sirona XG Plus sowie zwischen Viso Planmeca und Planmeca Pro Max ($p = 0,004$). Zwischen Viso Planmeca und Orthophos Sirona XG Plus konnte hingegen kein signifikanter Unterschied festgestellt werden ($p = 1,000$).

Die Heatmap zur Strahlendosis am linken Schilddrüsenlappen (Abb. 23) zeigt deutliche Unterschiede zwischen bestimmten Röntgengeräten. Der niedrigste p-Wert (0,004) wurde sowohl zwischen Planmeca Pro Max und Orthophos Sirona XG Plus als auch zwischen Viso Planmeca und Planmeca Pro Max festgestellt und weist auf hochsignifikante Differenzen in der gemessenen Strahlendosis hin. Der höchste p-Wert (1,000), beobachtet zwischen Viso Planmeca und Orthophos Sirona XG Plus, deutet hingegen auf keine signifikante Abweichung an diesem Messpunkt hin.

4.4 Dosisverteilung

In diesem Ergebnisteil präsentieren wir die Ergebnisse aus der Verwendung radiochromer Filme zur Ermittlung der räumlichen Dosisverteilung der Röntgenstrahlung im menschlichen Schädel. Die Filme wurden schichtweise in das Alderson-RANDO-Phantom eingelegt; ihre nach der Exposition entstandene Schwärzung ermöglicht die visuelle Nachverfolgung der Strahlenabsorption. Die Schwärzungsmuster bilden die Dosisverteilung während der Panoramaschichtaufnahme ab.

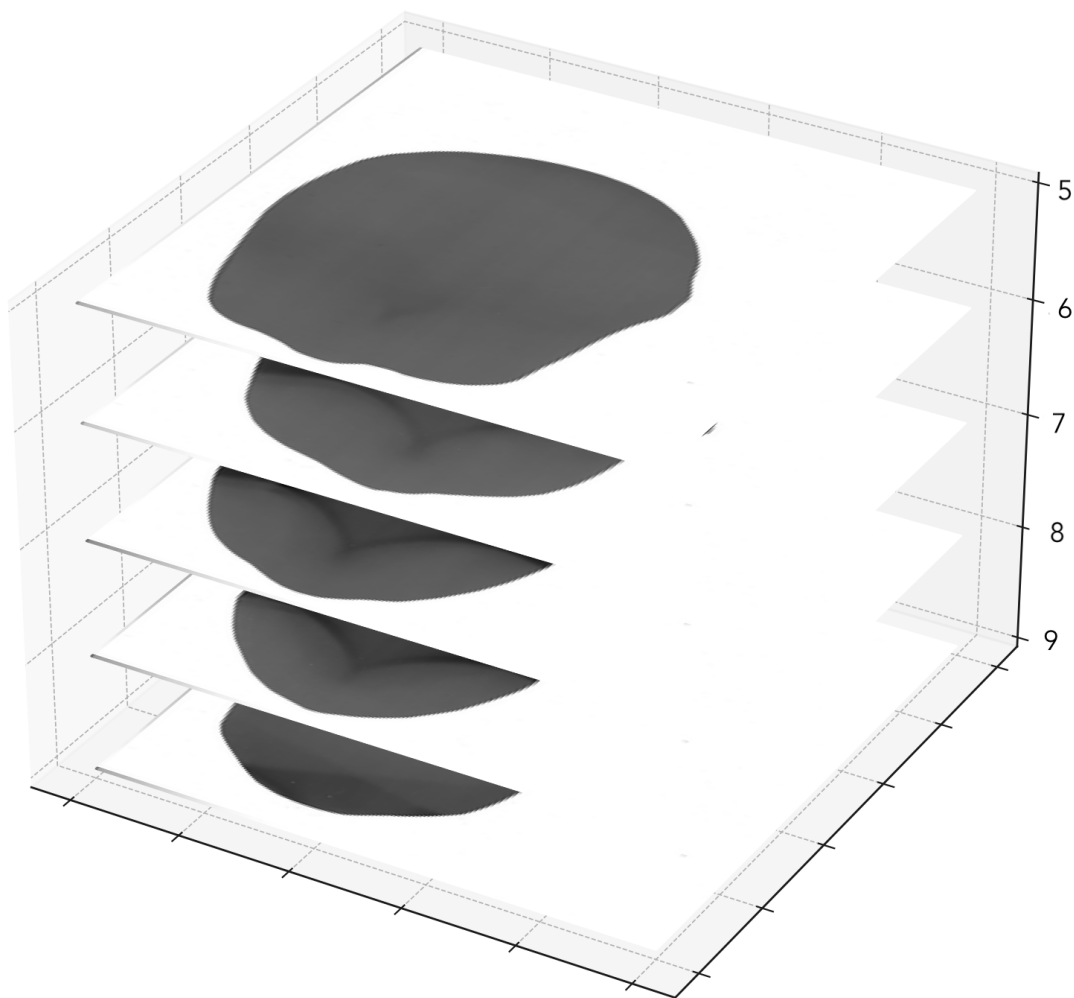


Abbildung 24: Exemplarische Darstellung der radiochromen Röntgenfilme zwischen den Schichten des Alderson Rando Phantoms. Die Schwärzung zeigt die Absorption von Röntgenstrahlung in entsprechenden anatomischen Regionen: 5 = Bulbi oculi; 6 = Glandulae parotidaeae; 7 = Okklusionsebene; 8 = Protuberantia mentalis; 9 = Oberrand der Glandula thyroidea

Zur Visualisierung der kombinierten (dreidimensionalen) Dosisverteilung wurden die Grauwertverteilungen aller fünf radiochromen Filme pro Aufnahmegerät über den gesamten anatomischen Bereich hinweg analysiert und in Konturdiagrammen dargestellt (Abb. 25, 27, 29 und 31). Die Auswertung erfolgte durch das Scannen der Filme und die anschließende Grauwertanalyse der digitalen Bilddaten. Dafür wurde der MFC-J870DW-Drucker von Brother verwendet. Die anschließende quantitative Analyse der Grauwerte innerhalb dieser digitalisierten Bilder wurde mithilfe des Bildanalyseprogramms ImageJ [55] durchgeführt. Dunklere Graustufen (niedrige Grauwerte, nahe Schwarz) entsprechen höheren absorbierten Dosen, während hellere Grauwerte (nahe 255) auf geringere Dosiswerte hinweisen. Diese Methode erlaubt eine relative Quantifizierung der Dosisverteilung, ohne dass eine Kalibrierung der Filme erforderlich ist.

Die X-Achse (Abb. 25, 27, 29 und 31) repräsentiert verschiedene anatomische Ebenen, auf dessen Höhe jeweils ein Röntgenfilm platziert wurde. Die untersuchte Region reicht von kranial 'Bulbi oculi' bis zum 'Oberrand Glandula thyroidea' in kaudaler Richtung. Die Y-Achse zeigt den Grauwertbereich von 0 bis 255, wobei 0 dem dunkelsten Wert (vollständige Absorption, schwarz) und 255 dem hellsten Wert (keine Absorption, weiß) entspricht. Der Bereich ist vertikal dargestellt, was bedeutet, dass verschiedene Grauwerte über den vertikalen Abschnitt der Grafik analysiert werden. Die Farbskala am rechten Rand des Diagramms gibt die Logarithmische Frequenz ($\text{Log}(\text{Frequenz}) + 1$) der jeweiligen Grauwerte an, also deren Häufigkeit. Die dunklen Bereiche im Diagramm (Blautöne) indizieren eine hohe Häufigkeit bestimmter Grauwerte auf den radiochromen Röntgenfilmen. Im Gegensatz dazu weisen hellere, gelbliche Töne, auf eine geringere Präsenz dieser Grauwerte hin, was bedeutet, dass diese Grauwerte seltener vorkamen. Die dargestellten Konturlinien zeichnen Bereiche mit gleichen Grauwertquantitäten nach und formen so eine topographische Darstellung dieser Werteverteilung.

Beim Planmeca Viso (Abb. 25) liegen die Hochdosiszonen vor allem im Bereich der Glandula parotis und der Okklusionsebene. Das zugehörige Histogramm (Abb. 26) zeigt dazu passend einen ausgeprägten Häufigkeits-Peak bei Grauwerten im Bereich zwischen 50–60.

Beim Planmeca ProMax 2D Classic (Abb. 27) konzentriert sich die maximale Dosis primär auf die Okklusionsebene. Das Histogramm (Abb. 28) belegt zudem eine deutliche Häufung niedriger Grauwerte im Bereich 40–50, auch kaudal der Okklusionsebene.

Beim Veraview X800 (Abb. 29) finden sich ebenfalls ausgeprägte Expositionen auf Höhe der Okklusionsebene; das Histogramm (Abb. 30) zeigt eine noch höhere Häufigkeit sehr niedriger Grauwerte als beim ProMax 2D Classic. Beispiel: Grauwerte im Bereich 40–45 treten im ProMax-Histogramm < 100 000-mal, im X800-Histogramm > 100 000-mal auf.

