

**Aus der Universitätsklinik für
Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde Tübingen**
Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie

**Lokale Strahlenbelastung der Augenlinse bei der
dentalen digitalen Volumentomographie.
Untersuchungen am Phantom mit und ohne Protektor**

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde**

**der Medizinischen Fakultät
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen**

vorgelegt von

Johannes Michael Lörner

2020

Dekan:

Professor Dr. B. Pichler

1. Berichterstatter:

Professor Dr. Dr. M. Krimmel

2. Berichterstatter:

Professor Dr. J. Geis-Gerstorfer

Tag der Disputation

21.08.2020

Meinen lieben Eltern

I. Inhaltsverzeichnis

1.	EINLEITUNG	1
1.1	RÖNTGEN IM ALLGEMEINEN	1
1.2	DIGITALE VOLUMENTOMOGRAPHIE	3
1.3	DOSIMETRIE	5
1.3.1	<i>Messgrößen</i>	5
1.3.1.1	Ionendosis	5
1.3.1.2	Energiedosis	5
1.3.1.3	Organdosis	6
1.3.1.4	Personendosis (lokale Dosis)	6
1.3.2	<i>Thermolumineszenz-Dosimetrie</i>	7
1.4	STRAHLENBELASTUNG DER DVT	9
1.4.1	<i>Strahlenbelastung der Augenlinse</i>	10
1.5	STRAHLENSCHUTZ	11
1.5.1	<i>Strahlenschutzzubehör</i>	12
1.5.2	<i>Strahlenschutz der Augenlinse</i>	13
1.6	STUDIENFRAGEN UND HYPOTHESE DER VORLIEGENDEN UNTERSUCHUNG	14
1.7	ZIELE DER VORLIEGENDEN UNTERSUCHUNG	15
2	MATERIAL UND METHODE	16
2.1	ALLGEMEINE METHODIK	16
2.1.1	<i>DVT-Gerät KaVo 3D eXam</i>	16
2.1.2	<i>DVT-Gerät Morita Veraviewepocs 3D R100</i>	17
2.1.3	<i>Phantomkopf</i>	18
2.1.4	<i>TLD-Messung</i>	19
2.1.4.1	Kalibrierung der TLD-Chips	19
2.1.4.2	Lagerung und Befestigung der TLD-Chips	21
2.1.5	<i>Dosimeter Unfors RaySafe X2 R/F</i>	22
2.1.6	<i>Augenprotektor</i>	22
2.1.7	<i>Berechnung der lokalen Dosis der Augenlinse</i>	24
2.1.8	<i>Allgemeine Messmethodik</i>	26
2.2	SPEZIELLE METHODIK	27
2.2.1	<i>Strahlenbelastung der Augenlinse KaVo - FoV 165 mm x 69 mm</i>	27
2.2.2	<i>Strahlenbelastung der Augenlinse KaVo - FoV 165 mm x 135 mm</i>	28
2.2.3	<i>Strahlenbelastung der Augenlinse Morita - FoV 40 mm x 40 mm</i>	29
2.2.4	<i>Strahlenbelastung der Augenlinse Morita - FoV 40 mm x 80 mm</i>	30

2.2.5	<i>Beeinflussung der Bildqualität durch den Protektor</i>	31
2.3	REPRODUZIERBARKEIT DER MESSERGEBNISSE.....	32
2.4	STATISTISCHE AUSWERTUNG	33
3	ERGEBNISSE	35
3.1	BERECHNUNG DES RELATIVEN FEHLERS DER TLD-CHIPS	35
3.2	STRAHLENBELASTUNG DER AUGENLINSE KAvo - FoV 165 mm x 69 mm	39
3.2.1	<i>KaVo - FoV 165 mm x 69 mm ohne Protektor</i>	39
3.2.2	<i>KaVo - FoV 165 mm x 69 mm mit Protektor</i>	41
3.2.3	<i>Vergleich der Energiedosis mit und ohne Protektor sowie des rechten und linken Auges beim KaVo - FoV 165 mm x 69 mm</i>	43
3.2.4	<i>Vergleich der lokalen Organdosis mit und ohne Protektor beim KaVo – FoV 165 mm x 69 mm</i>	45
3.3	STRAHLENBELASTUNG DER AUGENLINSE KAvo - FoV 165 mm x 135 mm	47
3.3.1	<i>KaVo - FoV 165 mm x 135 mm ohne Protektor</i>	47
3.3.2	<i>KaVo - FoV 165 mm x 135 mm mit Protektor</i>	49
3.3.3	<i>Vergleich der Energiedosis mit und ohne Protektor sowie des rechten und linken Auges beim KaVo - FoV 165 mm x 135 mm</i>	51
3.3.4	<i>Vergleich der lokalen Organdosis mit und ohne Protektor beim KaVo – FoV 165 mm x 135 mm</i>	53
3.4	STRAHLENBELASTUNG DER AUGENLINSE MORITA - FoV 40 mm x 40 mm	55
3.4.1	<i>Morita - FoV 40 mm x 40 mm ohne Protektor</i>	55
3.4.2	<i>Morita - FoV 40 mm x 40 mm mit Protektor</i>	57
3.4.3	<i>Vergleich der Energiedosis mit und ohne Protektor sowie des rechten und linken Auges beim Morita - FoV 40 mm x 40 mm</i>	59
3.4.4	<i>Vergleich der lokalen Organdosis mit und ohne Protektor beim Morita 40 mm x 40 mm</i> .	61
3.5	STRAHLENBELASTUNG DER AUGENLINSE MORITA - FoV 40 mm x 80 mm	63
3.5.1	<i>Morita - FoV 40 mm x 80 mm ohne Protektor</i>	63
3.5.2	<i>Morita - FoV 40 mm x 80 mm mit Protektor</i>	65
3.5.3	<i>Vergleich der Energiedosis mit und ohne Protektor sowie des rechten und linken Auges beim Morita - FoV 40 mm x 80 mm</i>	67
3.5.4	<i>Vergleich der lokalen Organdosis mit und ohne Protektor beim Morita 40 mm x 80 mm</i> .	69
3.6	BEEINFLUSSUNG DER BILDQUALITÄT DURCH DEN PROTEKTOR.....	71
4	DISKUSSION	74
4.1.1	<i>Diskussion der Methode und Materialien</i>	74
4.1.1.1	DVT-Geräte	74

4.1.1.2	Phantomkopf und Positionierung der TLD-Chips.....	76
4.1.1.3	Dosimeter	77
4.1.1.4	Protektor.....	77
4.1.1.5	Berechnung der Dosis.....	78
4.1.1.6	Fehlerberechnung.....	79
4.1.2	<i>Diskussion der Ergebnisse</i>	81
4.1.2.1	Messergebnisse der Energiedosis und die Wirkung des Protektors.....	81
4.1.2.2	Ergebnisse der Personendosis	83
4.1.2.3	Seitendifferenz der gemessenen Dosis.....	84
4.1.2.4	Einfluss der Lage und Größe des FoV auf die Dosis	85
4.1.2.5	Beeinflussung der Bildqualität durch den Protektor	87
4.1.3	<i>Schlussfolgerung</i>	88
5	ZUSAMMENFASSUNG	90
6	LITERATURVERZEICHNIS.....	91
7	ERKLÄRUNG ZUM EIGENANTEIL	96
8	DANKSAGUNG	97
9	ANHANG.....	98
9.1	ABBILDUNGSVERZEICHNIS	98
9.2	TABELLENVERZEICHNIS	98
9.3	MASTERTABELLEN	102

II. Abkürzungsverzeichnis

°C	Grad Celsius
3-D	Dreidimensional
Å	Ångström
C	Coulomb
cm	Zentimeter
cm ²	Quadratzenimeter
Co	Cobalt
CT	Computertomographie
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DVT	digitale Volumetomographie
F	Fluor
FoV	Field of View
Gy	Gray
ICRP	International Commission on Radiological Protection
J	Joule
Kerma	Kinetic Energy Released per unit Mass
keV	Kiloelektronenvolt
kg	Kilogramm
kVp	Kilovolt peak
Li	Lithium
lp	Linienpaare
mA	Milliampere

mAs	Milliamperesekunde
Mg	Magnesium
mGy	Milligray
mm	Millimeter
Mn	Mangan
mSv	Millisievert
OPT	Orthopantomograph / Orthopantomogramm
ρ	Dichte
RöV	Röntgenverordnung
s	Sekunde
Sv	Sievert
Ti	Titan
TLD	Thermolumineszenzdosimetrie
UV	Ultraviolett
w_R	Wichtungsfaktor radiation
Z	Ordnungszahl
μGy	Mikrogray
μSv	Mikrosievert

1. Einleitung

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit dem Vergleich der lokalen Organdosis der Augenlinse bei der dentalen digitalen Volumentomographie (DVT) mit und ohne Protektor.

Zunächst werden grundlegende Begrifflichkeiten näher erklärt und ein Überblick über die aktuelle Datenlage zur Strahlenbelastung und zum Strahlenschutz, im Allgemeinen und im Speziellen, auf die Augenlinse vorgestellt.

1.1 Röntgen im Allgemeinen

Der Nobelpreisträger Wilhelm Conrad Röntgen, der Sohn eines Kaufmannes und Tuchfabrikanten erblickte am 27. März 1845 das Licht der Welt. Nach seinem Examen im Jahre 1868 als Maschinenbauingenieur wurde er zum Ordinariat für Physik nach Gießen berufen. In der Zeit von 1870 bis 1921 veröffentlichte er in Zusammenarbeit mit A. Joffé 59 wissenschaftliche Arbeiten, von denen die X-Strahlen wohl seine bekannteste Entdeckung waren. 1888 veröffentlichte er die auf der Maxwell'schen Theorie fundierende Erscheinung, welche später durch H. A. Lorentz als Röntgenstrom bezeichnet wurde. Die ersten Anzeichen dieser neuen Strahlen stellte er am Abend des 8. Novembers 1895 fest [49].

Im Jahre 1896 fertigte Röntgen vor der medizinischen Gesellschaft in Würzburg eine Handaufnahme des Anatomen und Geheimen Rates Prof. R. von Kölliker an. Noch im selben Monat nutzte der Zahnarzt Walkhoff die Röntgentechnik, um die erste Dentalaufnahme anzufertigen [10].

Hierfür legte er sich 25 Minuten auf den Boden, um eine verwacklungsfreie Aufnahme anfertigen zu können. Das erste Zahnmedizinische Röntgengerät wurde im Jahre 1904 installiert, aber erst 1919 wurde von Garretson die Winkelröhre entwickelt. Numata schaffte es erstmals im Jahre 1933 mittels einer Schlitzblende eine Panoramaaufnahme anzufertigen. Die heutige Panoramatomografie ist allerdings auf die unabhängige Forschung von Paatero in den Jahren von 1949 - 1952 zurückzuführen [19].

Eine neue Epoche der bildgebenden medizinischen Diagnostik begann mit der Entwicklung der Computertomographie (CT) durch den in London beheimateten G. N. Hounsfield. 1997 entwickelte J. Rowlands den ersten digitalen Real-Time-Detektor für dynamische Bildgebung [10].

Im Jahre 1997 wurde der erste digitale Volumentomograph (DVT) in einer Zahnärztlichen Praxis aufgestellt [65].

Seitdem stieg die Verbreitung dieser Geräte signifikant, sodass im Jahre 2014 bereits 2000 DVT-Geräte deutschlandweit installiert waren [51].

1.2 Digitale Volumentomographie

Die DVT ist eine Technologie, bei welcher die Röntgenquelle sowie der Sensor um den Patientenkopf rotieren. Hierbei wird ein pyramidenförmiger oder konischer Röntgenstrahl durch den zu untersuchenden Bereich geschickt. Während einer Rotation werden etwa 150-600 planare Bilder von dem Point of Interest (PoI) aufgezeichnet. Der Unterschied zu der CT besteht darin, dass diese einen streifenförmigen Strahlengang besitzt und somit mehrere Rotationen für eine Aufnahme benötigt werden. Durch den konischen Strahl der DVT wird die Bildgebung in nur einer Rotation erreicht. Dies hat den Vorteil, dass eine kürzere Expositionszeit ausreicht. Eventuelle Bewegungsunschärfen können so ebenfalls minimiert werden [48].

In den meisten Fällen erreicht man so eine geringere Strahlenbelastung aufgrund einer niedrigeren Dosis gegenüber der klassischen CT [28].

Während der DVT werden 3-D Datensätze aus einer Vielzahl von zweidimensionalen Röntgenaufnahmen erzeugt. Eine spätere Verrechnung, die sogenannte Rückprojektion, berechnet aus hunderten Projektionsaufnahmen einen aus kleinsten Einheiten, den Voxeln, aufgebauten 3-D-Datensatz. Jedes Voxel erhält einen spezifischen Grauwert, welcher mittels Algorithmus aus der dichteabhängigen Schwächung des Röntgenstrahls berechnet wird [51].

Die erste und am häufigsten gebrauchte Methode dieser Verrechnung wurde nach den Erfindern Feldkamp, Davis und Kress als FDK-Methode bezeichnet [28].

Das sichtbare Bild besteht somit aus einem Gitter der mathematisch berechneten Voxel, welche die ortsabhängige Strukturichte des FoV darstellen.

Durch diese Rückberechnung entsteht ein unverzerrtes Bild, welches bei fehlerhafter Kalibrierung eine Divergenz der Skalierung aufweisen kann [51].

Inzwischen gibt es eine Vielzahl von unterschiedlichen Gerätetypen. Sie unterscheiden sich durch die Patientenpositionierung, das Field of View (FoV) sowie die Detektoren-Technologie. Trotz der Weiterentwicklungen ist die erreichbare Ortsauflösung gegenüber hochauflösenden, zweidimensionalen Röntgenbildern um ca. eine Zehnerpotenz niedriger, die Strahlenexposition aber

deutlich erhöht und von unterschiedlichen Faktoren abhängig. Deshalb sollte sich das FoV bei der Einstellung auf die indikationsabhängige anatomische Region des Patienten beschränken. In den bisherigen Publikationen liegt noch keine Evidenz vor, aus welcher abgeleitet werden kann, ob die Zusatzinformationen einer DVT einen erhöhten diagnostischen Nutzen und in Folge eine verbesserte Therapie für den Patienten bedeuten [27].

Die aktuellen DVT-Geräte arbeiten mittels Flatpanel-Detektoren. Diese sind auf der Basis der Thin-Film-Transistors-Technologie mit amorphen Selen-Detektoren aufgebaut. Ein Bildverstärker, wie er früher üblicherweise in CT-Geräten verbaut war, ist heute kaum mehr nötig. Durch einen, dem Flatpanel-Detektor vorgeschalteten, Szintillator werden die einfallenden Röntgenstrahlen in sichtbares Licht umgewandelt. Diese werden dann wiederum in ein elektrisches Signal transformiert [51].

Diese Signale müssen durch das sogenannte Fenster, welches eine Anpassung der Kontrastverhältnisse darstellt, an den Viewer, eine Software zum Betrachten der Bilder weitergegeben werden. Als internationaler Standard hat sich das DICOM-Format (digital imaging and communications in medicine) durchgesetzt. Hierbei kann eine herstellerunabhängige Betrachtung der Bilder gewährleistet werden [51].

1.3 Dosimetrie

Bereits ein Jahr nach der Entdeckung der Röntgenstrahlen im Jahre 1895 wurde durch L. Freund in Wien die Verwendung der Röntgenstrahlen zu Heilzwecken genutzt. Hiermit wurde der Grundstein zur Erkenntnis der biologischen Wirksamkeit der Röntgenstrahlung gelegt. Im Jahre 1913 wurde von Christen erstmalig der Begriff „Strahlendosis“ eingeführt [14].

1.3.1 Messgrößen

1.3.1.1 Ionendosis

Die SI-Einheit (*Système international d'unités*) der Ionendosis ist Coulomb pro Kilogramm (C/kg). Sie ist definiert durch die in der Röntgenröhre erzeugte Ladungsmenge, die in einer bestimmten Masse erzeugt wird [19].

Dementsprechend kann sie auch als Ladung/Masse bezeichnet werden. Die Detektion der elektrischen Ladung ist die Grundlage der Dosismessung [31].