Der Sirona Orthophos XG Plus weist demgegenüber eine Rechtsverschiebung der Grauwerte auf: Im Histogramm (Abb. 32) liegen die häufigsten Werte bei 70–75 (hellere Graustufen → geringere Dosis), was der im Konturbild beobachteten gleichmäßigeren Verteilung entspricht.

Die Dosisverteilung innerhalb der Schichten zeigen den Ergebnissen zufolge den typischen Verlauf des Rotationsisozentrums. In der axialen Ebene zeigte sich die höchste Dosisakkumulation im anatomischen Bereich des Ohres (nahe dem Meatus acusticus externus).

Insgesamt wies das Sirona Orthophos XG eine überwiegend gleichmäßige Verteilung mit dominanten Grauwerten von etwa 70–75 auf ($\approx 75\%$ relative Sättigung) und eine sehr gleichmäßige Verteilung über den gesamten anatomischen Bereich auf. Im Gegensatz dazu zeigten

die beiden Planmeca-Geräte und der (Veraview) X 800 eine deutlich inhomogenere Verteilung mit höheren Grauwerten. Beim Planmeca Viso fanden sich die höchsten Werte vor allem im Bereich der Glandula parotis und der Okklusionsebene, während beim ProMax 2D Classic die höchsten Dosiswerte in der Okklusionsebene beobachtet wurden. Beim X 800 traten die höchsten Dosiswerte — erkennbar an den dunkelsten Grauwerten — weiter kaudal auf Höhe des Musculus mylohyoideus auf (Abb. 29). Dieses Ergebnis wird zusätzlich in Abb. 30 illustriert, die die absoluten Häufigkeiten der Grauwerte für verschiedene Phantomebenen (anatomische Höhen) darstellt.

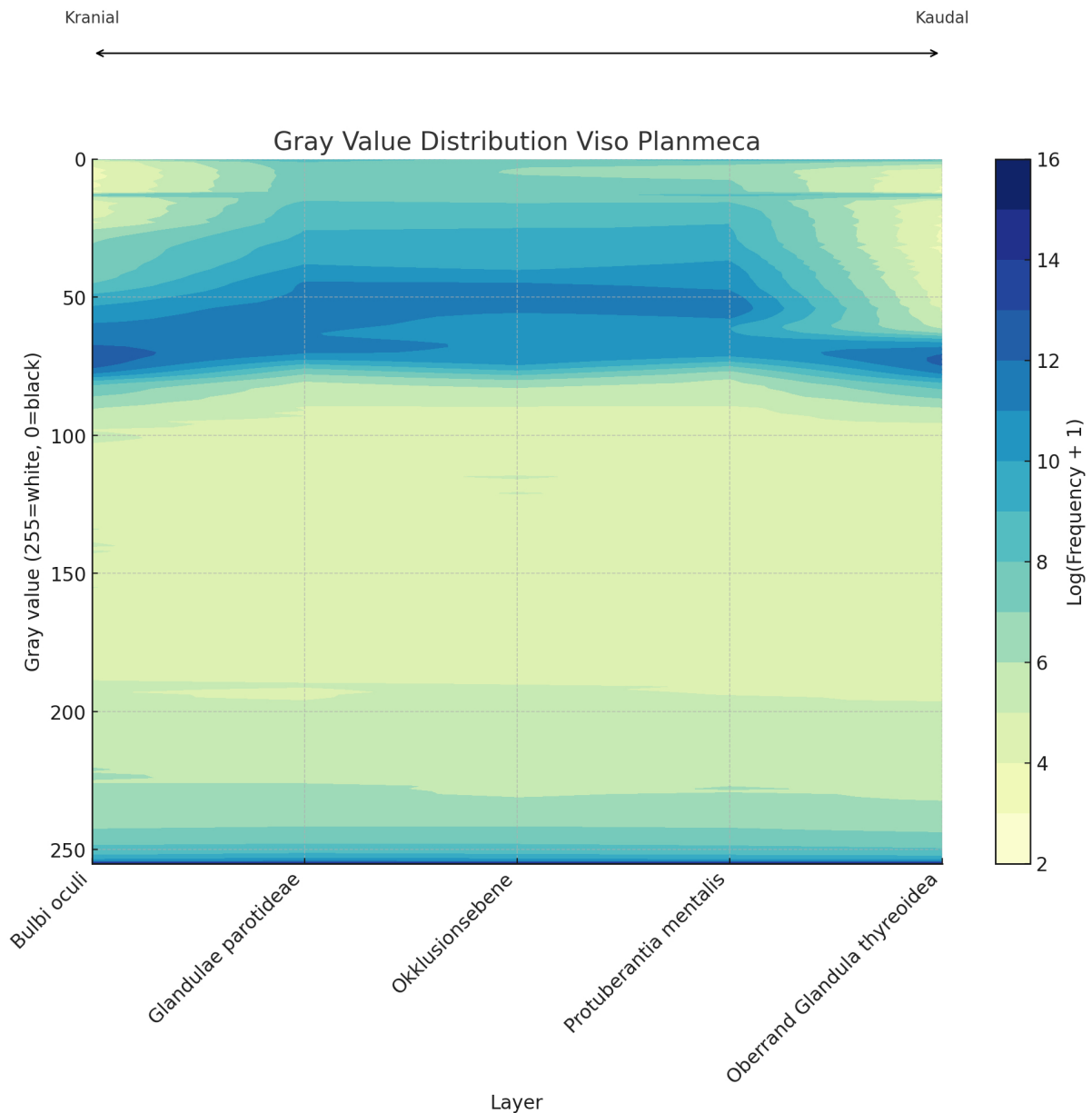


Abbildung 25: Konturdiagramm der Grauerthäufigkeit auf den radiochromen Röntgenfilmen zur Darstellung der Dosisverteilung beim Viso Planmeca. Die X-Achse zeigt die anatomischen Ebenen des Phantoms in kranio-kaudaler Richtung, die Y-Achse die Grauwerte von 0 (Schwarz, maximale Absorption) bis 255 (Weiß, minimale Absorption). Die Farbskala visualisiert die Häufigkeit des Auftretens bestimmter Grauwerte – ähnlich einem Höhenprofil: Dunklere Farbtöne repräsentieren eine höhere Häufigkeit, hellere Töne ein selteneres Vorkommen. Niedrige Grauwerte weisen auf eine stärkere Schwärzung und damit höhere Strahlenexposition in den entsprechenden Regionen hin. Übernommen aus [59].

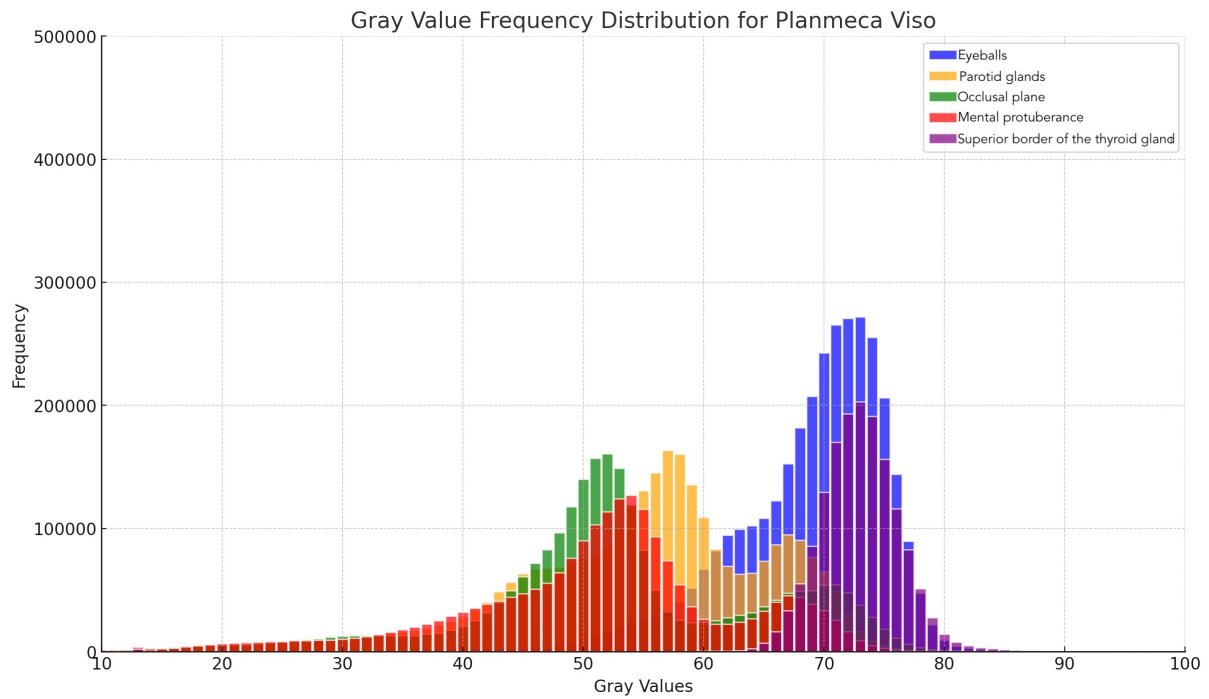


Abbildung 26: Balkendiagramm der absoluten Grauerthäufigkeit in den ausgewerteten anatomischen Regionen. Auf der X-Achse sind die Grauwerte im Bereich von 10 bis 100 dargestellt, die Y-Achse zeigt die numerische Häufigkeit jedes Grauwerts. Die Farbzusordnung der Balken repräsentiert die verschiedenen anatomischen Ebenen des Phantoms. Höhere Balken im Bereich niedriger Grauwerte deuten auf eine verstärkte Schwärzung und damit auf eine höhere Strahlenexposition in der jeweiligen Region hin. Übernommen aus [59].

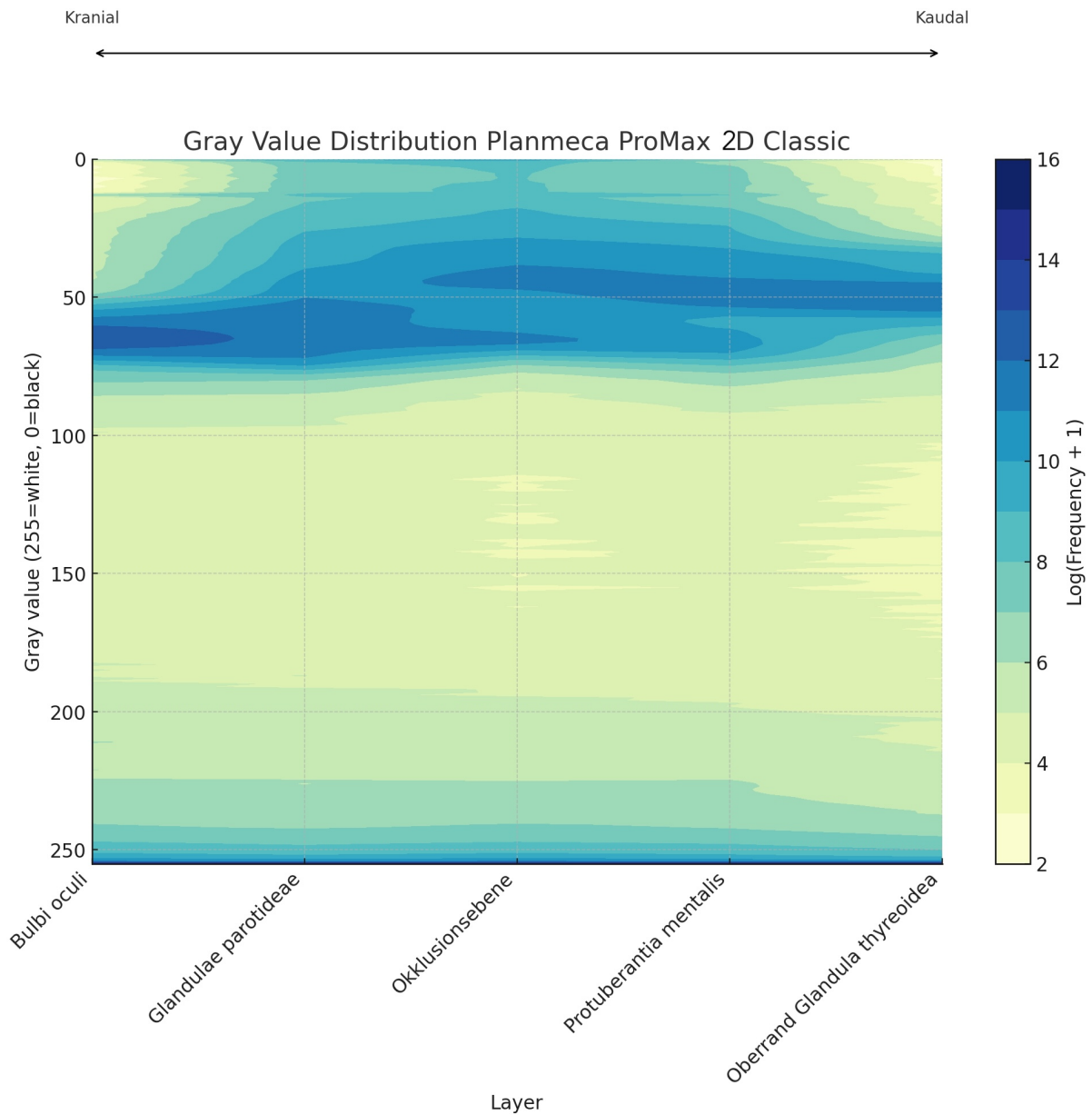


Abbildung 27: Konturdiagramm der Grauerthäufigkeit auf den radiochromen Röntgenfilmen zur Darstellung der Dosisverteilung beim Planmeca Pro Max 2D Classic. Übernommen aus [59].

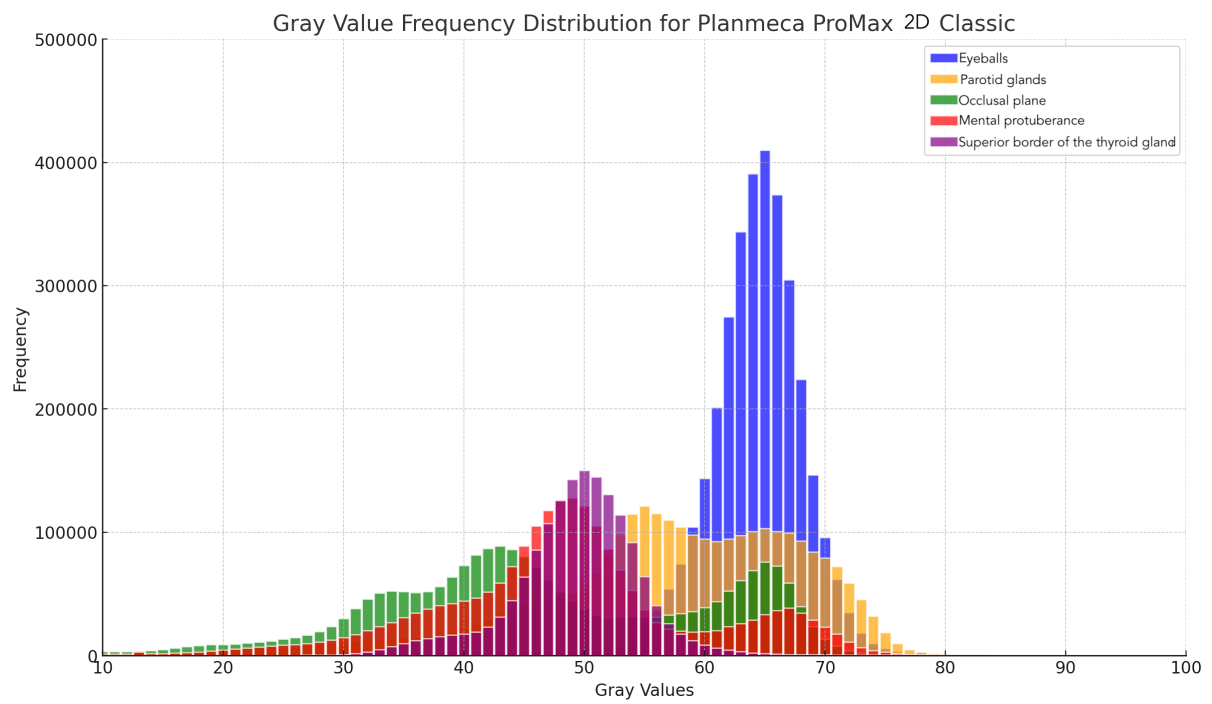


Abbildung 28: Balkendiagramm der absoluten Grauerthäufigkeit in den ausgewerteten anatomischen Regionen. Übernommen aus [59].