1.3.1.2 Energiedosis

Die SI-Einheit der Energiedosis, definiert als Joule pro Kilogramm (J/kg) ist die Einheit Gray (Gy). Das Formelzeichen der Energiedosis ist D . Die Energiedosis wird durch den Quotienten der absorbierten Energie $\bar{\epsilon}$, welcher durch ionisierte Strahlung übertragen wird, und der Masse des bestrahlten Materials m in einem definierten Volumen bestimmt. Sie beschreibt die Wirkung der Strahlung auf das Gewebe. Die Art des Gewebes sowie die Absorption der Strahlung nehmen hierbei einen unmittelbaren Einfluss auf die Wirkung der Strahlung. Die Energiedosis ist keine direkte Messgröße, sondern wird aus der Ionendosis und dem Absorptionskoeffizienten bestimmt [20, 31, 58].

1.3.1.3 Organdosis

Die Organdosis, auch als „Äquivalentdosis an einem bestimmten Raumpunkt“ [31] bezeichnet, hat die SI-Einheit Joule pro Kilogramm (J/kg), ihre Einheit ist Sievert (Sv) und sie trägt das Formelzeichen H_T . Das T steht für Tissue (Gewebe). Die Organdosis wird durch das Produkt aus mittlerer Energiedosis $D_{T,R}$ und dem Strahlungs-Wichtungsfaktor w_R berechnet, wobei das R für die vorliegende Strahlungsqualität steht [20, 31, 58].

Formel 1: Berechnung der Organdosis

$$H_T = \sum_R w_R * D_{T,R}$$

Der Strahlungs-Wichtungsfaktor ist eine dimensionslose Zahl, welche die biologische Wirksamkeit der Strahlung gewichtet. Die in der Zahnmedizin relevante Röntgenstrahlung hat den Wichtungsfaktor $w_R = 1$ und ist mit der Äquivalentdosis gleichzusetzen. Die entsprechenden Werte sind folgender Tabelle zu entnehmen [20, 31, 58].

Tabelle 1: Strahlungs-Wichtungsfaktor w_R nach Fuhrmann et al.

Art der Strahlung	w_R
Röntgen-, Beta-, Gamma- und Elektronenstrahlung	1
Neutronenstrahlung	10 - 20
Alphastrahlung	20

1.3.1.4 Personendosis (lokale Dosis)

Die Personendosis mit dem Formelzeichen H_p hat die SI-Einheit Joule durch Kilogramm (J/kg), ihre Einheit ist Sievert (Sv). Sie wird in drei Kategorien eingeteilt. Die in dieser Untersuchung relevante Größe ist die Augenlinsen-Personendosis $H_p(3)$. Sie stellt ein personenbezogenes, individuelles Maß für

die Strahlenexposition an einer repräsentativen Stelle durch externe Strahlungsfelder dar. Die Berechnung der lokalen Dosis H_p wird durch Multiplikation der gemessenen Dosis mit einem Konversionskoeffizienten vorgenommen. Dieser Konversionskoeffizient wird mittels standardisierter Referenzmessung an einem Röntgenphantom ermittelt [9, 19, 32, 58, 59, 63].

1.3.2 Thermolumineszenz-Dosimetrie

Das Prinzip der Thermolumineszenz-Dosimetrie besteht darin, einstrahlende Energie in langlebigen Zwischenzuständen, den Traps, zu speichern. Durch das spätere Erhitzen der Detektoren (TLD-Chips) wird die gespeicherte Energie in Form von Lichtquanten freigesetzt und durch Photomultiplier quantitativ nachgewiesen. Die Auswerteeinheit besteht im Wesentlichen aus zwei Funktionseinheiten, der Leseeinrichtung und der Heizeinrichtung. Die Leseeinrichtung dient zum Lichtnachweis mittels Sekundärelektronenvervielfacher (Photomultiplier), deren Photokathode auf die spektralen Farben des Lumineszenzlichtes abgestimmt sein muss. Die gemessene Lichtintensität ist proportional zu der erzeugten Ladung des Photomultipliers. Der detektierte Lichtstrom wird in einem Graphen gegen die Zeit aufgetragen und es entsteht eine sogenannte Glowkurve, welche durch ein softwarebasiertes Programm ausgewertet wird. Die Heizeinrichtung sorgt für die nötige Temperatur, um die Thermolumineszenz zu initiieren. Hierbei werden verschiedene Heizprofile abgefahren. Das Pre-Annealing hat die Aufgabe, Elektronen aus energetisch hochliegenden Traps zu unterdrücken und dient somit der Genauigkeit. In der nachfolgenden Lesezone werden die Detektoren auf eine für die Thermolumineszenz nötige Temperatur von 200-300°C erwärmt. Abschließend folgt eine Post-Read-Annealing Phase, welche das Restsignal löscht.

Gebräuchlich sind TLD-Chips aus einem mit Mn, Mg dotierten LiF (Lithiumfluorid). Durch eine vorherige Kalibrierung ist mit dieser Messmethode eine Bestimmung der absoluten Strahlung möglich. Die Genauigkeit bewegt sich bei sorgfältiger Kalibrierung im einstelligen Prozentbereich. Der

Dosismessbereich erstreckt sich von wenigen mGy bis einigen Zehntausend Gy. Während der Lagerung in UV-Licht kann es vorkommen, dass einige tiefe Traps um- oder neubesetzt werden (Antifading), auch kann es zu UV-induzierten Entleerungen der Traps kommen (Fading). Ebenso ist ein thermisches Fading bei einer Temperatur von 20-25°C zu beobachten. Die Ungenauigkeit, die auf diesen Eigenschaften beruht, ist mit etwa 5 % in 3 Monaten schwach ausgeprägt und spielt bei korrekter Lagerung und nach kurzem Abstand zwischen der Exposition und dem Auslesen eine untergeordnete Rolle. Thermolumineszenz-Detektoren werden in verschiedenen geometrischen Formen angeboten. In Ringdosimetern gebräuchlich sind kleine kreisförmige oder quadratische Scheiben (Chips). Des Weiteren gibt es noch Stäbchen mit wenigen Millimetern Länge (Rods), offenes Pulver (Bänder) oder in Glas eingeschmolzene Formen (Bulbs) [31, 55].

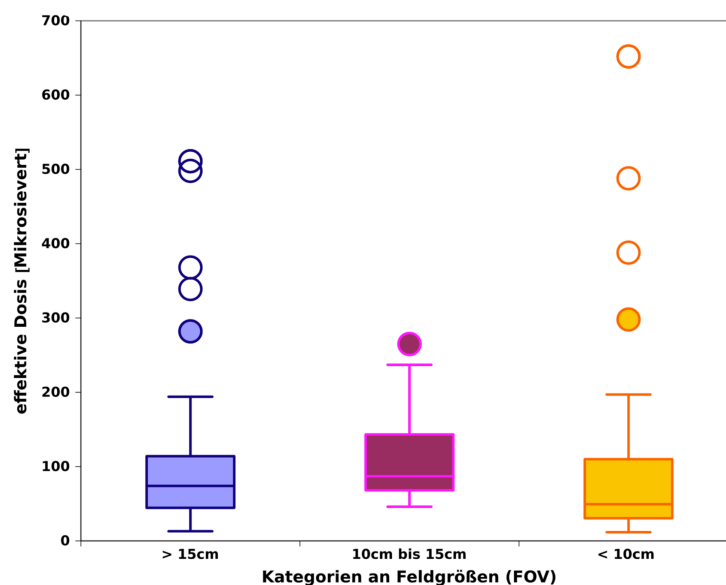
1.4 Strahlenbelastung der DVT

Die Strahlenbelastung, welcher der Patient bei der DVT ausgesetzt ist, wird in einigen Leitlinien diskutiert. Die für die Bundesrepublik Deutschland rechtlich relevante S2k-Leitlinie „Dentale digitale Volumentomographie“ wurde 2013 von der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde veröffentlicht. Zielsetzung war es, den derzeitigen Wissensstand über die DVT hinsichtlich der technischen Grundlagen, der Anwendungsgebiete sowie der durch sie verursachten Dosis abzubilden [16, 51].

Die Leitlinie berücksichtigt diejenigen Studien, welche die Strahlenexposition nach dem anerkannten Monte-Carlo-Simulationsverfahren und den 2007 novellierten, organspezifischen Gewichtungsfaktoren der Internationalen Commission on Radiological Protection ICRP ermittelt hatten [63].

Durch Selektierung der in Europa gebräuchlichen Geräte wurden 15 Studien analysiert. Die entsprechenden mittleren Dosen nach der Einteilung der FoV Größen nach Ludlow und Ivanovic 2008 ergaben einen Messwert von FoV kleiner 10 cm von 92 μ Sv (Median 49 μ Sv), bei FoV im Bereich von 10-15 cm 118 μ Sv (Median 87 μ Sv) sowie bei FoV größer als 15 cm 114 μ Sv (Median 73 μ Sv) [16].

Abbildung 1 „Effektive Dosis standardisiert ermittelt nach ICRP 2007 nach Auswertung von 15 verfügbaren Studien. Die Box repräsentiert 50% der Werte vom 25% bis zum 75%-Quartil, der Medianwert ist jeweils als horizontale Linie in der Box dargestellt.“ [16]



1.4.1 Strahlenbelastung der Augenlinse

Laut einer Studie von *Merriam Jr Gr* ist die Augenlinse bei Strahlenexposition im Kopfbereich besonders gefährdet. Die ionisierende Strahlung führt zu einer Schädigung der Zellen in der Linse. Die Zellen werden in ihrer Teilungsphase arretiert und bilden eine Tröpfchenstruktur, welche die Linse trübt. Je nach Dosis der Strahlenexposition kann man hierbei verschiedene Schweregrade abgrenzen. Diese reichen von einer schwachen Linsentrübung bis hin zu einem Strahlenkatarakt [39, 64].

Die ICRP hat sich in ihren Leitlinien 103 sowie 118 ebenfalls mit diesem Thema beschäftigt und hat Grenzwerte für die Strahlenbelastung der Augenlinse definiert. Die Schädigung der Linse mit einhergehender Trübung ist ab 0,5 - 2 Gy bei einer akuten Exposition bzw. ab 5 Gy bei der chronischen Exposition beschrieben.

Ein Katarakt durch ionisierende Strahlung kann ab einer akuten Exposition von 2 - 10 Gy bzw. ab 8 Gy bei chronischer Exposition entstehen [54, 58].

Diese Werte werden im klinischen Alltag selbst bei hochfrequenten CT-Untersuchungen nicht erreicht. Dennoch sollte insbesondere bei pädiatrischen Patienten auf den Strahlenschutz geachtet werden, da die Schwellendosis um den Faktor vier kleiner ist als bei Erwachsenen [39, 56, 64].

1.5 Strahlenschutz

Aus dem „Jahresbericht für Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung“ des *Bundesamtes für Strahlenschutz* aus dem Jahr 2016 geht hervor, dass in der Bundesrepublik Deutschland die jährliche Strahlenbelastung ca. 3,8 mSv pro Jahr beträgt. Eine nicht unerhebliche Menge von ca. 1,55 mSv pro Jahr hiervon stammt aus der Röntgendiagnostik. Die Anzahl der zahnmedizinischen Röntgenuntersuchungen nahm in den Jahren von 2007-2014 zu und liegt nun bei jährlich 0,7 Röntgenuntersuchungen pro Einwohner der BRD, dies entspricht etwa 40% der Gesamtzahl aller Röntgenuntersuchungen. Dank der geringeren Dosen trägt die Zahnmedizin allerdings nur zu 0,4% zur gesamten effektiven Dosis der Röntgendiagnostik bei. Aufgrund der steigenden Anzahl an zahnmedizinischen Röntgenuntersuchungen ist der Strahlenschutz des Patienten dennoch ein wichtiges Thema [57].

Wie bei allen röntgenologischen Untersuchungen gilt auch in der zahnmedizinischen Röntgendiagnostik der Grundsatz des ALARA - Prinzips (As low as reasonably achievable). Demnach soll der Patient einer möglichst (sinnvollerweise) geringen Strahlenbelastung ausgesetzt werden [17].

Ebenfalls ist in der Bundesrepublik Deutschland nach § 119 der Strahlenschutzverordnung der gesundheitliche Nutzen der Untersuchung gegenüber dem Strahlenrisiko abzuwägen [4].

Um das Patientenrisiko zu minimieren, haben im Rahmen des Strahlenschutzes bei der dentalen DVT einige Kommissionen und Arbeitsgruppen entsprechende Leitlinien veröffentlicht.

Die ICRP gilt als führende Kommission in diesem Bereich. Sie wurde im Jahre 1928 gegründet und nimmt zu allen wichtigen Fragen des Strahlenschutzes Stellung. Sie hat sich zur Aufgabe gemacht, Studien im Bereich der medizinischen Strahlenexposition auszuwerten und daraus resultierend Empfehlungen zu formulieren. Im Jahre 2007 stellte die ICRP die neueste Veröffentlichung 103 vor [2]. Nach *Bumann et al.* im Jahre 2008 sollen alle Studien entsprechend den Methoden der Kalkulation der effektiven Dosis nach ICRP 2007 erstellt werden [8].

Die Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde veröffentlichte im Jahre 2013 die konsensbasierte S2k-Leitlinie „Dentale digitale Volumentomographie“. Sie spiegelt den aktuellen Wissensstand über die dentale DVT in der Bundesrepublik Deutschland wider. In ihr wird unter anderem das Thema des Strahlenschutzes behandelt. So wird eine FoV-abhängige Strahlenreduzierung und die sorgfältige Risiko-Nutzen-Abwägung empfohlen [16].

1.5.1 Strahlenschutzzubehör

Unter dem Begriff des Strahlenschutzzubehörs versteht man Gegenstände, die dem Schutz dienen und nicht fest an dem Gerät montiert sind. Hierzu gehören z.B. Bleischürzen, Gonadenschutz, sowie Schutzbrillen. Die Aufgabe dieses Zubehörs ist es, die auf den Körper wirkende Streustrahlung durch Abschirmung zu reduzieren. Durch energieabhängige Wechselwirkungen (Photoeffekt, Comptonstreuung, Paarbildung) mit der bestrahlten Materie wird die Energie der Röntgenstrahlen nahezu exponentiell abgeschwächt sowie in ihrer Richtung abgelenkt. Die Effektivität der Abschirmung wird durch den Schwächungskoeffizienten beschrieben. Dieser ist abhängig von der Bindungsenergie der K- oder L-Schalen $E_{K/L}$, der Ordnungszahl Z und der Dichte des Materials ρ . Hierbei gilt, je höher die Bindungsenergie ist, desto mehr Energie muss aufgewendet werden, um das Molekül zu zerlegen. In folgender Tabelle sind einige Materialien hinsichtlich ihrer Eigenschaften aufgelistet. Hierbei ist ersichtlich, dass das in den heutigen Protektoren verwendete Wismut trotz geringerer Dichte eine nahezu gleiche Abschirmungsqualität wie Blei aufweist [18, 32].

Tabelle 2: Materialeigenschaften (Ordnungszahl Z, Bindungsenergie E der K oder L Elektronen) [32]

Material	Z	ρ	E_K (keV) / E_L (keV)
Zinn	50	7,31	29,2 / 3,93 - 4,46
Antimon	51	6,69	30,49 / 4,13 - 4,7
Wolfram	74	19,3	69,525 / 10,2 - 13,0
Blei	82	11,35	88 / 13 - 15,8
Wismut	83	9,75	90,53 / 13,4 - 16,4

1.5.2 Strahlenschutz der Augenlinse

In der Vergangenheit haben sich auch einige Arbeitsgruppen mit dem Schutz der Augenlinse bei radiologischen Untersuchungen beschäftigt. Hierbei wurden Protektoren verschiedener Hersteller vorwiegend aus Wismut verwendet. Bei CT-Untersuchungen konnte eine Reduktion der Strahlenbelastung um bis zu 65,4 % erreicht werden [21, 23, 26, 38, 45] .

Studien zu der Verwendung eines Augen-Protectors bei der DVT konnten zum Zeitpunkt dieser Arbeit nicht aufgefunden werden.