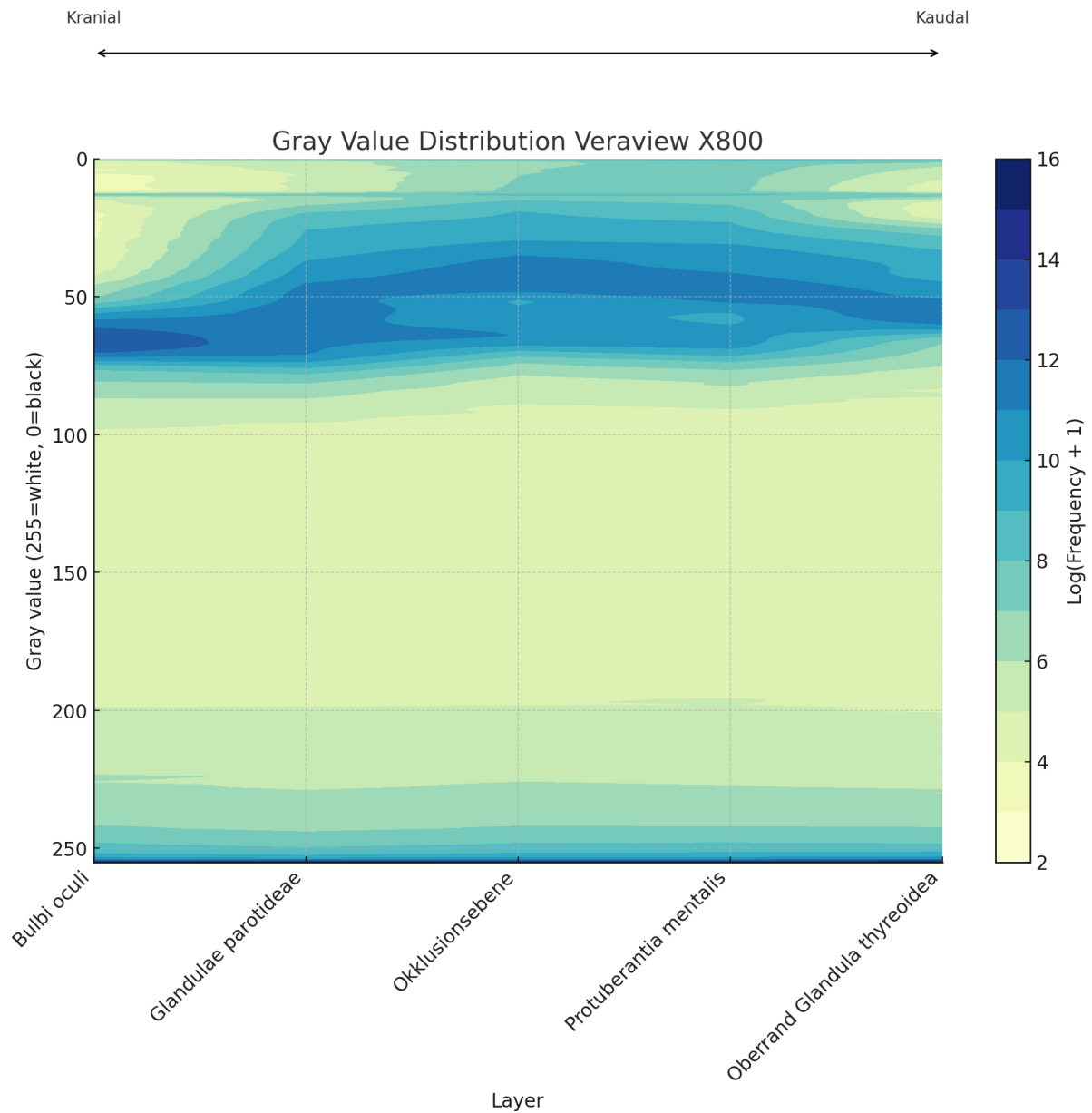


Abbildung 29: Konturdiagramm der Grauerthäufigkeit auf den radiochromen Röntgenfilmen zur Darstellung der Dosisverteilung beim Veraview X 800 Übernommen aus [59].

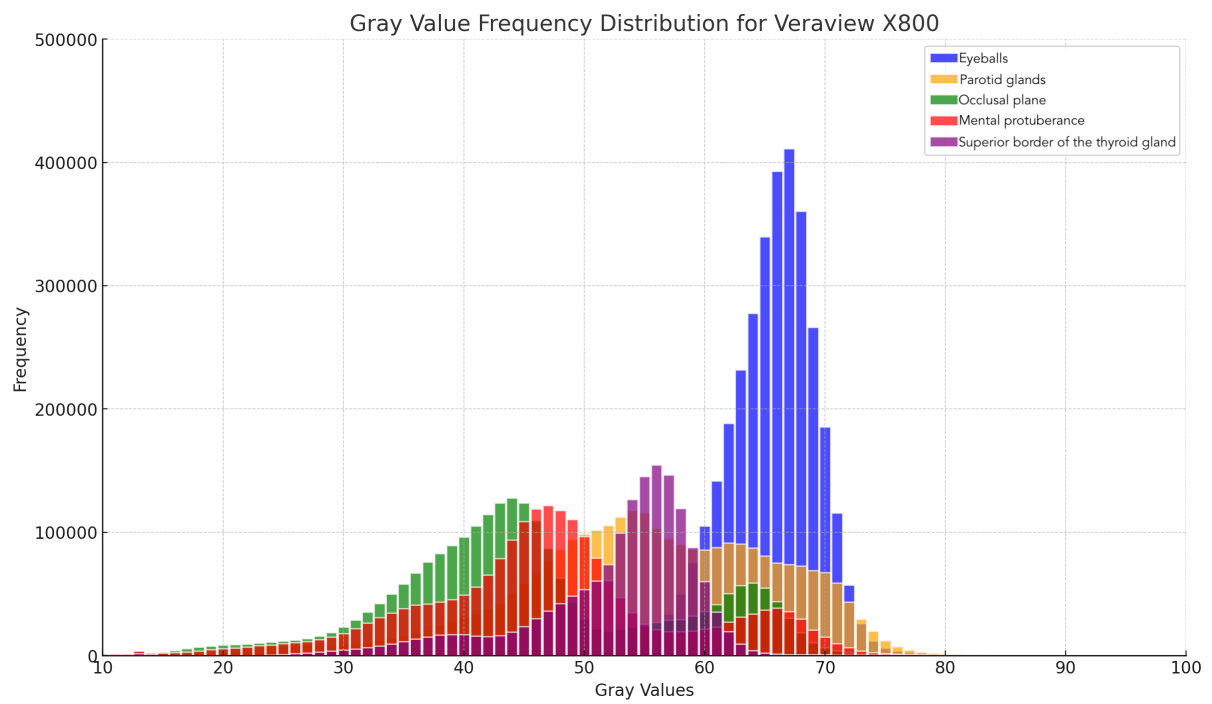


Abbildung 30: Balkendiagramm der absoluten Grauerthäufigkeit in den ausgewerteten anatomischen Regionen. Übernommen aus [59].

Kranial

Kaudal

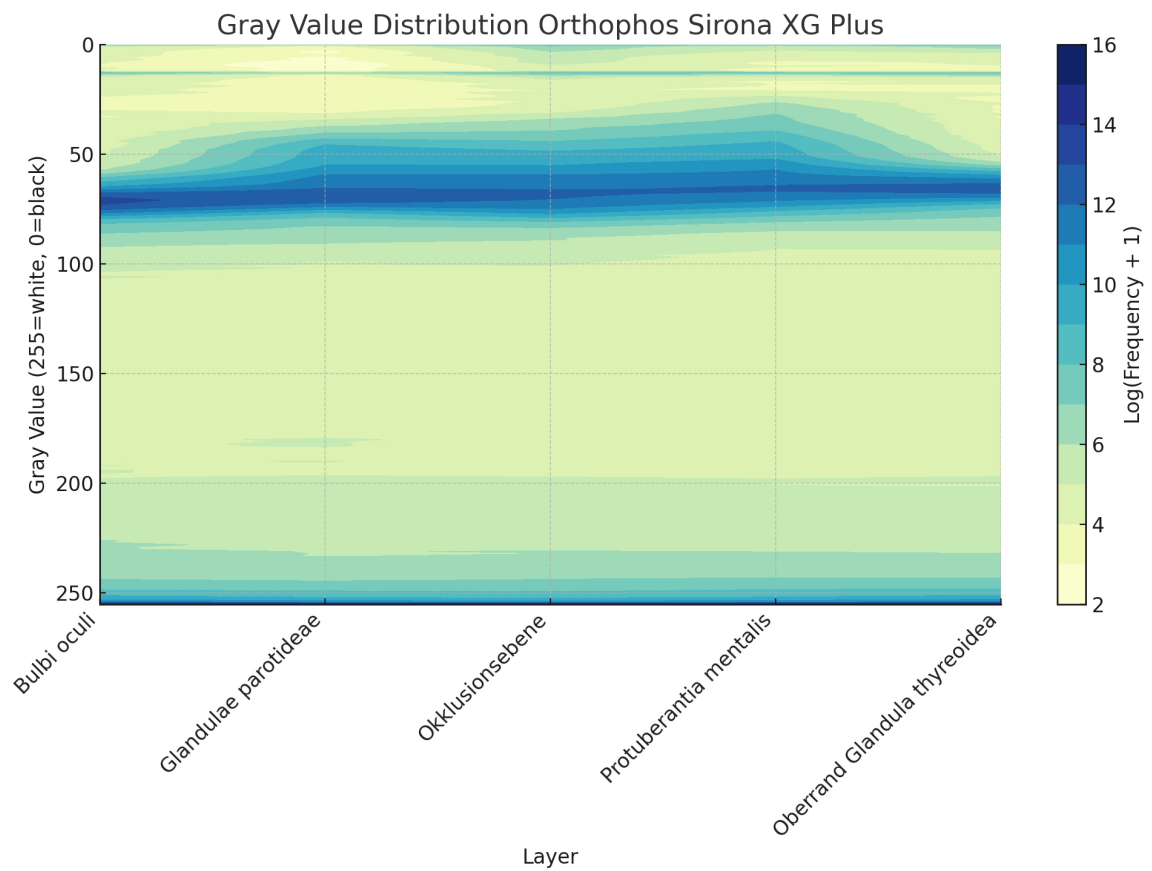


Abbildung 31: Konturdiagramm der Grauerwerthäufigkeit auf den radiochromen Röntgenfilmen zur Darstellung der Dosisverteilung beim Orthophos Sirona XG Plus. Übernommen aus [59].

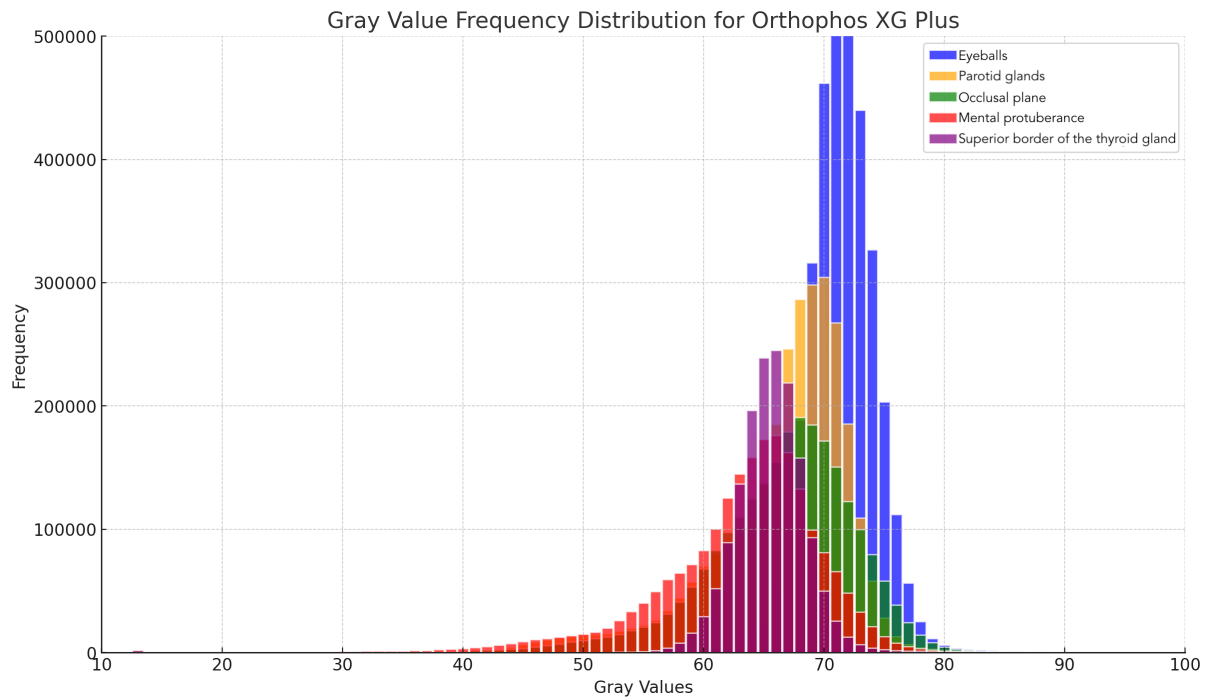


Abbildung 32: Balkendiagramm der absoluten Grauwerthäufigkeit in den ausgewerteten anatomischen Regionen. Übernommen aus [59].

Insgesamt zeigten die Ergebnisse dieser Untersuchung signifikante Unterschiede in der Strahlenexposition zwischen den untersuchten Panoramaröntgengeräten, sowohl hinsichtlich der gemessenen Dosiswerte als auch in der räumlichen Dosisverteilung. Während einige Geräte eine relativ homogene Verteilung mit geringeren Einzeldosen aufwiesen, zeigte sich bei anderen eine deutlich inhomogenere Dosisverteilung mit erhöhten Belastungen in empfindlichen und teils diagnostisch irrelevanten Regionen, wie etwa der Augenlinse oder kaudalen Weichteilstrukturen. Die Kombination aus direkten Dosismessungen, Histogrammanalysen und topografischer Verteilung erlaubte eine differenzierte Beurteilung der Strahlenexposition und lieferte eine belastbare Grundlage für die anschließende Diskussion hinsichtlich möglicher Optimierungspotenziale und strahlenschutzrelevanter Aspekte. Die entsprechenden Ergebnisse wurden bereits im Fachjournal *Dentomaxillofacial Radiology* publiziert [59].

5 Diskussion

Da bisher nur wenig vergleichbare Forschungs- und Studienergebnisse zu diesem Thema veröffentlicht wurden, zielte diese Studie darauf ab, die Strahlendosis verschiedener digitaler Panorama-Röntgengeräte zu untersuchen. Unsere Studie bewertet nicht nur die absorbierte und effektive Organdosis in zwei kritischen Organen (Auge, Schilddrüse), sondern auch die Verteilung der Dosis. Üblicherweise verwenden Studien TLDs (Thermolumineszenzdosimeter), die in einem Phantom positioniert werden, um die effektive Dosis in Organen oder der gesamten exponierten anatomischen Region zu schätzen [11, 12]. Auch in dieser Studie wurde ein weibliches Alderson-Rando-Phantom verwendet. Anstelle von Thermolumineszenzdosimetern wurde jedoch eine kleinformatige Ionisationskammer in spezifische interessierende Bereiche eingebracht. TLDs sind kostengünstig, erfordern jedoch zur genauen Ergebnisermittlung relativ komplexe Verfahren und eine sorgfältige Handhabung [16]. Ionisationskammern, die zwar größer sind, ermöglichen dennoch präzise Messungen und gelten als Referenzdosimeter in der Radiologie [16]. Wir haben die Ionisationskammer ausgewählt, da die beiden untersuchten Organe (Auge und Schilddrüse) relativ klein sind, sodass wir annehmen konnten, dass eine einzige genaue Messung die absorbierte Dosis im Organ repräsentativ darstellt.

Um die Dosis in Augapfel und Schilddrüse zu messen, mussten zwei Schichten des Original-Phantoms durch 3D-gedruckte Schichten ersetzt werden, die spezielle Bohrungen zur Aufnahme der Ionisationskammer enthielten. Für diese direkten Dosisbewertungen wurden der Augapfel und die Schilddrüse als interessierende Bereiche ausgewählt. Der Augapfel wurde berücksichtigt, da bekannt ist, dass die Linse anfällig für strahleninduzierte Katarakte ist [40]. Die Internationale Strahlenschutzkommission (ICRP) schlägt in ihrem Bericht Nr. 118 vor, dass die Schwelle für die Entstehung von Katarakten niedriger ist, als bisher angenommen und dass dieser Effekt möglicherweise stochastischer Natur sein könnte [40]. Strahleninduzierte Linsenveränderungen können im Laufe der Zeit fortschreiten und schließlich zu einem manifesten Katarakt führen [40]. Ein Katarakt ist eine Eintrübung der Augenlinse, die das Sehvermögen beeinträchtigt. Die Trübung entsteht durch eine Ansammlung von Proteinen in der Linse, wodurch das Licht nicht mehr ungehindert auf die Netzhaut trifft [56]. Das Linsenepithel, das bei der Entstehung strahleninduzierter Katarakte eine wesentliche Rolle spielt, ist während der Wachstumsphase der Linse in der Kindheit besonders strahlenempfindlich [40]. Diese Daten und die neuere Theorie, dass die Kataraktentwicklung zumindest teilweise stochastischer Natur sein könnte, sind im Kontext der Zahnmedizin von Bedeutung, da das Auge häufig in der Nähe des primären Röntgenstrahls liegt [27, 32]. Die effektive Organdosis, die wir für das Auge ermittelt haben, war sehr gering (Bereich: 0,88 μSv bis 4,24 μSv , Tab. 15).