1.6 Studienfragen und Hypothese der vorliegenden Untersuchung

- Wie hoch ist die lokale Dosis auf die Augenlinse bei 2 verschiedenen DVT Geräten?
- Ist es möglich mittels eines Protektors die lokale Dosis der Augenlinse zu verringern?
- Welche Rolle spielt hierbei die Größe und Position des FoV?

Als Hypothese wird angenommen, dass mittels eines Protektors die Strahlenbelastung auf die Augenlinse unabhängig vom FoV verringert werden kann. Hierbei sollen keine Nachteile in der Diagnostik entstehen.

1.7 Ziele der vorliegenden Untersuchung

Die DVT erhält in der modernen Zahnmedizin vermehrt Einzug in den klinischen Alltag. Der diagnostische Mehrgewinn im Vergleich zur OPT (Orthopantomographie) wird mit einer erhöhten Strahlenbelastung für den Patienten erkauft. Deshalb ist es besonders wichtig sensible Strukturen zu schützen [51].

Der Anteil der Strahlung auf die Augenlinse ist hierbei ein wichtiger Anteil der effektiven Strahlenbelastung für den Patienten [39].

Ziel der Studie war es, die Möglichkeit der Reduktion der lokalen Dosis auf die Augenlinse des Patienten mittels eines Protektors zu erforschen. Hierbei wurden mehrere Messungen mit verschiedenen Parametern durchgeführt und diese miteinander verglichen.

2 Material und Methode

2.1 Allgemeine Methodik

Die Messungen wurden an zwei DVT-Geräten unterschiedlicher Hersteller durchgeführt. Bei der Messung wurden je Gerät zwei verschiedene FoV verwendet, deshalb ist ein direkter Vergleich der Ergebnisse nicht möglich.

2.1.1 DVT-Gerät KaVo 3D eXam

Bei den Messungen wurde das DVT-Gerät 3D eXam der Firma KaVo (Biberach, Deutschland) verwendet. Es wurde im November 2008 mit der Modellnummer: K1-10-3-0 und der Seriennummer ICU080843 hergestellt. Für die Anfertigung der Aufnahmen wurde die Software eXamVision verwendet. Die Aufnahmen wurden mit den standardisierten Einstellungen von 10,11 mAs, 120 kVp und einer Akquisitionszeit von 4,8 Sekunden durchgeführt. Als Auflösung für alle Aufnahmen wurde eine Voxelgröße von 0,4 mm gewählt. Die technischen Daten sind der Tabelle zu entnehmen [15].

Tabelle 3: Technische Daten des Kavo eXam K1-10-3-0

Röntgenröhrenspannung	120 kVp
Röntgenröhrenstrom	3-7 mA
Spannungswellenform	Gleichspannung
Fokus	0,5004 mm
Bilddetektor	Flachfeld, amorphes Silizium; 23,8 cm x 19,2 cm (BxH)
Voxelgröße	0,4 mm
Sichtbereich (Standard)	165 mm (Durchmesser) x 135 mm (maximale Höhe)

2.1.2 DVT-Gerät Morita Veraviewepocs 3D R100

Das zweite verwendete DVT-Gerät Veraviewepocs 3D R100 X550 ist von der Firma J. Morita Europe GmbH (Dietzenbach, Deutschland). Es wurde im Jahre 2015 mit der Modellnummer X550 Typ EX-2 mit der Seriennummer DK4009 hergestellt. Die Einstellungen der jeweiligen Aufnahmen sind dem Teil der speziellen Methodik zu entnehmen. Als Software wurde das firmeneigene Programm i-Dixel in der Version 2.855.635.4543 verwendet [40].

Tabelle 4: Technische Daten des Morita Veraviewepocs 3D R100

Röhrenspannung beim CT	75-90 kV
Röhrenstrom	1-8 mA
Effektiver Brennfleck	0,5 mm
Voxelgröße	0,125 mm
Sichtbereich	100 mm (Durchmesser) x 80 mm (maximale Höhe)

2.1.3 Phantomkopf

Für die anatomisch korrekte Positionierung der TLD-Chips wurde ein anthropomorpher Röntgen-Phantom-Kopf der Firma 3m x-ray products verwendet. Der Kopf besteht aus einem humanen knöchernen Schädel umgeben von einer Kohlenwasserstoff - Matrix. Wie in anderen Untersuchungen beschrieben, handelt es sich hierbei um ein Polymethylmethacrylat, welches als Weichteiläquivalent gilt [25].

Der Phantomkopf wurde nach den Herstellerangaben der DVT Geräte anatomisch gerecht im Strahlengang platziert. Mittels Markierungen und Referenzaufnahmen wurde eine gleichbleibende Position während aller Messungen gewährleistet.

Abbildung 2: Darstellung der Positionierung des Phantomkopfes im KaVo DVT sowie dessen Ausrichtung anhand der Lasermarkierungen.



2.1.4 TLD-Messung

Die Messung der Dosis erfolgte mittels 12 Thermolumineszenz Dosimetern des Typs TLD-100-Chip der Firma Thermo Fisher Scientific (Waltham, USA). Die TLD-Chips haben bei dem angegebenen Messbereich von 10 pGy - 10 Gy einen Fehler von 15 %. Die technischen Daten sind folgender Tabelle zu entnehmen [62].

Tabelle 5: Technische Daten der TLD-100 Chips

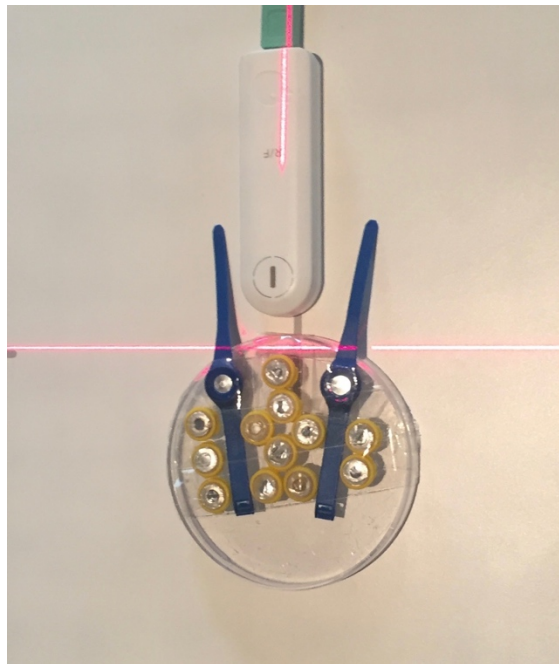
Genauigkeit	+/- 15%
Emissionsspektren	3500 bis 6000 Å
Energiekennlinie	1,25 keV / 6 ° Co
Abmessungen	3,2 x 3,2 x 0,89 mm
Material	Lithium Fluoride (Li natural) LiF:Mg, Ti
Empfindlichkeit	1,0 auf 6 ° relativ zu Co LiF
Messbereich	10 pGy bis 10 Gy

2.1.4.1 Kalibrierung der TLD-Chips

Zur Kalibrierung wurden die TLD-Chips zunächst mit einer definierten Dosis aus einer Strontium-90 - Quelle (⁹⁰Sr), 2210 der Firma Bicon (Newbury USA) mit der Seriennummer S12021311 vom Isotopenlabor der Universität Tübingen kalibriert. Nach den Messungen am Phantom wurden sie mit dem automatischen Messgerät Harshaw TLD 5500 der Firma Thermo Fisher ausgelesen und anschließend durch Erhitzen wieder gelöscht. Um ein konstantes Fading zu gewährleisten, wurde bei diesem Prozedere auf eine gleichbleibende zeitliche Abfolge geachtet. Die Messungen wurden jeweils in einem Zeitraum zwischen 17 Uhr und 20 Uhr vorgenommen und am folgenden Tag um 8 Uhr vom Isotopenlabor ausgewertet. Um die Genauigkeit der Messungen zu erhöhen, wurde eine Kalibrierung mittels einem RaySafe X2 Dosimeter der Firma RaySafe sowie den TLD-Chips gemacht. Als Sensor wurde der R/F-Sensor mit einer

maximalen Abweichung von 5% verwendet. Das Gerät Orbix, der Firma Siemens-Elma AB (Schweden) mit der Seriennummer AXS1713 diente hierbei als Strahlenquelle. Die Kalibrierungsaufnahmen wurden mit einer Beschleunigungsspannung von 96 kVp und einer variablen Dosisleistung von 320 mAs sowie 500 mAs gemacht. Dies hatte den Vorteil, dass die gemessenen Energiedosen variieren und somit eine Überprüfung der Genauigkeit über den Messbereich stattfinden konnte. Aus der gemessenen Dosis des RaySafe-Dosimeters und der Dosis der TLD-Chips wurde ein Quotient gebildet, welcher als Korrekturfaktor bei allen folgenden Messungen Anwendung findet. Es wurden drei Kalibrierungsmessungen durchgeführt und der Mittelwert der Kalibrierungsfaktoren pro TLD gebildet. Die Messungenauigkeiten wurden für die relative Messung, sowie für die absolute Messung getrennt berechnet.

Abbildung 3: Kalibrierungsaufnahme der TLD-Chips. RaySafe-Dosimeter platziert neben einem Träger mit den TLD-Chips sowie den Referenz-Dosimetern des Helmholtz-Instituts.



2.1.4.2 Lagerung und Befestigung der TLD-Chips

Die Chips wurden in einem nummerierten Träger mittels einer Vakuumpinzette eingelegt. Das Einlegen der TLD-Chips wurde nach einem Bestückungsprotokoll vorgenommen, wodurch sichergestellt werden konnte, dass die sichtbare Nummerierung und die zugehörigen TLD-Chips konstant blieben. Als Träger fungierte ein modifizierter Ringträger mit der Katalognummer 500596 der Firma Thermo Fisher. Hierbei wurden die ringförmigen Ausläufer entfernt, sodass nur noch die Aufnahmekammer verblieb. Mittels eines Polypropylen-Klebebandes wurden die Kammern mit der Basis nach Frontal auf die Augenregion des Phantoms befestigt. Hierbei wurde durch eine exakte Markierung der geometrischen Augenhöhlenmitte auf eine immer gleiche Position geachtet. Auf jeder Seite wurden je Modalität (mit und ohne Protaktor) je 3 TLD-Chips in definierten Positionen angebracht. Die Positionierung der Chips ist folgender Tabelle zu entnehmen.

Tabelle 6: Positionierung der Chips in der Augenhöhle

Nr.	Position am rechten Auge	Nr.	Position am linken Auge
1	Unten medial (Richtung Nase)	4	Unten medial
2	Unten lateral	5	Unten lateral
3	Oben median (mittig)	6	Oben median (mittig)

Abbildung 4: Positionierung der TLD-Chips am Röntgenphantom



2.1.5 Dosimeter Unfors RaySafe X2 R/F

Das für den Abgleich der Messchips verwendete Dosimeter RaySafe X2 stammt von der Firma Unfors RaySafe AB (Billdal Schweden). Es besteht aus einer Basiseinheit mit der Seriennummer 225800 und einem auswechselbaren Sensor. Für die vorliegenden Messungen wurde der R/F-Sensor mit der Seriennummer 231489 gewählt. Der Sensor wurde das letzte Mal am 31.10.2017 von der Firma Unfors RaySafe kalibriert. Dieses Messsystem zeichnet während der Messung die Dosis, Dosisleistung, Beschleunigungsspannung (kVp), HVL, Total Filtration, Schaltzeit, Pulse, Pulsrate und Dosis/Puls auf. Der R/F-Sensor wurde mittels eines USB-Kabels mit der Basiseinheit verbunden. Bei der Positionierung des Sensors wurde darauf geachtet, das Kabel auf direktem Weg außerhalb des Strahlenganges zu verlegen. Die Spezifikationen des R/F-Sensors sind der folgenden Tabelle zu entnehmen [47].

Tabelle 7: Technische Daten Unfors RaySafe X2 R/F

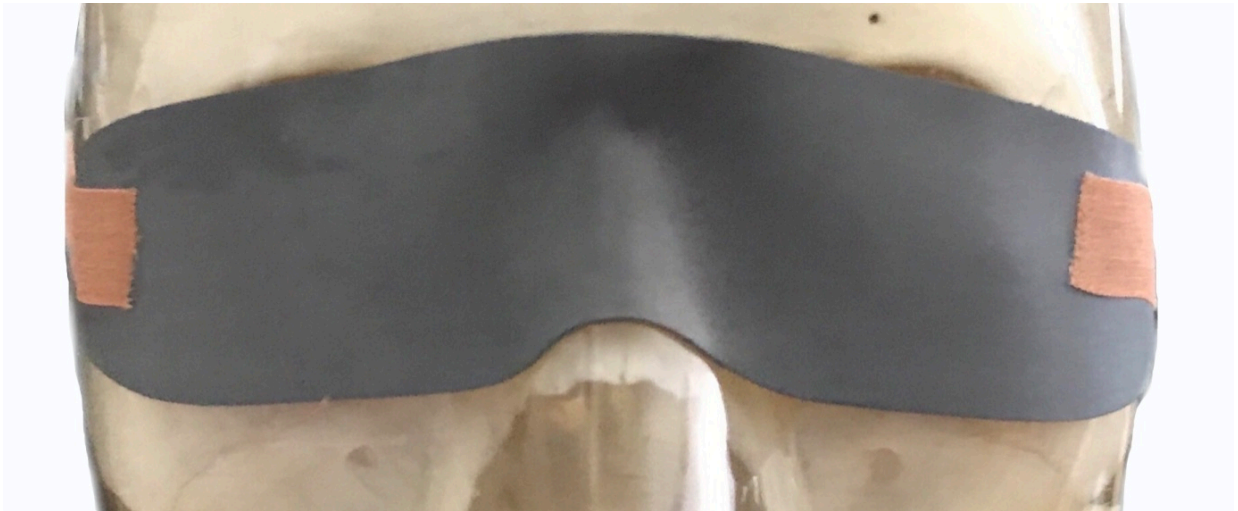
Abmessungen	14 x 22 x 79 mm
Messbereich der Spannung	40 - 150 kVp
Messungenauigkeit der Spannung	2 %
Messbereich der Dosis	1 nGy - 9999 Gy
Messunsicherheit der Dosis	5 % oder 5 nGy

2.1.6 Augenprotektor

Als Protektor wurde der CT-Eye-ProteX der Firma Somatex Medical Technologies (Berlin, Deutschland) mit der Referenznummer 602250 aus der Charge 47810 verwendet. Dieser Protektor hat eine Dicke von 0,375 mm und besteht aus Wismut (Bismut), Antimon, Gadolinium und Wolfram [30]. Der Protektor wurde als Schutz der Augenlinse im Rahmen von CT-Untersuchungen entwickelt. Er zeichnet sich durch geringe Artefakte, Blei- sowie Latexfreiheit und einen hohen Tragekomfort aus. Laut Hersteller erzielt er im Zusammenhang mit der bei einigen CT-Geräten des Herstellers Siemens möglichen X-Care-

Einstellung eine Strahlenreduktion um bis zu 50%[33] bei der CT. Der Protektor wurde mittels eines hautverträglichen Gewebeklebebandes sowie den werkseitig aufgebrachten Klebepads auf dem Phantom befestigt. Hierbei wurde auf eine reproduzierbare und anatomisch korrekte Positionierung geachtet. Als Abstand zwischen Nasenspitze und Unterkante des Protektors haben sich bei unserem Phantom 3 cm als ideal herausgestellt.

Abbildung 5: Augenprotektor befestigt auf dem Phantomkopf



2.1.7 Berechnung der lokalen Dosis der Augenlinse

Hierbei galt die aktuelle Publikation 103 der ICRP₂₀₀₇ als Grundlage [58].

Die Auswertung der TLD's lieferte die Ladung Q [C], welche mittels eines vorher bestimmten Kalibrierungsfaktors f [Gy/C] in die Energiedosis $D_{T,R}$ [Gy] umgerechnet wurden. Dabei steht T für das spezifische Gewebe oder Organ und R für den Strahlungstyp.