Für die Schilddrüse gibt es Hinweise darauf, dass Zahnaufnahmen das Risiko für Schilddrüsenkrebs erhöhen können [41]. Obwohl wir versuchten, ähnliche Belichtungseinstellungen in den vier digitalen Panorama-Röntgengeräten zu verwenden (Tab. 2), stellten wir signifikant unterschiedliche Dosen in den Messbereichen zwischen den verschiedenen Geräten fest. Die effektive Dosis, die wir aus unseren gemessenen Dosen ableiteten, war in den beiden interessierenden Regionen insgesamt sehr niedrig. Für die Schilddrüse betrug die maximale effektive Dosis 1,46 μSv , was gut mit den ungeschützten Werten übereinstimmt, die Han und Kollegen beobachteten [60]. Diese Autoren beobachteten eine effektive Dosis zwischen 1,12 μSv und

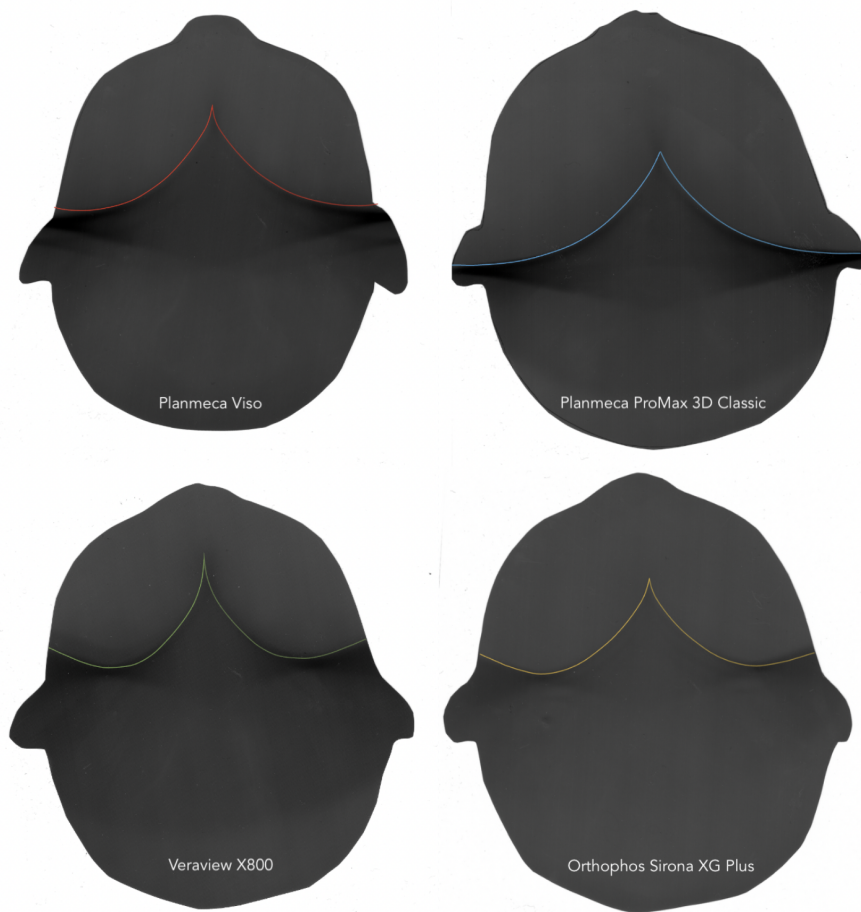
2,20 μSv für die Schilddrüse, wenn kein Schilddrüsenschutz verwendet wurde. Darüber hinaus konnten die Dosen um bis zu 23 % reduziert werden, wenn ein Schilddrüsenschutz angelegt wurde [60]. Dorsey et al. beobachteten deutlich höhere äquivalente Dosen von etwa 100 bis 200 μSv für die Schilddrüse in einem Erwachsenen-Phantom [9]. Wir gehen davon aus, dass dieser Unterschied hauptsächlich auf die signifikant höheren mA-Werte von bis zu 14 mA in dieser Studie zurückzuführen ist [9].

Eine kürzlich durchgeführte Studie, die intraorale Röntgenfilme als relativen Dosisindikator verwendete, fand erhöhte relative Dosen bei Panoramaaufnahmen mit Kinderprotokollen im Vergleich zu kleinen Erwachsenenprotokollen [8]. Aufgrund der nicht kalibrierten Dosisbewertung, die anhand der Schwärzung des Films beurteilt wurde, konnte diese Studie jedoch keine absoluten Dosiswerte ermitteln [11]. Typischerweise liegt die gesamte effektive Dosis, die durch Panorama-Röntgenaufnahmen verursacht wird, zwischen 9 μSv und 24 μSv [31]. In unserer Studie konnten wir aufgrund der selektiven Messung nur in zwei relevanten anatomischen Regionen keine gesamte effektive Dosis für den Patienten berechnen.

Die vorgelagerten Testmessungen mit der Ionisationskammer im eigens erstellten Testphantom dienten der Überprüfung der grundsätzlichen Eignung der gewählten Methodik zur Dosismessung und Darstellung der Tiefendosisverteilung. Die Ergebnisse zeigten, dass die Ionisationskammer auch bei niedrigen Dosiswerten in der Lage ist, Dosismaxima sowie Dosischwankungen im Bereich des Zahnbogens zuverlässig zu detektieren.

Darüber hinaus zeigte sich, dass die räumlich präzise Positionierung der Ionisationskammer entscheidend für die zuverlässige Detektion lokaler Dosispitzen ist.

Die Ionisationskammer ermöglichte eine genaue Messung der absorbierten Dosis, jedoch nur in einem Bereich des Organs. Da es sich bei den hier untersuchten Organen um Gewebe mit vergleichsweise geringem Volumen handelt, sollte sichergestellt werden, dass die Dosis für das Organ repräsentativ ist. Während die Ionisationskammer nur die Dosis an einem Ort messen kann, ermöglicht der radiochrome Film eine zweidimensionale Dosisverteilungsbewertung mit hoher räumlicher Auflösung [18]. Diese Eigenschaften machen den radiochromen Film ideal geeignet, um die Dosisverteilung in kollimierten Strahlungsfeldern, wie beim Panorama-Röntgen, geometrisch zu kartieren [18]. Die Dosisverteilung ist beim Panorama-Röntgen sehr spezifisch aufgrund des besonderen Rotationswegs [33] der Quell-Detektor-Einheit. Dies wurde auch in dieser Studie beobachtet, bei der die höchsten Dosen im vertikalen Bereich in der Nähe des Warzenfortsatzes/äußeren Gehörgangs festgestellt wurden.



Schwärzungsmuster der radiochromen Röntgenfilme auf Höhe der Okklusionsebene. Die dunkelsten Bereiche zeigen sich in der Nähe des Warzenfortsatzes/äußeren Gehörgangs. Jeder der Filme stammt von einem der getesteten Panoramaschichtgeräte. Die 'Doppelparabel' bildet den besonderen Rotationsweg der Quell-Detektor-Einheit ab, der bei jedem Gerät unterschiedlich verläuft.

Quelle: Fotoaufnahme; © Franziska Schindler, 2025.

Wir haben die Dosisverteilung nur relativ bewertet, d.h., wir können aus den nicht kalibrierten Messungen, die mit dem radiochromen Film gewonnen wurden, keine absoluten Dosiswerte ableiten. Während es wertvoll wäre, auch absolute Werte für die Verteilung zu ermitteln, muss bedacht werden, dass es bei der Dosimetrie mit radiochromem Film zahlreiche Herausforderungen gibt, insbesondere in Bezug auf das Scannen des Films [20]. Aus diesem Grund haben wir entschieden, diesen nur in relativer Form zu verwenden, was dennoch einen Vergleich zwischen den verschiedenen Geräten ermöglicht. Unterschiede in der Dosisverteilung zwischen den Geräten fanden sich hauptsächlich in vertikaler Richtung, d.h. zwischen den anatomischen Schichten/Platten im Phantom. In den Konturdiagrammen (Abb. 25, 27, 29, 31) sind zur Veranschaulichung die Werte zwischen den Schichten linear interpoliert. Auch wenn dies physikalisch nicht korrekt ist, könnte dennoch argumentiert werden, dass bei einem homogenen Röntgenstrahl diese Annahme in erster Näherung zutrifft. Die Unterschiede zwischen den Geräten lassen sich möglicherweise durch die unterschiedlichen Fächerstrahlorientierungen und die daraus resultierenden Unterschiede in der Bildgebungsgeometrie erklären. Um diese interessante Beobachtung weiter zu untersuchen, wären eine höhere Anzahl direkter Messungen, z.B. mit einer

Ionisationskammer, in den verschiedenen Phantomschichten notwendig. Da dies jedoch eine Vielzahl an Scans pro Schicht und Messpunkt erfordert, sind solche Studien sehr zeitaufwendig und bergen ein hohes Risiko, die Röntgenröhre zu beschädigen. Zusätzlich ist hervorzuheben, dass die größten Häufigkeiten einzelner Grauwerte in allen untersuchten Geräten im Bereich der Augenlinse verzeichnet wurden. Zwar lagen die entsprechenden Grauwerte – und damit die Schwärzungsintensität – nicht im besonders niedrigen Bereich, sondern um ± 70 , jedoch traten sie mit sehr hoher Frequenz auf. So wurde dieser Grauwert im Bereich der Augenlinsen zwischen ca. 250.000 und 500.000 Mal gezählt, abhängig vom jeweiligen Gerät. Dies weist auf eine Strahlenexposition der Augenlinse hin – einer besonders empfindlichen Region, die weder im Fokus der diagnostischen Fragestellung liegt noch anatomisch nahe an den Zähnen oder der Schicht scharfer Darstellung einer Panoramaschichtaufnahme positioniert ist. Die Intensität der Einzeldosis lag dabei im mittleren Grauwertbereich, die hohe Häufigkeit deutet jedoch auf eine nicht unerhebliche kumulative Belastung hin. Die Bedeutung dieser Studie liegt in der Kombination der effektiven Dosisabschätzungen für zwei kritische Organe im Kopf- und Halsbereich und der Bewertung der Dosisverteilung in modernen digitalen Panorama-Röntgengeräten. Uns ist keine andere Veröffentlichung zu diesem Thema bekannt. Die beobachteten Unterschiede zwischen den Geräten könnten potenziell zu Anpassungen seitens der Hersteller führen, um ihre Geräte weiter zu optimieren.

Zukünftige Studien sollten darauf abzielen, die Dosisverteilung in weiteren anatomischen Regionen zu erfassen, um eine Abschätzung der effektiven Gesamtdosis zu ermöglichen. Durch eine Kalibrierung der radiochromen Filme könnten zudem absolute Dosiswerte bestimmt werden, was die Erstellung eines detaillierten Dosisprofils über den gesamten Schädelbereich während einer Panoramaschichtaufnahme erlauben würde. Die in dieser Arbeit eingesetzte Methodenkombination – bestehend aus Ionisationskammermessungen und der Analyse radiochromer Röntgenfilme – bietet hierfür eine geeignete Grundlage zur standardisierten Bewertung von Dosisverteilungen. Zusätzlich besteht Optimierungspotenzial im Bereich des Messphantoms, beispielsweise durch den 3D-Druck weiterer individueller Schichten sowie die Integration von Materialien mit gewebeähnlicher Absorptionscharakteristik, um die Strahlenwechselwirkungen mit unterschiedlichen Gewebetypen realistischer abzubilden.

6 Zusammenfassung

Ziel dieser Studie war es nicht nur, die absorbierte Dosis und die Verteilung der Strahlung in strahlensensiblen Organen wie Schilddrüse und Augenlinse zu untersuchen, sondern auch gerätespezifische Unterschiede der Strahlenexposition zu identifizieren.

In unserer Studie kam ein weibliches Alderson-RANDO-Phantom zum Einsatz, das mit 3D-gedruckten Scheiben und Bohrkanälen für die Platzierung einer Ionisationskammer versehen war. Die Dosisverteilung wurde mithilfe von radiochromen Röntgenfilmen abgebildet. Es wurden vier digitale Panoramasysteme geprüft (Orthophos XG Plus, ProMax 2D Classic, Viso G7 und Veraview X800). Die Äquivalentdosen der Schilddrüse lagen zwischen 0,30 und 1,46 μSv , die der Augenlinse zwischen 0,88 und 4,24 μSv ; die Unterschiede zwischen den Geräten waren statistisch signifikant (Friedman-Test, $p < 0,05$). Das Schwärzungsmuster der radiochromen Röntgenfilme zeigt, dass Dosisverteilung dem Verlauf der Rotationsisozentren des Fächerstrahls folgt. Auffällig war, dass die deutlichste Schwärzung bei allen Geräten auf der Höhe des äußeren Gehörgangs (Meatus acusticus externus) auftrat.

Unsere Studie zeigte, dass die Strahlenexposition zwischen den Geräten variierte, insbesondere in Bezug auf die Dosis in verschiedenen anatomischen Regionen (z. B. Augenlinse und Schilddrüse). Frühere Studien haben ebenfalls erhebliche Unterschiede in der Dosis zwischen verschiedenen zahnärztlichen Röntgeneinheiten gezeigt, selbst wenn vergleichbare Scan-Einstellungen und Field-of-View-Größen angewendet wurden[61]. Diese Unterschiede könnten durch technische Merkmale wie Fächerstrahlsysteme, Kollimationseinstellungen und digitale Detektortechnologien erklärt werden, die die Menge der abgegebenen Strahlung beeinflussen. Beispielsweise zeigte der Orthophos XG Plus eine signifikant niedrigere Strahlendosis im Vergleich zu den anderen Geräten, wahrscheinlich aufgrund seiner effizienteren Kollimation und fortschrittlichen Bildverarbeitungstechnologien, die die Strahlenexposition minimieren. Andererseits führte der Veraview X800 aufgrund seiner unterschiedlichen Strahlungsquelle und Kollimation in bestimmten Regionen zu höheren Dosen.

Diese gerätespezifischen Unterschiede sind nicht nur wichtig für die Optimierung der Strahlenexposition, sondern haben auch klinische Implikationen, da sie beeinflussen können, wie die Strahlenexposition für Patienten in der zahnärztlichen Praxis gehandhabt wird. Eine detaillierte Analyse dieser Unterschiede trägt zur Entwicklung von Richtlinien bei, die darauf abzielen, die Strahlenexposition zu reduzieren und bestehende Geräte zu verbessern, um die Patientensicherheit zu gewährleisten.

Zusammenfassend wurde in dieser Studie, die auf einem anthropometrischen Phantom basierte, ein Unterschied von bis zu ungefähr 500% in den allgemein niedrigen effektiven Dosen sowohl für die Augenlinse als auch für die Schilddrüse beim Vergleich der vier digitalen Panoramageräte beobachtet. Diese gerätespezifischen Unterschiede verdeutlichen die Variabilität der Strahlenexposition zwischen verschiedenen Technologien. Zusätzlich variierte auch die Dosisverteilung, insbesondere in der vertikalen Dimension, zwischen den Geräten. Diese Variabilität ist wahrscheinlich auf Unterschiede in den Bildgebungsgeometrien, Strahlführungen und Kollimationsmethoden zurückzuführen, die von jedem Gerät verwendet werden. Solche Unterschiede betonen die Bedeutung des Verständnisses und der Optimierung von Strahlenprotokollen, um die Exposition zu minimieren, insbesondere in kritischen Organen wie der Augenlinse und der

Schilddrüse.

Zentrale Resultate (Dosisverteilung Schilddrüse/Linse, Hochdosisregion im oralen Bereich) sind bereits in Schindler et al. veröffentlicht [59]. Die vorliegende Arbeit erweitert diese Befunde durch paarweise Gerätevergleiche zur Herausarbeitung gerätespezifischer Unterschiede. Weiterhin besteht ein großer Teil dieser Arbeit aus der Testung der Messmethodik und der Findung eines funktionierenden Versuchsaufbaus.

Literatur

- [1] Benchimol D, Koivisto J, Kadesjö N, Shi XQ. Effective dose reduction using collimation function in digital panoramic radiography and possible clinical implications in dentistry. *Dentomaxillofac Radiol.* 2018;47(7):20180007.
- [2] Rahmel S, Schulze RKW. Accuracy in Detecting Artificial Root Resorption in Panoramic Radiography versus Tomosynthetic Panoramic Radiographs. *J Endod.* 2019;45(5):634-639.e2. doi: 10.1016/j.joen.2019.01.009.
- [3] Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, White SC. Patient risk related to common dental radiographic examinations: the impact of 2007 International Commission on Radiological Protection recommendations regarding dose calculation. *J Am Dent Assoc.* 2008;139:1237-1243.
- [4] Kassenzahnärztliche Bundesvereinigung (KZBV). Jahrbuch 2023.
- [5] Paatero Y. Pantomography and Orthopantomography. *Oral Surg Oral Med Oral Radiol.* 1961;14:947-953.
- [6] Ogawa K, Langlais RP, McDavid WD, et al. Development of a new dental panoramic radiographic system based on a tomosynthesis method. *Dentomaxillofac Radiol.* 2010;39:47-53.
- [7] Vafapour H, Salehi Z. Assessment of the Absorbed Dose Variations in the Thyroid Gland Exposed to Orthopantomography (OPG) while Swallowing: A Novel Approach to Radiation Protection. *J Biomed Phys Eng.* 2024 Jun 1;14(3):267-274.
- [8] Vanni JS, Thomazi E, Zorzi JE, Perottoni CA, Gamba TO. Determination of relative dose of ionizing radiation in the thyroid gland using a panoramic device with different protocols. *Int J Paediatr Dent.* 2024 May 23.
- [9] Dorsey AK, Mol A, Green P, Ludlow J, Johnson B. Radiation doses in extraoral bitewing radiography compared with intraoral bitewing and panoramic radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2024 Feb;137(2):182-189.
- [10] Physikalisch-Technische Werkstätten (PTW), Freiburg. Betriebsanleitung für Ionisationskammern Typ 23322 und Typ 23323, PTW-Freiburg.
- [11] International Commission on Radiological Protection (ICRP). ICRP Publication 116: Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation. 2010.
- [12] Campillo-Rivera L, et al. Evaluation of Tissue Weighting Factors for Radiological Protection in Dental Radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2021;50(1):20200254.
- [13] R Core Team. R: A Language and Environment for Statistical Computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria. 2023. URL <https://www.R-project.org/>.
- [14] Hunter JD. Matplotlib: A 2D graphics environment. *Computing in Science & Engineering.* 2007;9(3):90-95.