Formel 2: Berechnung der Energiedosis

$$D_{T,R} = Q * f$$

Die Organdosis H_T [Sv] wurde anschließend durch Multiplikation der Energiedosis $D_{T,R}$ [Gy] mit dem Strahlungs-Wichtungsfaktor w_R umgerechnet. Der Strahlungs-Wichtungsfaktor ist eine dimensionslose Zahl, welche bei der in unserem Versuch verwendeten Strahlung bei 1 liegt.

Formel 3: Berechnung der Organdosis

$$H_T = D_{T,R} * w_R$$

Aus der Organdosis H_T [Sv], welche in unserem Fall in Kerma-Luft gemessen wurde, muss nun in die Personendosis (lokale Dosis der Augenlinse H_{lens}) umgerechnet werden. Hierzu wurde im Zuge der Kalibrierung der TLD-100-Chips eine Abgleich-Messung mit zwei Ringdosimetern der Auswertestelle zur Personendosisüberwachung des Helmholtz Zentrums München vorgenommen. Diese Dosimeter tragen die Produktbezeichnung DGFSF-TL-TD-70-Ringdosimeter und sind für die amtliche Überwachung der Oberflächenpersonendosis H_P 0.07 zugelassen. Für die Auswertung wurden die Dosimeter an das Helmholtz Zentrum München gesendet. Die gelieferten Messergebnisse wurden anschließend zu den bestehenden Ergebnissen der eigenen TLD-100 ins Verhältnis gesetzt, um eine H_P 0.07 äquivalente Dosis zu berechnen.

Der $H_P 0.07$ kann ab einer Beschleunigungsspannung von 40 kV gut für das Schätzen der lokalen Dosis der Augenlinse H_{lens} ($H_P (3)$) verwendet werden [6, 7, 59].

Aus den Messergebnissen (siehe Tabelle) wurde nun ein eigener Korrekturfaktor k errechnet, welcher als Grundlage der Umrechnung von Äquivalentdosis in lokale Organdosis verwendet wurde.

Formel 4: Berechnung der lokalen Dosis der Augenlinse

$$H_{lens} = H_T * k$$

Tabelle 8: Darstellung des Korrekturfaktors k

Gerät	
Kalibrierter Mittelwert TLD 1-12	18,07 mGy
Ringdosimeter 1	26,0 mSv
Ringdosimeter 2	26,0 mSv
Mittelwert Ringdosimeter	26,0 mSv
Korrekturfaktor k	1,44

2.1.8 Allgemeine Messmethodik

Im Rahmen der Untersuchung wurden mehrere Messungen unter variablen Parametern durchgeführt. Hierbei wurde an zwei verschiedenen DVTs mit jeweils zwei verschiedenen Aufnahmebereichen (FoV) gemessen.

Je Messreihe wurden je 50 Aufnahmen mit und ohne Protaktor erstellt und der jeweilige Mittelwert der einzelnen Aufnahme pro TLD-Chip berechnet. Insgesamt wurden 400 Aufnahmen vorgenommen.

2.2 Spezielle Methodik

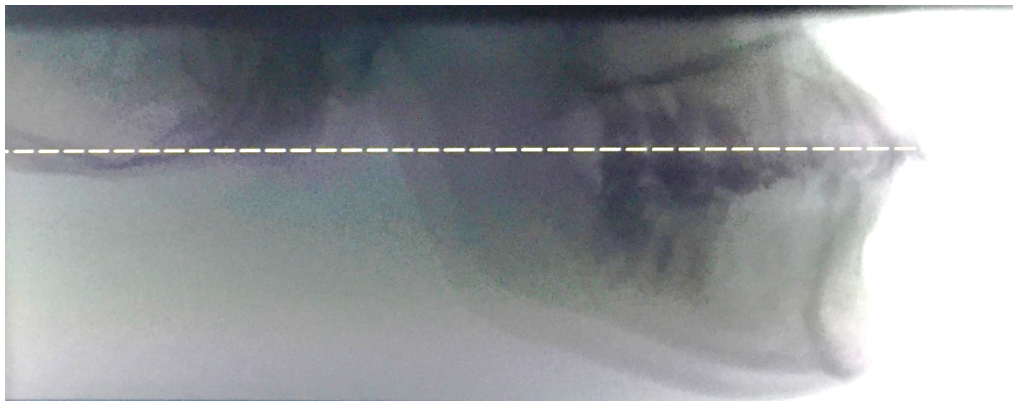
2.2.1 Strahlenbelastung der Augenlinse KaVo - FoV 165 mm x 69 mm

Die Messung der Strahlenbelastung der Augenlinse wurde in einem eingeblandeten Format von 165 mm (Durchmesser) x 69 mm (Höhe) durchgeführt. Dabei wurde darauf geachtet, ein praxisnahes FoV zu wählen. Bei der Höhe von 69 mm lassen sich bei dem verwendeten Phantomkopf der Ober-, sowie Unterkiefer inklusive der angrenzenden Strukturen beurteilen. Die Augenhöhle liegt außerhalb des primären Strahlengangs. Es wurden jeweils 50 Messungen ohne sowie mit Protektor durchgeführt. Die Scout-Aufnahme fand ohne die TLD-Chips statt und wird somit nicht weiter berücksichtigt.

Tabelle 9: Einstellungen Kavo eingeblandet

FoV	165 mm x 69 mm (Durchmesser x Höhe)
Voxelgröße	0,4 mm
Beschleunigungsspannung	120 kVp
Röntgenröhrenstrom	5 mA
Expositionszeit	4,8 s
Ladungsmenge	10,11 mAs
Aufnahme-DAP (laut Software)	185 mGy*cm ²

Abbildung 6: Scout Aufnahme des KaVo DVT Geräts bei einem FoV 165 mm x 69 mm



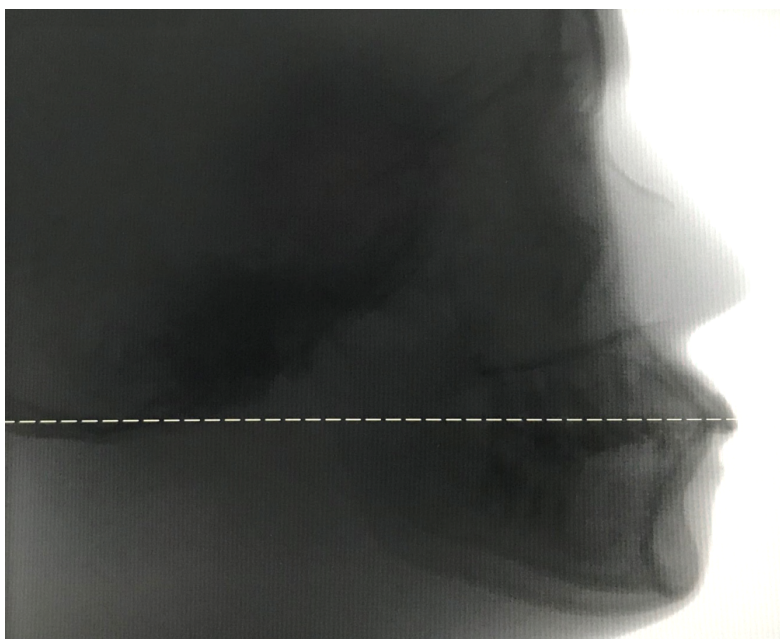
2.2.2 Strahlenbelastung der Augenlinse KaVo - FoV 165 mm x 135 mm

Bei diesen Messungen wurde das maximale FoV des Kavo-Gerätes gewählt. Hierbei war der Durchmesser ebenfalls 165 mm und die Höhe 135 mm. Der Phantomkopf wurde so justiert, dass das entstandene Bild vom Margo inferior der Mandibula bis zum unteren Drittel des Os frontale reichte. Die Augenhöhle lag somit im direkten Strahlengang. Es wurden ebenfalls jeweils 50 Messungen ohne sowie mit Protektor durchgeführt. Die Scout-Aufnahme wurde ebenfalls ohne TLD-Chips durchgeführt und wird im weiteren Verlauf nicht berücksichtigt.

Tabelle 10: Einstellungen KaVo - FoV 165 mm x 135 mm

Format	165 mm x 135 mm (Durchmesser x Höhe)
Beschleunigungsspannung	120 kVp
Röntgenröhrenstrom	5 mA
Expositionszeit	4,8 s
Ladungsmenge	10,11 mAs
Aufnahme-DAP (laut Software)	358,7 mGy*cm ²

Abbildung 7: Scout Aufnahme des KaVo DVT Geräts bei einem FoV 165 mm x 135 mm



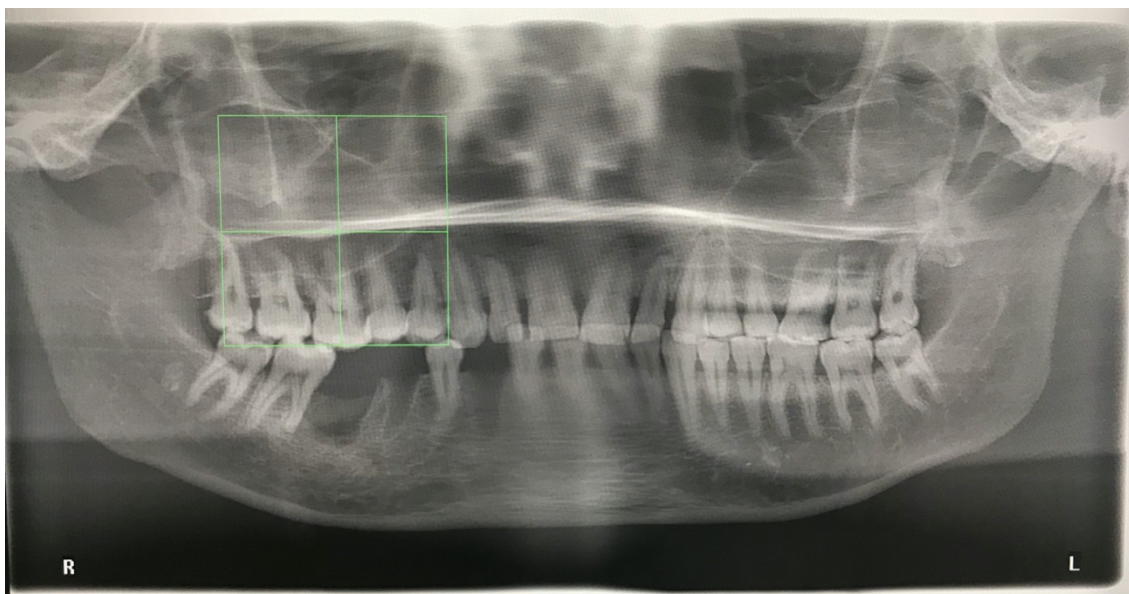
2.2.3 Strahlenbelastung der Augenlinse Morita - FoV 40 mm x 40 mm

Die Messungen wurden im Format 40 mm x 40 mm gemacht. Das FoV wurde hierbei an einer im klinischen Alltag häufig verwendeten Position zu Implantatplanung, an dem apikalen Ende der mesialen Wurzeln des Zahnes 16, zentriert. Somit liegt das FoV im rechten Gesichtsfeld des Patienten und schließt den Margo inferior der rechten Orbita mit ein. Es wurden ebenfalls 50 Messungen ohne sowie mit Protektor durchgeführt. Das OPT zum Einstellen des FoV wurde ebenfalls ohne TLD-Chips erstellt und wird somit nicht weiter berücksichtigt. Die Geräteeinstellungen sind folgender Tabelle zu entnehmen:

Tabelle 11: Einstellungen Morita - FoV 40 x 40 mm

Aufnahmemodus	High Speed Mode
FoV	42,635; 42,625; 43,000 mm (X; Y; Z)
Voxelgröße	0,125; 0,125; 0,125 mm (X; Y; Z)
Beschleunigungsspannung	90 kVp
Röntgenröhrenstrom	8 mA
Expositionszeit	9,4 s
Aufnahme-DAP (laut Software)	297 mGy*cm ²

Abbildung 8: Scout Aufnahme (OPT) des Morita DVT Geräts bei einem FoV von 40 mm x 40 mm



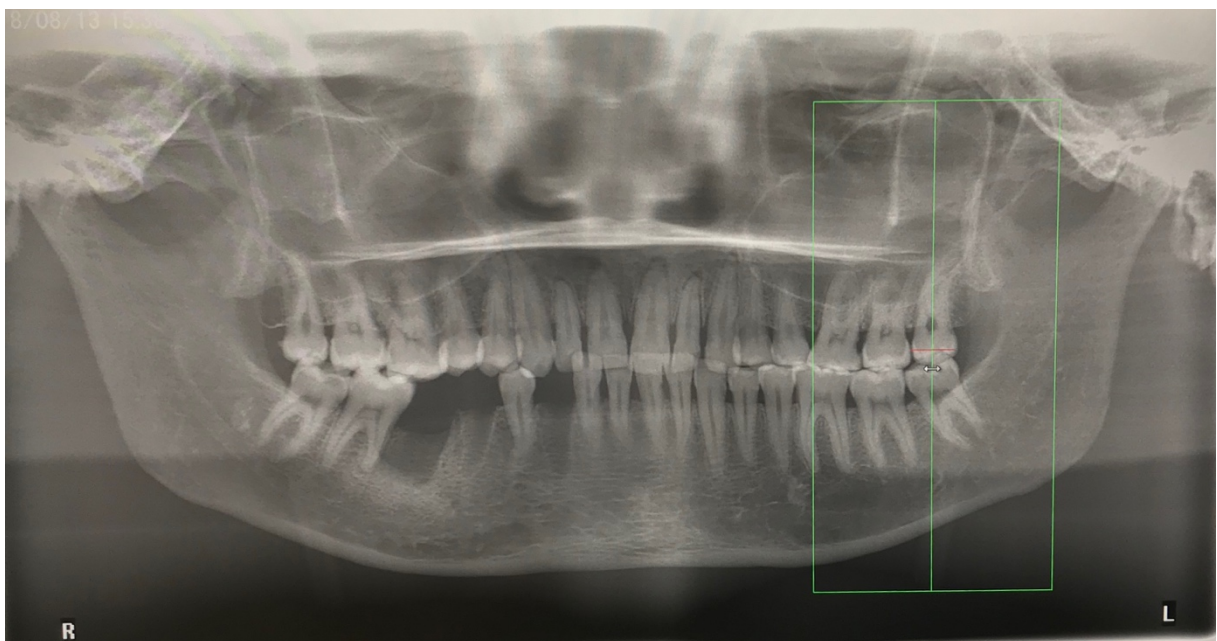
2.2.4 Strahlenbelastung der Augenlinse Morita - FoV 40 mm x 80 mm

Die zweite Messreihe am Morita-Gerät wurde im Format 40 mm x 80 mm gemacht. Hierbei wurde das Zentrum des FoV auf Okklusionsebene in Höhe der linken dritten Molaren gelegt. Dies ist eine Aufnahmesituation, welche für die Entfernung der Weisheitszähne gebräuchlich ist. Das FoV schließt ebenfalls den Margo inferior der linken Orbita mit ein. Es wurden 50 Messungen ohne, sowie mit Protetor durchgeführt. Das OPT zum Einstellen des FoV wurde ebenfalls ohne TLD-Chips erstellt und wird somit nicht weiter berücksichtigt.

Tabelle 12: Einstellungen Morita - FoV 40 mm x 80 mm

Aufnahmemodus	High Speed Mode
FoV	42,635; 42,625; 85,500 mm (X; Y; Z)
Voxelgröße	0,125; 0,125; 0,125 mm (X; Y; Z)
Beschleunigungsspannung	90 kVp
Röntgenröhrenstrom	8 mA
Expositionszeit	9,3 s
Aufnahme-DAP (laut Software)	576 mGy*cm ²

Abbildung 9 Scout Aufnahme (OPT) des Morita DVT Geräts bei einem FoV von 40 mm x 80 mm



2.2.5 Beeinflussung der Bildqualität durch den Protektor

Um die Beeinflussung der Bildqualität durch den Protektor zu überprüfen wurden exemplarische Bilder in coronarer und axialer Schichtung ausgewählt. Die Bewertung geschah hierbei subjektiv und wurde an einem kalibrierten Befundungsmonitor in Zusammenarbeit mit Frau Dr. Dr. Keutel, Oberärztin der Abteilung Zentrales Röntgen der Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde des Universitätsklinikums Tübingen vorgenommen.

2.3 Reproduzierbarkeit der Messergebnisse

Die Messungen wurden alle in den oben genannten Einstellungen durchgeführt. Die Positionierung der einzelnen Teile wurde entsprechend der in Absatz 2.1.4.2 beschriebenen Vorgehensweise durchgeführt. Vor jeder Messreihe wurde die Einstellung des Phantomkopfes mittels einer Referenzaufnahme auf eine korrekte Positionierung überprüft.

2.4 Statistische Auswertung

Pro Messung wurden 50 Belichtungen der TLD-Chips vorgenommen und daraus jeweils ein Datensatz berechnet

Als Variablen sind die lokale Organdosis in μSv sowie die Energiedosis in μGy zu benennen.

Die Messdaten wurden mittels Excel 16.30 der Firma Microsoft (Redmond, USA) zusammengefasst und anschließend ausgewertet. Die Erstellung der Diagramme erfolgte mit Excel, JMP 14 der Firma SAS (Cary, USA) sowie PowerPoint 16.30 der Firma Microsoft (Redmond, USA).

Als Methoden der deskriptiven Statistik wurden die Daten in Tabellenform sowie in Diagrammform dargestellt. Die Abweichungen sind entsprechend der Fehlerberechnung in Kapitel 2.1.4.1. aufgeführt.

Die Energiedosis wurde in Balkendiagrammen mit Fehlerbalken dargestellt.

Für die Diagramme der lokalen Organdosis wurde ein Diagrammtyp mit einem Mittelwertdiamanten ausgewählt, welcher den Mittelwert und ein Konfidenzintervall mit 95 % darstellt. Die als horizontale Linien im oberen und unteren Bereich des Diamanten befindliche Überlappungsmarkierungen zeigen die Signifikanz der Unterschiede der Messwerte an. Dieses Diagramm wurde anschließend mit einem Bubbleplot in Rautenform der einzelnen TLD-Chips kombiniert, wobei die Größen der Rauten die gewichteten Abweichungen darstellen. Die Zuordnung der einzelnen Messwerte ist durch die Tabelle unter dem jeweiligen Diagramm nachzuvollziehen.

Um den Effekt des Protektors zu bewerten wurde zusätzlich die Effektstärke nach Cohens d berechnet. Dies wurde in Zusammenarbeit mit dem Institut für Klinische Epidemiologie und angewandte Biometrie der Universität Tübingen durchgeführt.

Hierzu wurden zunächst aus den jeweiligen TLD-Chips eines Datensatzes zwei Gruppen gebildet (eine mit sowie eine ohne Protektor). Bei jeder dieser Gruppen wurde der Mittelwert M_1 bzw. M_2 sowie die Standardabweichung SD_1 bzw. SD_2 berechnet. Die Differenz der Mittelwerte wurde anschließend durch die gepoolte Standardabweichung S_{pooled} dividiert um die Effektstärke d zu erhalten [11].

Formel 5: Berechnung der Effektstärke nach Cohens

$$d = \frac{M_1 - M_2}{S_{pooled}}$$

Formel 6: Berechnung der gepoolten Standardabweichung

$$S_{pooled} = \sqrt{\frac{SD_1^2 + SD_2^2}{2}}$$

Als Interpretationsgrundlage galten die von Gignac et al. überarbeiteten Werte, welche folgender Tabelle zu entnehmen sind:

Tabelle 13: Interpretation der Effektstärke nach Gignac et al. [22]. Effektstärke mit Betragsstrichen angegeben.

Interpretation	Effektstärke
kein Effekt	$ d < 0,1$
kleiner Effekt	$ d \geq 0,1$
mittlerer Effekt	$ d \geq 0,2$
großer Effekt	$ d \geq 0,3$

3 Ergebnisse

3.1 Berechnung des relativen Fehlers der TLD-Chips

Für die Bestimmung des relativen Fehlers der einzelnen TLD-Chips im Verhältnis zum Gruppenmittel wurde die Standardabweichung der relativen Abweichung zum Gruppenmittel der Kalibrierfaktoren verwendet. Der relative Fehler der einzelnen TLD-Chips im Verhältnis zum Gruppenmittel ist in den Diagrammen der Energiedosis als Fehlerbalken sowie in den Tabellen als Abweichung dargestellt.

Der relative Fehler der einzelnen TLD-Chips inklusive der Fehler im Ausleseprozess sowie individuellen Schwankungen der TLD-Chips wurde aus der Standardabweichung der Kalibrierfaktoren bestimmt und durch die Berechnung der Fehlerfortpflanzung durch die Abweichung des RaySafe-Dosimeters angepasst. Dieser Fehler ist in den Tabellen der lokalen Organdosis sowie den Diagrammen als Größe der Rauten dargestellt. Übersichtshalber wird dieser Fehler im weiteren Verlauf als erweiterter relativer Fehler beschrieben.

Die entsprechenden Werte sind den folgenden Tabellen zu entnehmen.

Tabelle 14: Kalibrierung der TLD-Chips (Übersichtshalber auf zwei Nachkommastellen gekürzt).

Gerät	Gemessene Dosis in mGy (Kerma / Luft) Messung 1	Korrekturfaktor 1	Gemessene Dosis in mGy (Kerma / Luft) Messung 2	Korrekturfaktor 2	Gemessene Dosis in mGy (Kerma / Luft) Messung 3	Korrekturfaktor 3	Mittelwert Korrekturfaktoren 1-3 pro TLD
RaySafe	14,7	1	18,07	1	23,14	1	1
TLD 1	20,11	0,73	22,34	0,81	34,37	0,67	0,74
TLD 2	17,72	0,83	20,22	0,89	30,18	0,77	0,83
TLD 3	20,60	0,71	23,27	0,78	34,76	0,67	0,72
TLD 4	20,83	0,71	21,25	0,85	36,04	0,64	0,73
TLD 5	18,71	0,79	20,73	0,87	31,02	0,75	0,80
TLD 6	19,49	0,75	21,88	0,83	33,29	0,70	0,76
TLD 7	20,01	0,74	22,73	0,80	34,13	0,68	0,74
TLD 8	19,91	0,74	20,66	0,87	31,10	0,74	0,79
TLD 9	20,55	0,72	21,62	0,84	34,56	0,67	0,74
TLD 10	20,85	0,71	23,09	0,78	36,21	0,64	0,71
TLD 11	22,16	0,66	21,53	0,84	33,41	0,69	0,73
TLD 12	19,09	0,77	20,70	0,87	33,64	0,69	0,78

Tabelle 15: Darstellung der relativen Abweichungen zum Gruppenmittel (Übersichtshalber auf zwei Nachkommastellen gekürzt).

TLD-Chip	Korrekturfaktor 1	Relative Abweichung zum Gruppenmittel 1	Korrekturfaktor 2	Relative Abweichung zum Gruppenmittel 2	Korrekturfaktor 3	Relative Abweichung zum Gruppenmittel 3
1	0,73	0,99	0,81	0,97	0,67	0,97
2	0,83	1,13	0,89	1,07	0,77	1,11
3	0,71	0,97	0,78	0,93	0,67	0,96
4	0,71	0,96	0,85	1,02	0,64	0,93
5	0,79	1,07	0,87	1,04	0,75	1,08
6	0,75	1,02	0,83	0,99	0,70	1,00
7	0,74	1,00	0,80	0,95	0,68	0,98
8	0,74	1,00	0,87	1,05	0,74	1,08
9	0,72	0,97	0,84	1,00	0,67	0,97
10	0,71	0,96	0,78	0,94	0,64	0,92
11	0,66	0,90	0,84	1,00	0,69	1,00
12	0,77	1,04	0,87	1,04	0,69	0,99
Gruppenmittel	0,74	1,00	0,84	1,00	0,69	1,00

Tabelle 16: Darstellung des erweiterten relativen Fehlers (rel. Fehler + Fehler im Auslöseproz. + indiv. Schwankungen + Fehlerfortpflanzung) und relativen Fehlers.

TLD-Chip	Mittelwert Korrekturfaktoren 1-3 pro TLD	Standardabweichung Korrekturfaktoren 1-3	Rel. Fehler + Auslö. + indiv. Schwank in %	Berücksichtigung der Fehlerfortpflanzung des RaySafe	Mittelwert der relativen Abweichungen zum Gruppenmittel 1-3	Standardabweichung der relativen Abweichung zum Gruppenmittel	Relativer Fehler im verh. zu Grup.-mit. in %
1	0,74	0,07	9,22	10,49	0,98	0,01	1,27
2	0,83	0,06	7,64	9,13	1,10	0,03	2,60
3	0,72	0,06	7,73	9,20	0,95	0,02	2,19
4	0,73	0,11	14,56	15,39	0,97	0,05	4,72
5	0,80	0,06	8,01	9,44	1,06	0,02	1,69
6	0,76	0,07	8,63	9,98	1,01	0,02	1,73
7	0,74	0,06	7,96	9,40	0,98	0,02	2,33
8	0,79	0,08	9,81	11,01	1,04	0,04	3,60
9	0,74	0,09	11,57	12,61	0,98	0,02	1,82
10	0,71	0,07	10,12	11,29	0,94	0,02	1,74
11	0,73	0,09	12,85	13,79	0,97	0,06	6,14
12	0,78	0,09	11,93	12,94	1,03	0,03	2,82

3.2 Strahlenbelastung der Augenlinse KaVo - FoV 165 mm x 69 mm

3.2.1 KaVo - FoV 165 mm x 69 mm ohne Protektor

Die Auswertung der TLD-Chips ergab je nach Position Energiedosen von 67,23 bis 87,07 μGy . Im arithmetischen Mittel lagen die Werte des rechten Auges bei 69,98 μGy , die des linken Auges bei 80,64 μGy . Die mittlere Energiedosis beider Augen ergab einen Wert von 75,31 μGy . Die Ergebnisse sind folgender Tabelle zu entnehmen.

Tabelle 17: Darstellung der Energiedosen des rechten und linken Auges ohne Protektor in μGy sowie des relativen Fehlers beim KaVo - FoV 165 mm x 69 mm

Position der TLD-Chips	Energiedosis in μGy	rel. Fehler $\pm \mu\text{Gy}$
Rechtes Auge, medial unten	76,54	0,97
Rechtes Auge, lateral unten	66,16	1,72
Rechtes Auge, median oben	67,23	1,47
Mittelwert rechtes Auge	69,98	1,39
Linkes Auge, medial unten	82,77	1,40
Linkes Auge, lateral unten	87,07	4,11
Linkes Auge, median oben	72,07	1,25
Mittelwert linkes Auge	80,64	2,25
Mittelwert rechtes u. linkes Auge	75,31	1,82

Durch die in Abschnitt 2.1.7 beschriebene Umrechnung lässt sich die lokale Dosis ($H_P(3)$) in μSv abschätzen. Die Berechnung ergab je nach Position lokale Dosen von 95,19 bis 125,28 μSv . Im arithmetischen Mittel lagen die Werte des rechten Auges bei 100,69 μSv , die des linken Auges bei 116,03 μSv . Die mittlere lokale Dosis beider Augen ergab einen Wert von 108,36 μSv . Die Ergebnisse sind folgender Tabelle zu entnehmen.

Tabelle 18: Darstellung der lokalen Dosen $H_F(3)$ des rechten und linken Auges ohne Protektor in μSv sowie des erweiterten relativen Fehlers beim KaVo - FoV 165 mm x 69 mm

Position der TLD-Chips	lokale Dosis in μSv	erw. rel. Fehler $\pm \mu\text{Sv}$
Rechtes Auge, medial unten	110,13	11,55
Rechtes Auge, lateral unten	95,19	8,69
Rechtes Auge, median oben	96,74	8,90
Mittelwert rechtes Auge	100,69	9,71
Linkes Auge, medial unten	119,09	11,24
Linkes Auge, lateral unten	125,28	19,29
Linkes Auge, median oben	103,70	10,35
Mittelwert linkes Auge	116,03	13,62
Mittelwert rechtes u. linkes Auge	108,36	11,67

3.2.2 KaVo - FoV 165 mm x 69 mm mit Protektor

Die Auswertung der TLD-Chips ergab je nach Position Energiedosen von 60,72 bis 87,01 μGy . Im arithmetischen Mittel lagen die Werte des rechten Auges bei 69,35 μGy , die des linken Auges bei 79,38 μGy . Die mittlere Energiedosis beider Augen ergab einen Wert von 74,37 μGy . Die Ergebnisse sind folgender Tabelle zu entnehmen.

Tabelle 19: Darstellung der Energiedosen des rechten und linken Auges mit Protektor in μGy sowie des relativen Fehlers beim KaVo - FoV 165 mm x 69 mm

Position der TLD-Chips	Energiedosis in μGy	rel. Fehler $\pm \mu\text{Gy}$
Rechtes Auge, medial unten	78,84	1,84
Rechtes Auge, lateral unten	68,50	2,46
Rechtes Auge, median oben	60,72	1,11
Mittelwert rechtes Auge	69,35	1,80
Linkes Auge, medial unten	86,92	1,51
Linkes Auge, lateral unten	87,01	5,34
Linkes Auge, median oben	64,21	1,81
Mittelwert linkes Auge	79,38	2,89
Mittelwert rechtes u. linkes Auge	74,37	2,35

Durch die vorher beschriebene Umrechnung lässt sich die lokale Dosis ($H_P(3)$) in μSv abschätzen. Die Berechnung ergab je nach Position lokale Dosen von 87,36 bis 125,19 μSv . Im arithmetischen Mittel lagen die Werte des rechten Auges bei 99,79 μSv , die des linken Auges bei 114,21 μSv . Die mittlere lokale Dosis beider Augen ergab einen Wert von 107,00 μSv . Die Ergebnisse sind folgender Tabelle zu entnehmen.

Ergebnisse

Tabelle 20: Darstellung der lokalen Dosen $H_P(3)$ des rechten und linken Auges mit Protektor in μSv sowie des erweiterten relativen Fehlers beim KaVo - FoV 165 mm x 69 mm

Position der TLD-Chips	lokale Dosis in μSv	erw. rel. Fehler $\pm \mu\text{Sv}$
Rechtes Auge, medial unten	113,44	10,66
Rechtes Auge, lateral unten	98,56	10,85
Rechtes Auge, median oben	87,36	11,01
Mittelwert rechtes Auge	99,79	10,84
Linkes Auge, medial unten	125,07	14,11
Linkes Auge, lateral unten	125,19	17,26
Linkes Auge, median oben	92,39	11,95
Mittelwert linkes Auge	114,21	14,44
Mittelwert rechtes u. linkes Auge	107,00	12,64

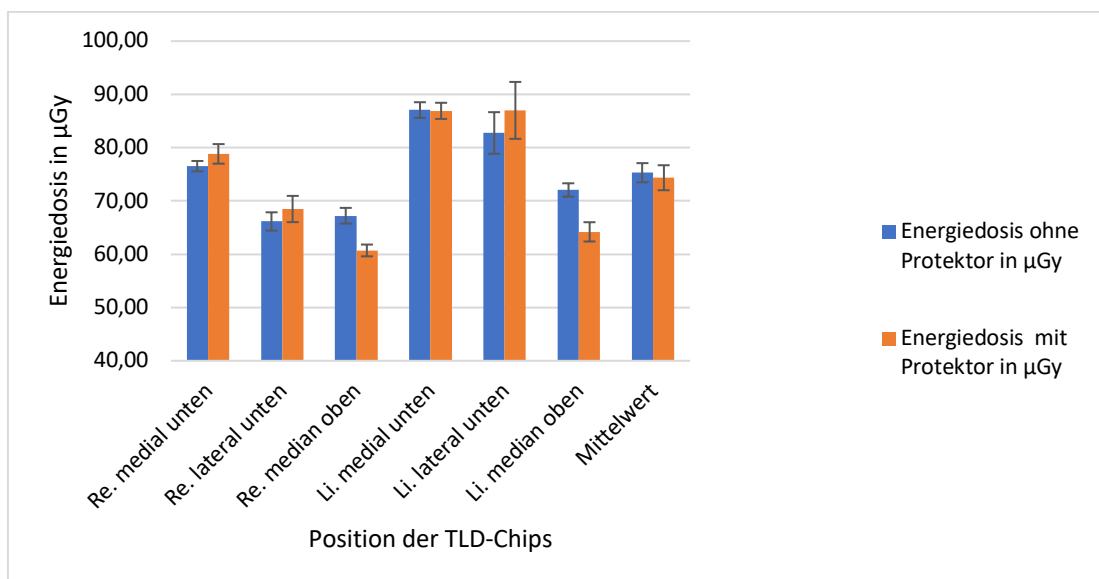
3.2.3 Vergleich der Energiedosis mit und ohne Protaktor sowie des rechten und linken Auges beim KaVo - FoV 165 mm x 69 mm

Im Vergleich konnte mit Protaktor eine Reduktion des Mittelwertes der Energiedosis um 0,94 μGy erreicht werden. Dies entspricht einer Reduktion um 1,25 %. Die Messung des rechten Auges verzeichnete eine Reduktion um 0,62 μGy und die des linken Auges eine Reduktion um 1,26 μGy . Die entsprechenden Werte sind folgender Tabelle zu entnehmen.