- [15] Waskom ML. Seaborn: statistical data visualization. *Journal of Open Source Software*. 2021;6(60):3021.
- [16] Podgorsak, E. B. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. International Atomic Energy Agency, 2005.
- [17] Niroomand-Rad, A., et al. "Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55." *Medical Physics*, vol. 25, no. 11, 1998, pp. 2093-2115.
- [18] Butson, M. J., Cheung, T., Yu, P. K. N. "Radiochromic film as a dosimeter in radiotherapy: applications and limitations." *Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine*, vol. 25, no. 2, 2002, pp. 53-62.
- [19] Baldock, C., et al. "Radiochromic solid state dosimeters." *Radiation Measurements*, vol. 45, no. 10, 2010, pp. 157-172.
- [20] McLaughlin, W. L., et al. "Radiochromic dosimetry: past, present, and future." *Radiation Physics and Chemistry*, vol. 31, no. 4-6, 1991, pp. 805-818.
- [21] Horowitz, Y. S. *Thermoluminescence and Thermoluminescent Dosimetry*. CRC Press, 1984.
- [22] McKeever, S. W. S. *Thermoluminescence of Solids*. Cambridge University Press, 1985.
- [23] Moscovitch, M., Horowitz, Y. S. "The theoretical and practical aspects of thermoluminescent dosimetry." *Radiation Measurements*, vol. 27, no. 5-6, 1997, pp. 635-654.
- [24] International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). *ICRU Report 85a: Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation*. Oxford University Press, 2011.
- [25] Knoll, G. F. *Radiation Detection and Measurement*. John Wiley & Sons, 2010.
- [26] Attix, F. H. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. Wiley-VCH, 1986.
- [27] White, S. C., & Pharoah, M. J. *Oral Radiology: Principles and Interpretation*. Elsevier, 2014.
- [28] Scarfe, W. C., & Farman, A. G. "What is Cone-Beam CT and How Does it Work?" *Dental Clinics of North America*, vol. 52, no. 4, 2008, pp. 707-730.
- [29] Langlais, R. P., Miller, C. S., & Nield-Gehrig, J. S. *Color Atlas of Common Oral Diseases*. Lippincott Williams & Wilkins, 2009.
- [30] Farman, A. G., & Scarfe, W. C. *The Basics of Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography*. Quintessence Publishing, 2009.
- [31] Ludlow, J. B., Davies-Ludlow, L. E., & Brooks, S. L. "Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT." *Dentomaxillofacial Radiology*, vol. 37, no. 4, 2008, pp. 219-226.
- [32] Scarfe, W. C., & Farman, A. G. *Cone Beam Computed Tomography*. Quintessence Publishing, 2012.

- [33] Schulze, R. *Lehrbuch Zahnärztliches Röntgen: Grundlagen, Technik, Anwendung – Hintergrundinformationen*. 2019.
- [34] Alderson, M., & Lanzl, L. H. "The Alderson Radiation Therapy Phantom." *Radiology*, 1971.
- [35] International Commission on Radiological Protection (ICRP). "The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection." *ICRP Publication 103*, Elsevier, 2007.
- [36] International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). *ICRU Report 74: Patient Dosimetry for X Rays Used in Medical Imaging*. Oxford University Press, 2005.
- [37] International Electrotechnical Commission (IEC). *IEC 60601-2-44: Medical Electrical Equipment - Particular Requirements for the Basic Safety and Essential Performance of X-ray Equipment for CT*. 2012.
- [38] International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). *ICRU Report 85a: Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation*. Oxford University Press, 2011.
- [39] Boone, J. M., & Hendee, W. R. "Radiation Dose and Image Quality in Diagnostic Radiology." *Medical Physics*, 2014.
- [40] International Commission on Radiological Protection. *ICRP Publication 118: Tissue Reactions and Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs*. Elsevier, Amsterdam, 2012.
- [41] International Atomic Energy Agency. *Radiation Protection in Medicine: A Report on Thyroid Dosimetry in Medical Imaging*. IAEA Publications, Vienna, 2014.
- [42] Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt Jr., E. M., and Boone, J. M.: *The Essential Physics of Medical Imaging*, 3rd ed., Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 2011.
- [43] AAPD: *Radiation Safety in Dentistry*, FDI World Dental Federation, 2022.
- [44] Rebecca Scherbaum et al.: *Radiation Exposure and Frequency of Dental Radiographs in Children and Adolescents*, MDPI, 2023.
- [45] International Journal of Medical and Dental Research: *Radiation Safety in Dentistry*, 2024.
- [46] Pasler, F. A., & Visser, H. *Zahnärztliche Radiologie: Ein Leitfaden für Studium und Praxis*. Thieme Verlag, 6. Auflage, 2011.
- [47] Janiak, C., & Glaum, G. *Riedel: Moderne Anorganische Chemie*. 4. Auflage, De Gruyter, 2021.
- [48] Löffler, G., Petrides, P. E., & Horn, F. *Biochemie des Menschen: Das Lehrbuch für das Medizinstudium*. 3. Auflage, Springer Medizin Verlag, 2014.
- [49] Fuhrmann, A. *Dental Radiology*. 1. Auflage, Thieme Verlag, 2015. ISBN 978-3-13-200421-4.

- [50] Whaites, E., & Drage, N. *Essentials of Dental Radiography and Radiology*. 5th ed., Elsevier, 2013.
- [51] Wiedemann, T. G. (2023). Cone Beam Computed Tomography in Implant Dentistry: Current Recommendations for Clinical Use. *Clinical Oral Science and Dentistry*, 6(1).
- [52] Santos, M. E., Vasconcelos, D. N., & Paixão, M. L. (2014). Economic evaluation of diagnostic methods used in dentistry: A systematic review. *Journal of Applied Oral Science*, 22(6), 541–549. doi:10.1590/1678-775720140184.
- [53] Haba, Y., Matsumoto, M., Matsumoto, K., Nishizawa, K., & Suzuki, M. (2013). Evaluation of organ doses in a CTDI phantom using Monte Carlo simulation and thermoluminescent dosimetry. *Radiological Physics and Technology*, 6(2), 312–319. doi:10.1007/s12194-013-0226-1.
- [54] Ludlow, J.B., Davies-Ludlow, L.E., and White, S.C.: Patient risk related to common dental radiographic examinations: the impact of 2007 International Commission on Radiological Protection recommendations regarding dose calculation. *Journal of the American Dental Association*, **139**(9), 1237–1243 (2008). doi:10.14219/jada.archive.2008.0339
- [55] Schneider, C.A., Rasband, W.S., and Eliceiri, K.W.: NIH Image to ImageJ: 25 years of image analysis. *Nature Methods*, **9**(7), 671–675 (2012). Available at: <https://imagej.net/software/imagej/> [Accessed: 19. Mai 2025].
- [56] International Atomic Energy Agency. (n.d.). *Radiation and cataracts*. Retrieved June 12, 2025, from <https://www.iaea.org/resources/rpop/health-professionals/radiology/cataract>
- [57] Y. V. Paatero. Method and apparatus for x-ray photographing curved surfaces, especially for medical purposes. *US Patent No. 2,684,446*, 1954.
- [58] J. B. Ludlow and M. Ivanovic. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 106(1):106–114, 2008.
- [59] Schindler F, Müller-Winter D, Karle H, Schulze R. Measurement of radiation dose and analysis of dose distribution in the thyroid and eye lens during digital panoramic tomography. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2025 Apr 25:twaf021. doi: 10.1093/dmfr/twaf021. Epub ahead of print. PMID: 40279293.
- [60] Han GS, Cheng JG, Li G, Ma XC. Shielding effect of thyroid collar for digital panoramic radiography. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2013;42(9):20130265. doi:10.1259/dmfr.20130265. Epub 2013 Sep 4. PMID: 24005060; PMCID: PMC3828020.
- [61] Ludlow, J. B., Timothy, R., Walker, C., Hunter, R., Benavides, E., Samuelson, D. B., et al. Effective dose of dental CBCT—a meta analysis of published data and additional data for nine CBCT units. *Dentomaxillofacial Radiology*, 2015;44(1):20140197. doi:10.1259/dmfr.20140197

Lebenslauf

Franziska Schindler

Hofwiesenstrasse 2

8057 Zürich

franziska.schindler@zzm.uzh.ch

Berufserfahrung

Zahnärztin in Weiterbildung zur Fachärztin für Oralchirurgie

Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie – Poliklinik für Oralchirurgie, Zentrum für Zahnmedizin der Universität Zürich

Seit Januar 2025

Aufgaben: Patientenbehandlung, Lehre und Forschung.

Wissenschaftliche Mitarbeiterin/Assistenzärztin

Poliklinik für zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde, Universitätsmedizin Mainz

September 2022 - Dezember 2024

Aufgaben: Patientenbehandlung, Lehre und Forschung.

Werkstudentin

Zahnarztpraxis J. Noeske (Msc), Lauterbach

02/2021 – 03/2021, 08/2020 – 09/2020

Aufgaben: Übernahme kleinerer zahnärztlicher Tätigkeiten, Assistenz.

Schul- und Hochschulbildung

Approbation im Fach Zahnmedizin

Johannes Gutenberg-Universität, Mainz

2017 – 2022

Abschlussnote: sehr gut (1)

Allgemeine Hochschulreife

Albert-Schweitzer-Gymnasium, Alsfeld

2007 – 2015

Abschlussnote: 1,2

Sprachen

Deutsch (Muttersprache)

Englisch (Sehr gute Kenntnisse)

Französisch (Gute Kenntnisse)