Tabelle 21: Vergleich der Energiedosen ohne und mit Protaktor beim KaVo - FoV 165 mm x 69 mm

Position der TLD-Chips	Energiedosis o.P. in μGy	Energiedosis m.P. in μGy	Differenz
Rechtes Auge, medial unten	76,54	78,84	2,30
Rechtes Auge, lateral unten	66,16	68,50	2,34
Rechtes Auge, median oben	67,23	60,72	-6,51
Mittelwert rechtes Auge	69,98	69,35	-0,62
Linkes Auge, medial unten	82,77	86,92	4,15
Linkes Auge, lateral unten	87,07	87,01	-0,06
Linkes Auge, median oben	72,07	64,21	-7,87
Mittelwert linkes Auge	80,64	79,38	-1,26
Mittelwert rechtes u. linkes Auge	75,31	74,37	-0,94

Diagramm 1: Energiedosis in μGy ohne und mit Protaktor im Vergleich beim KaVo - FoV 165 mm x 69 mm



Ergebnisse

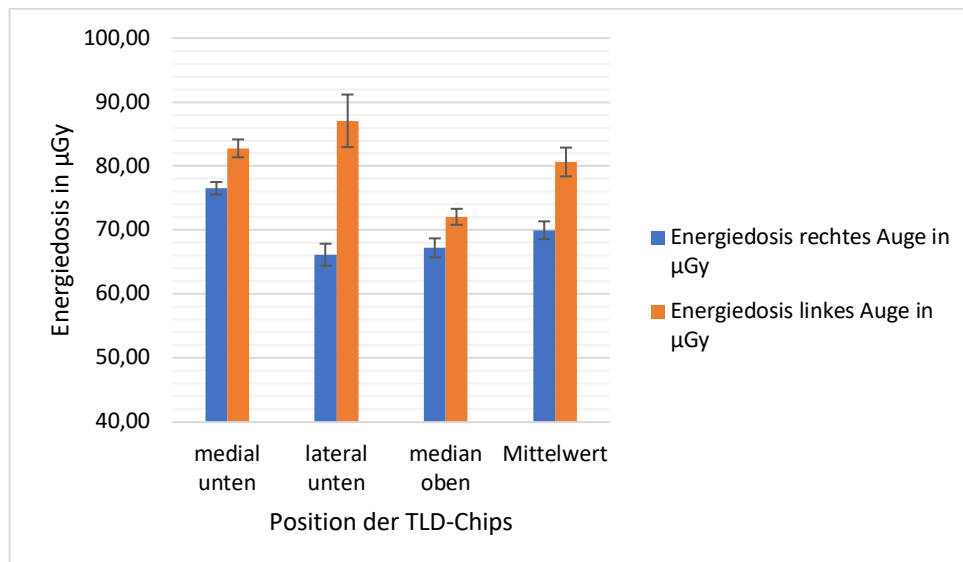
Im Seitenvergleich bei der Messung ohne Protetektor konnten beim rechten Auge Energiedosen von 69,98 μGy und beim linken Auge von 80,64 μGy detektiert werden.

Die Berechnung der Effektstärke ergab einen Wert von $|d| = 0,74$, dies wird entsprechend als großer Effekt interpretiert.

Tabelle 22: Berechnung der Effektstärke nach Cohens mit jeweiligem Mittelwert und Standardabweichung des rechten und linken Auges beim KaVo - FoV 165 mm x 69 mm

Mittelwert 1 rechtes Auge	Mittelwert 2 linkes Auge	Differenz von Mittelwert 1 und 2
69,98	80,64	-10,66
Stabw. 1 rechtes Auge	Stabw. 2 linkes Auge	Stabw. gepoolt
12,12	16,55	14,51
Effektstärke		
-0,74		

Diagramm 2: Energiedosis ohne Protetektor des rechten und linken Auges im Vergleich und Darstellung des relativen Fehlers als Fehlerbalken beim KaVo - FoV 165 mm x 69 mm



3.2.4 Vergleich der lokalen Organdosis mit und ohne Protektor beim KaVo – FoV 165 mm x 69 mm

Der Vergleich der lokalen Organdosis ist in folgendem Diagramm dargestellt. Betrachtet man die Konfidenzintervall des Diagramms, besteht keine Signifikanz bei den Unterschieden der Messwerte. Die Position der TLD-Chips kann der darauffolgenden Tabelle entnommen werden.

Diagramm 3: Mittelwertdiamanten und Bubbleplot der lokalen Organdosis in μSv ohne und mit Protektor im Vergleich. Darstellung des erweiterten relativen Fehlers als Größe der Rauten beim KaVo - FoV 165 mm x 69 mm

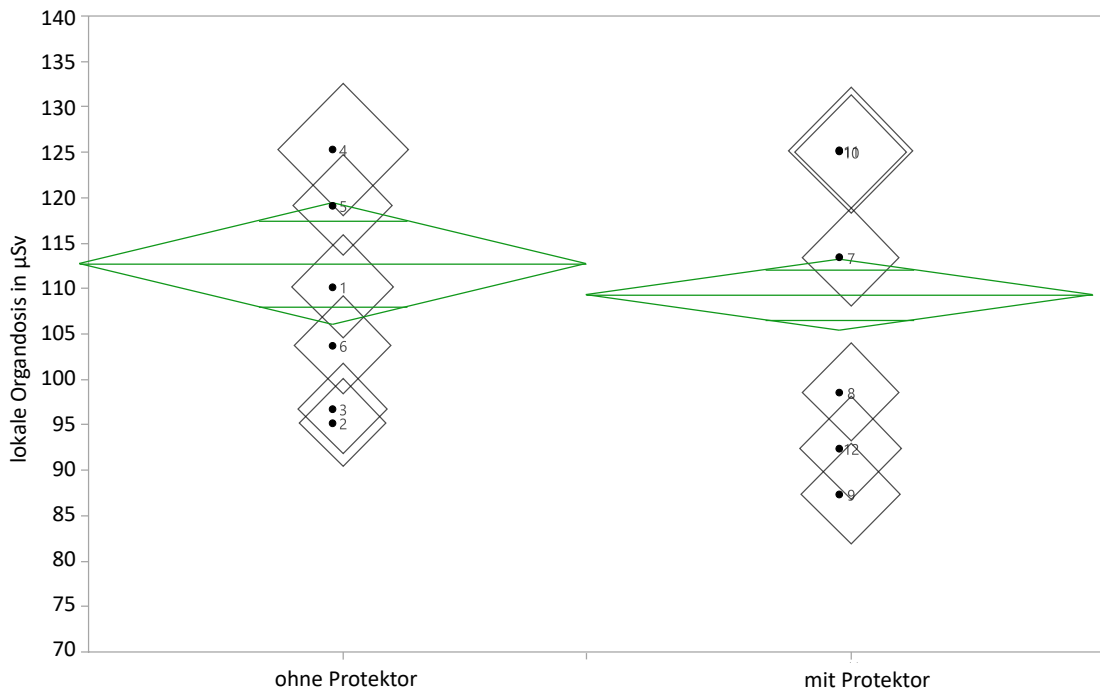


Tabelle 23: Lokale Organdosis mit Nummerierung und Position der TLD's beim KaVo - FoV 165 mm x 69 mm

Position Kürzel	TLD #	lokale Organdosis in μSv	erw. rel. Fehler $\pm \mu\text{Sv}$	TLD #	lokale Organdosis in μSv	erw. rel. Fehler $\pm \mu\text{Sv}$
Rechtes Auge, medial unten	1	110,13	11,55	7	113,44	10,66
Rechtes Auge, lateral unten	2	95,19	8,69	8	98,56	10,85
Rechtes Auge, median oben	3	96,74	8,90	9	87,36	11,01
Linkes Auge, lateral unten	4	125,28	19,29	10	125,19	14,13
Linkes Auge, medial unten	5	119,09	11,24	11	125,07	17,25
Linkes Auge, median oben	6	103,70	10,35	12	92,39	11,95

Die Berechnung der Effektstärke ergab einen Wert von $|d| = 0,093$, dies wird entsprechend als kein Effekt interpretiert.

Tabelle 24: Berechnung der Effektstärke nach Cohens mit jeweiligem Mittelwert und Standardabweichung der lokalen Organdosis ohne und mit Protektor beim KaVo - FoV 165 mm x 69 mm

Mittelwert 1 ohne Protektor	Mittelwert 2 mit Protektor	Differenz von Mittelwert 1 und 2
108,36	107,00	1,36
Stabw. 1 ohne Protektor	Stabw. 2 mit Protektor	Stabw. gepoolt
12,12	16,55	14,51
Effektstärke		
0,093		

3.3 Strahlenbelastung der Augenlinse KaVo - FoV 165 mm x 135 mm

3.3.1 KaVo - FoV 165 mm x 135 mm ohne Protektor

Die Auswertung der TLD-Chips ergab je nach Position Energiedosen von 403,54 bis 733,75 μGy . Im arithmetischen Mittel lagen die Werte des rechten Auges bei 429,80 μGy , die des linken Auges bei 711,61 μGy . Die mittlere Energiedosis beider Augen ergab einen Wert von 570,71 μGy . Die Ergebnisse sind folgender Tabelle zu entnehmen.

Tabelle 25: Darstellung der Energiedosen des rechten und linken Auges ohne Protektor in μGy sowie des relativen Fehlers beim KaVo - FoV 165 mm x 135 mm

Position der TLD-Chips	Energiedosis in μGy	rel. Fehler $\pm \mu\text{Gy}$
Rechtes Auge, medial unten	403,54	10,50
Rechtes Auge, lateral unten	410,84	5,22
Rechtes Auge, median oben	475,04	10,42
Mittelwert rechtes Auge	429,80	8,71
Linkes Auge, medial unten	690,03	32,55
Linkes Auge, lateral unten	711,04	12,00
Linkes Auge, median oben	733,75	12,73
Mittelwert linkes Auge	711,61	19,09
Mittelwert rechtes u. linkes Auge	570,71	13,90

Durch die vorher beschriebene Umrechnung lässt sich die lokale Dosis ($H_P(3)$) in μSv abschätzen. Die Berechnung ergab je nach Position lokale Dosen von 580,63 bis 1055,75 μSv . Im arithmetischen Mittel lagen die Werte des rechten Auges bei 618,42 μSv , die des linken Auges bei 1023,89 μSv . Die mittlere lokale Dosis beider Augen ergab einen Wert von 821,16 μSv . Die Ergebnisse sind folgender Tabelle zu entnehmen.

Tabelle 26: Darstellung der lokalen Dosen $H_p(3)$ des rechten und linken Auges ohne Protektor in μSv sowie des erweiterten relativen Fehlers beim KaVo - FoV 165 mm x 135 mm

Position der TLD-Chips	lokale Organdosis in μSv	erw. rel. Fehler $\pm \mu\text{Sv}$
Rechtes Auge, medial unten	580,63	53,01
Rechtes Auge, lateral unten	591,14	61,98
Rechtes Auge, median oben	683,50	62,90
Mittelwert rechtes Auge	618,42	59,30
Linkes Auge, medial unten	992,85	152,85
Linkes Auge, lateral unten	1023,08	96,57
Linkes Auge, median oben	1055,75	105,32
Mittelwert linkes Auge	1023,89	118,25
Mittelwert rechtes u. linkes Auge	821,16	88,77

3.3.2 KaVo - FoV 165 mm x 135 mm mit Protektor

Die Auswertung der TLD-Chips ergab je nach Position Energiedosen von 320,01 bis 413,10 μGy . Im arithmetischen Mittel lagen die Werte des rechten Auges bei 331,53 μGy , die des linken Auges bei 398,74 μGy . Die mittlere Energiedosis beider Augen ergab einen Wert von 365,13 μGy . Die Ergebnisse sind folgender Tabelle zu entnehmen.

Tabelle 27: Darstellung der Energiedosen des rechten und linken Auges mit Protektor in μGy beim KaVo - FoV 165 mm x 135 mm

Position der TLD-Chips	Energiedosis in μGy	rel. Fehler $\pm \mu\text{Gy}$
Rechtes Auge, medial unten	333,42	11,99
Rechtes Auge, lateral unten	341,16	7,96
Rechtes Auge, median oben	320,01	5,83
Mittelwert rechtes Auge	331,53	8,59
Linkes Auge, medial unten	412,06	7,17
Linkes Auge, lateral unten	413,10	25,37
Linkes Auge, median oben	371,05	10,46
Mittelwert linkes Auge	398,74	14,34
Mittelwert rechtes u. linkes Auge	365,13	11,46

Durch die vorher beschriebene Umrechnung lässt sich die lokale Dosis ($H_P(3)$) in μSv abschätzen. Die Berechnung ergab je nach Position lokale Dosen von 460,45 bis 594,40 μSv . Im arithmetischen Mittel lagen die Werte des rechten Auges bei 477,02 μSv , die des linken Auges bei 573,72 μSv . Die mittlere lokale Dosis beider Augen ergab einen Wert von 525,37 μSv . Die Ergebnisse sind folgender Tabelle zu entnehmen.

Tabelle 28: Darstellung der lokalen Dosen $H_P(3)$ des rechten und linken Auges mit Protektor in μSv beim KaVo - FoV 165 mm x 135 mm

Position der TLD-Chips	lokale Organdosis in μSv	erw. rel. Fehler $\pm \mu\text{Sv}$
Rechtes Auge, medial unten	479,74	52,83
Rechtes Auge, lateral unten	490,88	46,14
Rechtes Auge, median oben	460,45	58,04
Mittelwert rechtes Auge	477,02	52,34
Linkes Auge, medial unten	592,90	66,91
Linkes Auge, lateral unten	594,40	81,96
Linkes Auge, median oben	533,88	69,07
Mittelwert linkes Auge	573,72	72,65
Mittelwert rechtes u. linkes Auge	525,37	62,49

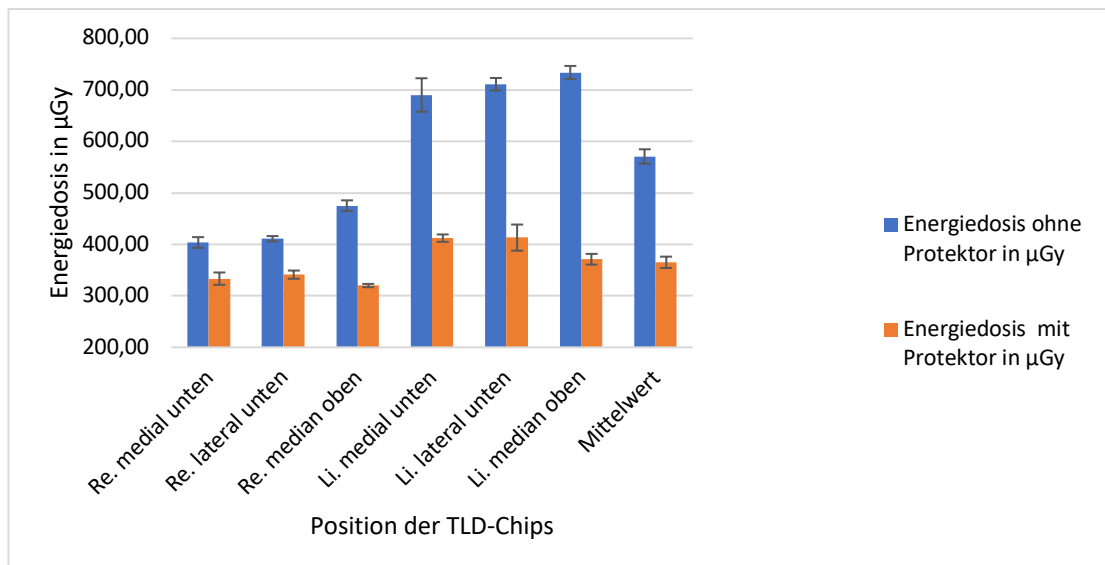
3.3.3 Vergleich der Energiedosis mit und ohne Protetektor sowie des rechten und linken Auges beim KaVo - FoV 165 mm x 135 mm

Im Vergleich konnte mit Protetektor eine Reduktion des Mittelwertes der Energiedosis um 205,57 μGy erreicht werden. Dies entspricht einer Reduktion um 36,02 %. Die Messung des rechten Auges verzeichnete eine Reduktion um 98,28 μGy und die des linken Auges eine Reduktion um 312,87 μGy . Die entsprechenden Werte sind folgender Tabelle zu entnehmen.

Tabelle 29: Vergleich der Energiedosen ohne und mit Protetektor beim KaVo - FoV 165 mm x 69 mm

Position der TLD-Chips	Energiedosis o. P. in μGy	Energiedosis m.P. in μGy	Differenz
Rechtes Auge, medial unten	403,54	333,42	-70,12
Rechtes Auge, lateral unten	410,84	341,16	-69,68
Rechtes Auge, median oben	475,04	320,01	-155,02
Mittelwert rechtes Auge	429,80	331,53	-98,28
Linkes Auge, medial unten	690,03	412,06	-277,97
Linkes Auge, lateral unten	711,04	413,10	-297,93
Linkes Auge, median oben	733,75	371,05	-362,70
Mittelwert linkes Auge	711,61	398,74	-312,87
Mittelwert rechtes u. linkes Auge	570,71	365,13	-205,57

Diagramm 4: Energiedosis in μGy ohne und mit Protetektor im Vergleich beim KaVo - FoV 165 mm x 69 mm



Ergebnisse

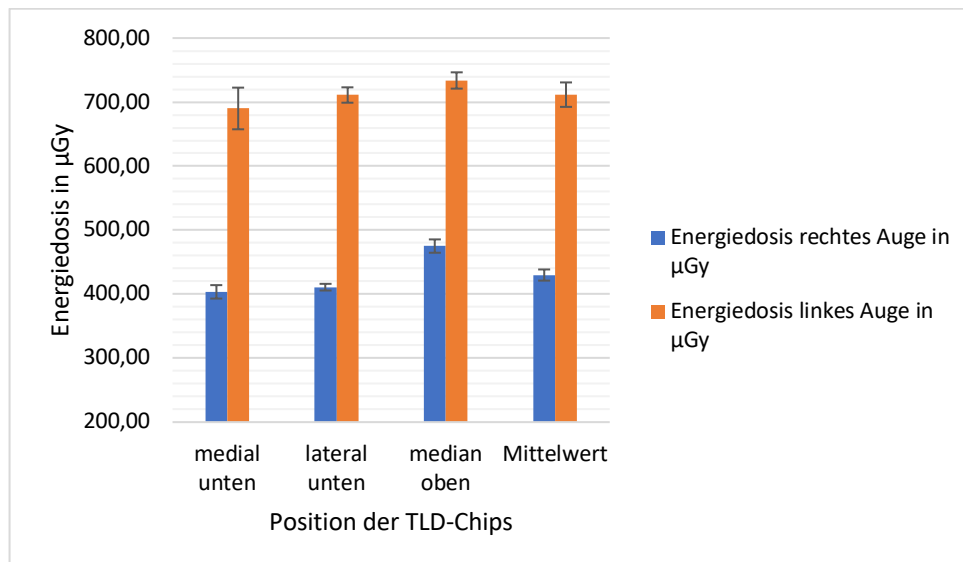
Im Seitenvergleich bei der Messung ohne Protaktor konnten beim rechten Auge Energiedosen von 429,80 μGy und beim linken Auge von 711,61 μGy detektiert werden.

Die Berechnung der Effektstärke ergab einen Wert von $|d| = -1,71$, dies wird entsprechend als großer Effekt interpretiert.

Tabelle 30: Berechnung der Effektstärke nach Cohens mit jeweiligem Mittelwert und Standardabweichung des rechten und linken Auges beim KaVo - FoV 165 mm x 69 mm

Mittelwert 1 rechtes Auge	Mittelwert 2 linkes Auge	Differenz von Mittelwert 1 und 2
429,80	711,61	-281,80
Stabw. 1 rechtes Auge	Stabw. 2 linkes Auge	Stabw. gepoolt
225,83	58,11	164,89
Effektstärke		
-1,71		

Diagramm 5: Energiedosis ohne Protaktor des rechten und linken Auges im Vergleich beim KaVo - FoV 165 x 69 mm

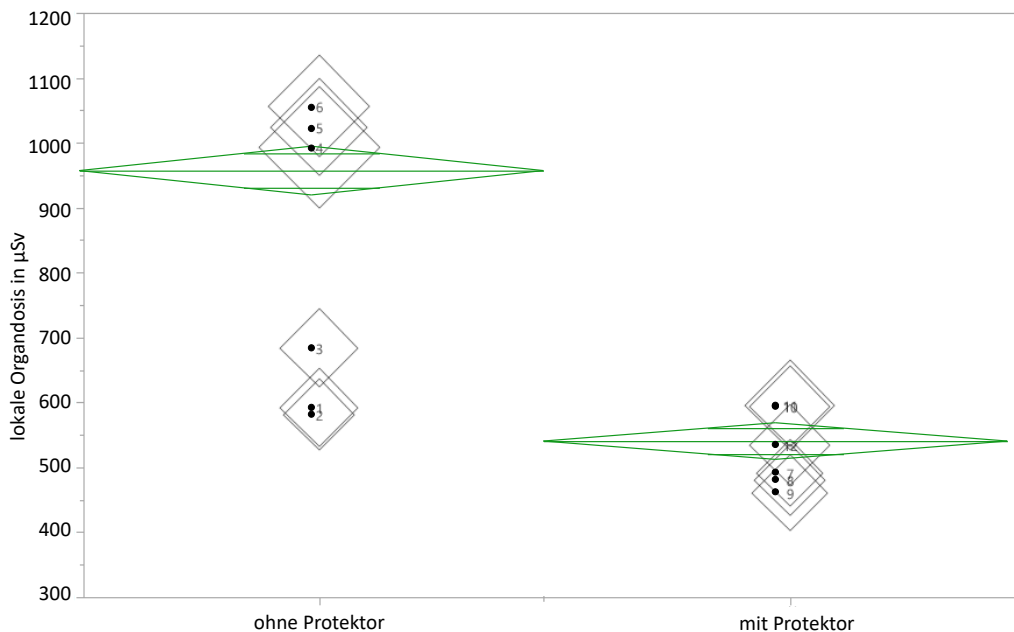


3.3.4 Vergleich der lokalen Organdosis mit und ohne Protektor beim KaVo – FoV 165 mm x 135 mm

Der Vergleich der lokalen Organdosis ist in folgendem Diagramm dargestellt. Betrachtet man die Konfidenzintervall des Diagramms, besteht eine Signifikanz bei den Unterschieden der Messwerte.

Die Position der TLD-Chips kann der darauffolgenden Tabelle entnommen werden.

Diagramm 6: Mittelwertdiamanten und Bubbleplot der lokalen Organdosis in μSv ohne und mit Protektor im Vergleich. Darstellung des erweiterten relativen Fehlers als Größe der Rauten beim KaVo - FoV 165 mm x 69 mm



**Tabelle 31: Lokale Organdosis mit Nummerierung und Position der TLD's beim KaVo - FoV
165 mm x 69 mm**

Position Kürzel	TLD #	lokale Organdosis in μSv	erw. rel. Fehler $\pm \mu\text{Sv}$	TLD #	lokale Organdosis in μSv	erw. rel. Fehler $\pm \mu\text{Sv}$
Rechtes Auge, lateral unten	1	591,14	61,98	7	490,88	46,14
Rechtes Auge, medial unten	2	580,63	53,01	8	479,74	52,83
Rechtes Auge, median oben	3	683,50	62,90	9	460,45	58,05
Linkes Auge, medial unten	4	992,85	152,85	10	592,90	66,91
Linkes Auge, lateral unten	5	1023,08	96,57	11	594,40	81,96
Linkes Auge, median oben	6	1055,75	105,32	12	533,88	69,07

Die Berechnung der Effektstärke ergab einen Wert von $|d| = 1,79$, dies wird entsprechend als großer Effekt interpretiert.

**Tabelle 32: Berechnung der Effektstärke nach Cohens mit jeweiligem Mittelwert und Standardabweichung der lokalen Organdosis ohne und mit Protektor beim KaVo - FoV
165 mm x 69 mm**

Mittelwert 1 ohne Protektor	Mittelwert 2 mit Protektor	Differenz von Mittelwert 1 und 2
821,16	525,37	295,79
Stabw. 1 ohne Protektor	Stabw. 2 mit Protektor	Stabw. gepoolt
225,83	58,11	164,89
Effektstärke		
1,79		

3.4 Strahlenbelastung der Augenlinse Morita - FoV 40 mm x 40 mm

3.4.1 Morita - FoV 40 mm x 40 mm ohne Protektor

Die Auswertung der TLD-Chips ergab je nach Position Energiedosen von 208,56 bis 388,97 μGy . Im arithmetischen Mittel lagen die Werte des rechten Auges bei 368,14 μGy , die des linken Auges bei 303,85 μGy . Die mittlere Energiedosis beider Augen ergab einen Wert von 335,99 μGy . Die Ergebnisse sind folgender Tabelle zu entnehmen.

Tabelle 33: Darstellung der Energiedosen des rechten und linken Auges ohne Protektor in μGy beim Morita - FoV 40 mm x 40 mm

Position der TLD-Chips	Energiedosis in μGy	rel. Fehler $\pm \mu\text{Gy}$
Rechtes Auge, medial unten	388,97	10,12
Rechtes Auge, lateral unten	396,29	5,03
Rechtes Auge, median oben	319,17	7,00
Mittelwert rechtes Auge	368,14	7,38
Linkes Auge, medial unten	321,54	5,43
Linkes Auge, lateral unten	381,45	17,99
Linkes Auge, median oben	208,56	3,62
Mittelwert linkes Auge	303,85	9,01
Mittelwert rechtes u. linkes Auge	335,99	8,20

Durch die vorher beschriebene Umrechnung lässt sich die lokale Dosis ($H_P(3)$) in μSv abschätzen. Die Berechnung ergab je nach Position lokale Dosen von 300,08 bis 570,21 μSv . Im arithmetischen Mittel lagen die Werte des rechten Auges bei 529,70 μSv , die des linken Auges bei 473,19 μSv . Die mittlere lokale Dosis beider Augen ergab einen Wert von 483,45 μSv . Die Ergebnisse sind folgender Tabelle zu entnehmen.

Tabelle 34: Darstellung der lokalen Dosen $H_F(3)$ des rechten und linken Auges ohne Protektor in μSv beim Morita - FoV 40 mm x 40 mm

Position der TLD-Chips	lokale Organdosis in μSv	erw. rel. Fehler $\pm \mu\text{Sv}$
Rechtes Auge, medial unten	559,66	51,10
Rechtes Auge, lateral unten	570,21	59,79
Rechtes Auge, median oben	459,23	42,26
Mittelwert rechtes Auge	529,70	51,05
Linkes Auge, medial unten	462,65	43,67
Linkes Auge, lateral unten	548,84	84,49
Linkes Auge, median oben	300,08	29,94
Mittelwert linkes Auge	437,19	52,70
Mittelwert rechtes u. linkes Auge	483,45	51,87

3.4.2 Morita - FoV 40 mm x 40 mm mit Protektor

Die Auswertung der TLD-Chips ergab je nach Position Energiedosen von 221,84 bis 463,98 μGy . Im arithmetischen Mittel lagen die Werte des rechten Auges bei 404,85 μGy , die des linken Auges bei 303,51 μGy . Die mittlere Energiedosis beider Augen ergab einen Wert von 354,18 μGy . Die Ergebnisse sind folgender Tabelle zu entnehmen.

Tabelle 35: Darstellung der Energiedosen des rechten und linken Auges mit Protektor in μGy beim Morita - FoV 40 mm x 40 mm

Position der TLD-Chips	Energiedosis in μGy	rel. Fehler $\pm \mu\text{Gy}$
Rechtes Auge, medial unten	463,98	8,08
Rechtes Auge, lateral unten	446,97	27,45
Rechtes Auge, median oben	303,59	8,56
Mittelwert rechtes Auge	404,85	14,70
Linkes Auge, medial unten	339,48	12,21
Linkes Auge, lateral unten	349,21	8,14
Linkes Auge, median oben	221,84	4,04
Mittelwert linkes Auge	303,51	8,13
Mittelwert rechtes u. linkes Auge	354,18	11,41

Durch die vorher beschriebene Umrechnung lässt sich die lokale Dosis ($H_P(3)$) in μSv abschätzen. Die Berechnung ergab je nach Position lokale Dosen von 319,19 bis 667,70 μSv . Im arithmetischen Mittel lagen die Werte des rechten Auges bei 582,51 μSv , die des linken Auges bei 436,70 μSv . Die mittlere lokale Dosis beider Augen ergab einen Wert von 509,61 μSv . Die Ergebnisse sind folgender Tabelle zu entnehmen.

Tabelle 36: Darstellung der lokalen Dosen $H_P(3)$ des rechten und linken Auges mit Protektor in μSv beim Morita - FoV 40 mm x 40 mm

Position der TLD-Chips	lokale Organdosis in μSv	erw. rel. Fehler $\pm \mu\text{Sv}$
Rechtes Auge, medial unten	667,60	75,34
Rechtes Auge, lateral unten	643,12	88,68
Rechtes Auge, median oben	436,82	56,51
Mittelwert rechtes Auge	582,51	73,51
Linkes Auge, medial unten	488,47	53,79
Linkes Auge, lateral unten	502,46	47,23
Linkes Auge, median oben	319,19	40,24
Mittelwert linkes Auge	436,70	47,09
Mittelwert rechtes u. linkes Auge	509,61	60,30

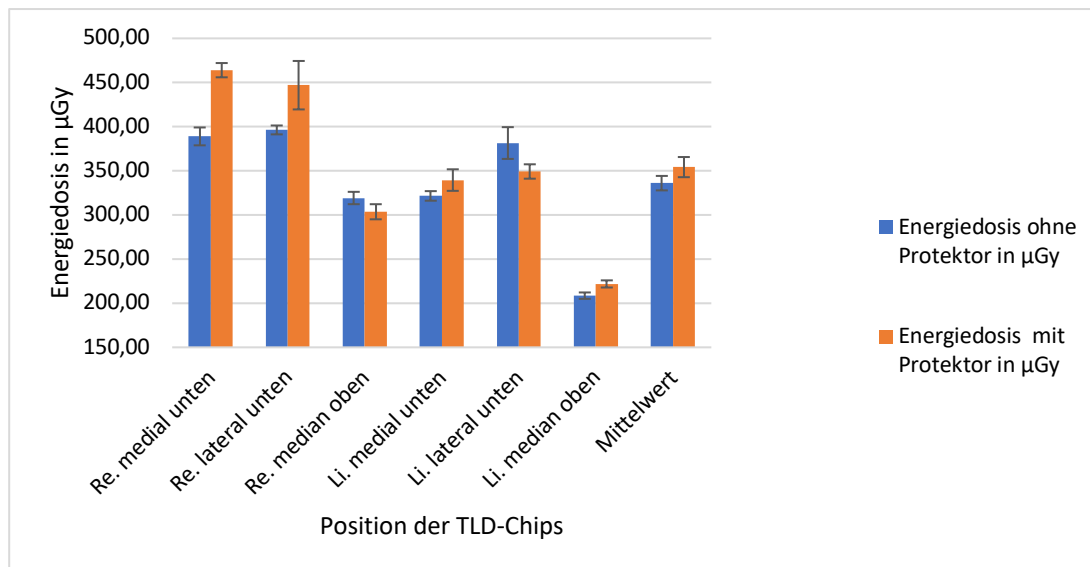
3.4.3 Vergleich der Energiedosis mit und ohne Protetktor sowie des rechten und linken Auges beim Morita - FoV 40 mm x 40 mm

Im Vergleich wurde mit Protetktor eine Erhöhung des Mittelwertes der Energiedosis um 18,18 μGy verzeichnet. Dies entspricht einer Erhöhung um 5,41 %. Die Messung des rechten Auges verzeichnete eine Erhöhung um 36,71 μGy und die des linken Auges eine Reduktion um 0,34 μGy . Die entsprechenden Werte sind folgender Tabelle zu entnehmen.

Tabelle 37: Vergleich der Energiedosen ohne und mit Protetktor beim Morita - FoV 40 mm x 40 mm

Position der TLD-Chips	Energiedosis o. P. in μGy	Energiedosis m.P. in μGy	Differenz
Rechtes Auge, medial unten	388,97	463,98	75,02
Rechtes Auge, lateral unten	396,29	446,97	50,68
Rechtes Auge, median oben	319,17	303,59	-15,57
Mittelwert rechtes Auge	368,14	404,85	36,71
Linkes Auge, medial unten	321,54	339,48	17,94
Linkes Auge, lateral unten	381,45	349,21	-32,24
Linkes Auge, median oben	208,56	221,84	13,28
Mittelwert linkes Auge	303,85	303,51	-0,34
Mittelwert rechtes u. linkes Auge	335,99	354,18	18,18

Diagramm 7: Energiedosis in μGy ohne und mit Protetktor im Vergleich beim Morita - FoV 40 mm x 40 mm



Ergebnisse

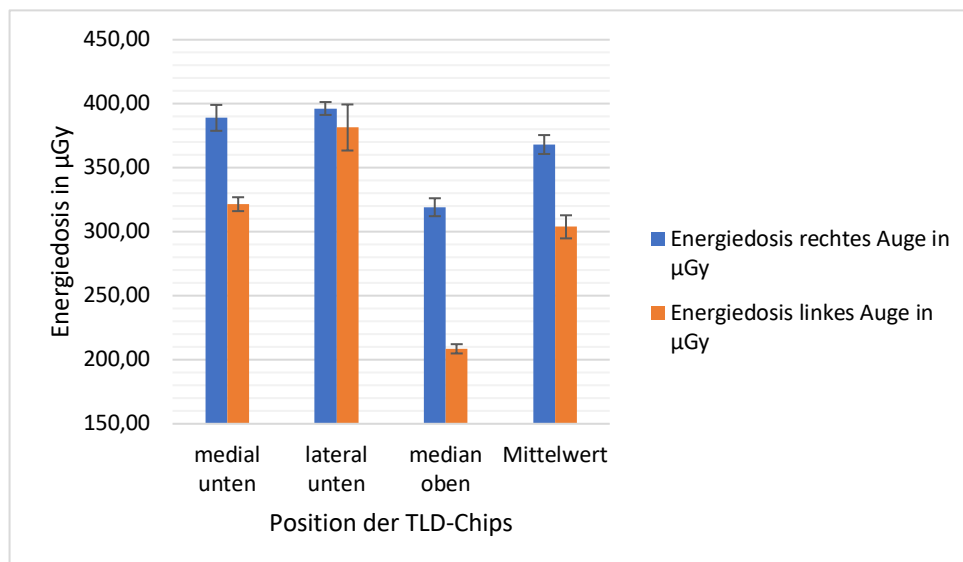
Im Seitenvergleich bei der Messung ohne Protaktor konnten beim rechten Auge Energiedosen von 368,14 μGy und beim linken Auge von 303,85 μGy detektiert werden.

Die Berechnung der Effektstärke ergab einen Wert von $|d| = 0,55$, dies wird entsprechend als großer Effekt interpretiert.

Tabelle 38: Berechnung der Effektstärke nach Cohens mit jeweiligem Mittelwert und Standardabweichung des rechten und linken Auges beim Morita - FoV 40 mm x 40 mm

Mittelwert 1 rechtes Auge	Mittelwert 2 linkes Auge	Differenz von Mittelwert 1 und 2
368,14	303,85	64,29
Stabw. 1 rechtes Auge	Stabw. 2 linkes Auge	Stabw. gepoolt
102,23	130,26	117,09
Effektstärke		
0,55		

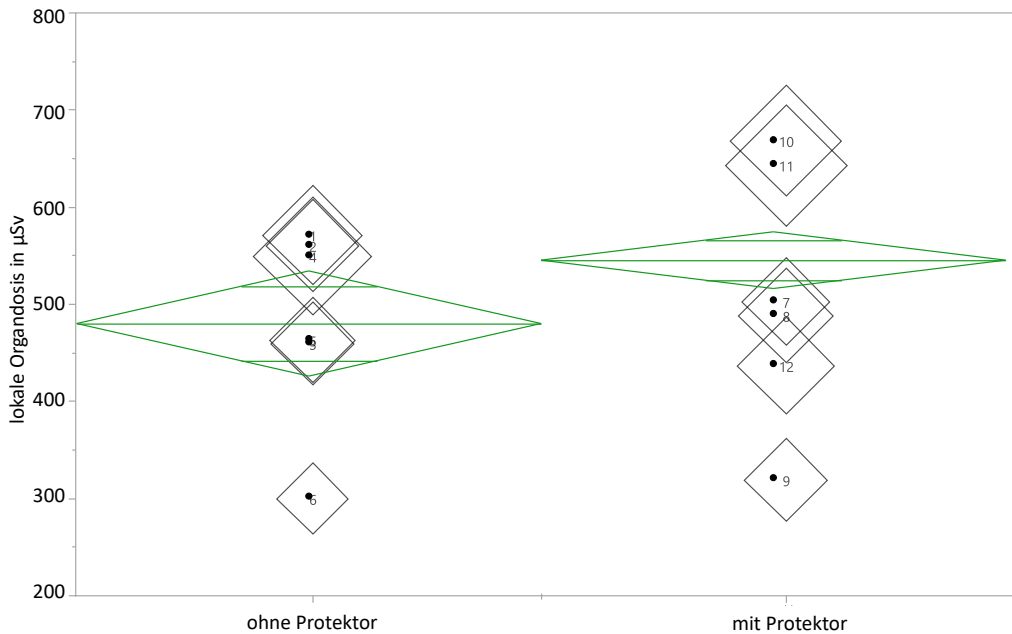
Diagramm 8: Energiedosis ohne Protaktor des rechten und linken Auges im Vergleich beim Morita - FoV 40 mm x 40 mm



3.4.4 Vergleich der lokalen Organdosis mit und ohne Protektor beim Morita 40 mm x 40 mm

Der Vergleich der lokalen Organdosis ist in folgendem Diagramm dargestellt. Betrachtet man die Konfidenzintervall des Diagramms, besteht eine Signifikanz bei den Unterschieden der Messwerte. Die Position der TLD-Chips kann der darauffolgenden Tabelle entnommen werden.

Diagramm 9: Mittelwertdiamanten und Bubbleplot der lokalen Organdosis in μSv ohne und mit Protektor im Vergleich. Darstellung des erweiterten relativen Fehlers als Größe der Rauten beim Morita - FoV 40 mm x 40 mm



Ergebnisse

Tabelle 39: Lokale Organdosis mit Nummerierung und Position der TLD's beim Morita - FoV 40 mm x 40 mm

Position Kürzel	TLD #	lokale Organdosis in μSv	erw. rel. Fehler $\pm \mu\text{Sv}$	TLD #	lokale Organdosis in μSv	erw. rel. Fehler $\pm \mu\text{Sv}$
Rechtes Auge, lateral unten	1	570,21	59,79	7	502,46	47,23
Rechtes Auge, medial unten	2	559,66	51,10	8	488,47	53,79
Rechtes Auge, median oben	3	459,23	42,26	9	319,19	40,24
Linkes Auge, lateral unten	4	548,84	84,49	10	667,60	75,34
Linkes Auge, medial unten	5	462,65	43,67	11	643,12	88,68
Linkes Auge, median oben	6	300,08	29,94	12	436,82	56,51

Die Berechnung der Effektstärke ergab einen Wert von $|d| = 0,22$, dies wird entsprechend als großer Effekt interpretiert.

Tabelle 40: Berechnung der Effektstärke nach Cohens mit jeweiligem Mittelwert und Standardabweichung beim Morita - FoV 40 mm x 40 mm

Mittelwert 1 ohne Protektor	Mittelwert 2 mit Protektor	Differenz von Mittelwert 1 und 2
483,45	509,61	-26,16
Stabw. 1 ohne Protektor	Stabw. 2 mit Protektor	Stabw. gepoolt
102,23	130,26	117,09
Effektstärke		
-0,22		

3.5 Strahlenbelastung der Augenlinse Morita - FoV 40 mm x 80 mm

3.5.1 Morita - FoV 40 mm x 80 mm ohne Protektor

Die Auswertung der TLD-Chips ergab je nach Position Energiedosen von 92,98 bis 155,43 μGy . Im arithmetischen Mittel lagen die Werte des rechten Auges bei 118,81 μGy , die des linken Auges bei 143,17 μGy . Die mittlere Energiedosis beider Augen ergab einen Wert von 130,99 μGy . Die Ergebnisse sind folgender Tabelle zu entnehmen.

Tabelle 41: Darstellung der Energiedosen des rechten und linken Auges ohne Protektor in μGy beim Morita - FoV 40 mm x 80 mm

Position der TLD-Chips	Energiedosis in μGy	rel. Fehler $\pm \mu\text{Gy}$
Rechtes Auge, medial unten	334,34	8,70
Rechtes Auge, lateral unten	324,28	4,12
Rechtes Auge, median oben	232,45	5,10
Mittelwert rechtes Auge	297,02	5,79
Linkes Auge, medial unten	381,95	18,02
Linkes Auge, lateral unten	388,58	6,56
Linkes Auge, median oben	303,27	5,26
Mittelwert linkes Auge	357,93	9,95
Mittelwert rechtes u. linkes Auge	327,48	7,96

Durch die vorher beschriebene Umrechnung lässt sich die lokale Dosis ($H_P(3)$) in μSv abschätzen. Die Berechnung ergab je nach Position lokale Dosen von 133,78 bis 223,64 μSv . Im arithmetischen Mittel lagen die Werte des rechten Auges bei 170,95 μSv , die des linken Auges bei 206,00 μSv . Die mittlere lokale Dosis beider Augen ergab einen Wert von 611,07 μSv . Die Ergebnisse sind folgender Tabelle zu entnehmen.

Tabelle 42: Darstellung der lokalen Dosen $H_F(3)$ des rechten und linken Auges ohne Protektor in μSv beim Morita - FoV 40 mm x 80 mm

Position der TLD-Chips	lokale Organdosis in μSv	erw. rel. Fehler $\pm \mu\text{Sv}$
Rechtes Auge, medial unten	466,59	48,92
Rechtes Auge, lateral unten	481,06	43,92
Rechtes Auge, median oben	334,46	30,78
Mittelwert rechtes Auge	427,37	41,21
Linkes Auge, medial unten	549,57	84,61
Linkes Auge, lateral unten	559,11	52,78
Linkes Auge, median oben	436,36	43,53
Mittelwert linkes Auge	515,01	60,30
Mittelwert rechtes u. linkes Auge	471,19	50,76

3.5.2 Morita - FoV 40 mm x 80 mm mit Protektor

Die Auswertung der TLD-Chips ergab je nach Position Energiedosen von 121,85 bis 236,96 μGy . Im arithmetischen Mittel lagen die Werte des rechten Auges bei 159,48 μGy , die des linken Auges bei 206,10 μGy . Die mittlere Energiedosis beider Augen ergab einen Wert von 182,79 μGy . Die Ergebnisse sind folgender Tabelle zu entnehmen.

Tabelle 43: Darstellung der Energiedosen des rechten und linken Auges mit Protektor in μGy beim Morita - FoV 40 mm x 80 mm

Position der TLD-Chips	Energiedosis in μGy	rel. Fehler $\pm \mu\text{Gy}$
Rechtes Auge, medial unten	497,89	11,61
Rechtes Auge, lateral unten	393,60	14,15
Rechtes Auge, median oben	304,63	5,55
Mittelwert rechtes Auge	398,71	10,44
Linkes Auge, medial unten	582,27	10,14
Linkes Auge, lateral unten	592,39	36,38
Linkes Auge, median oben	371,09	10,46
Mittelwert linkes Auge	515,25	18,99
Mittelwert rechtes u. linkes Auge	456,98	14,72

Durch die vorher beschriebene Umrechnung lässt sich die lokale Dosis ($H_P(3)$) in μSv abschätzen. Die Berechnung ergab je nach Position lokale Dosen von 175,33 bis 340,94 μSv . Im arithmetischen Mittel lagen die Werte des rechten Auges bei 229,47 μSv , die des linken Auges bei 259,39 μSv . Die mittlere lokale Dosis beider Augen ergab einen Wert von 244,43 μSv . Die Ergebnisse sind folgender Tabelle zu entnehmen.

Tabelle 44: Darstellung der lokalen Dosen $H_P(3)$ des rechten und linken Auges mit Protektor in μSv beim Morita - FoV 40 mm x 80 mm

Position der TLD-Chips	lokale Organdosis in μSv	erw. rel. Fehler $\pm \mu\text{Sv}$
Rechtes Auge, medial unten	716,39	67,33
Rechtes Auge, lateral unten	566,33	62,36
Rechtes Auge, median oben	438,32	55,26
Mittelwert rechtes Auge	573,68	61,56
Linkes Auge, medial unten	837,80	94,55
Linkes Auge, lateral unten	852,36	117,53
Linkes Auge, median oben	533,94	69,08
Mittelwert linkes Auge	741,36	93,72
Mittelwert rechtes u. linkes Auge	657,52	77,69

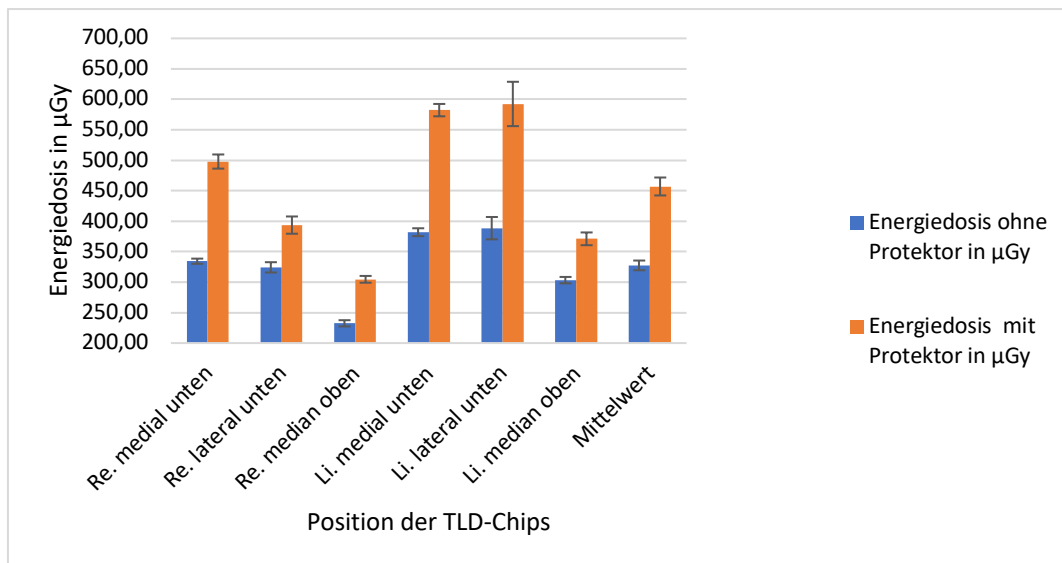
3.5.3 Vergleich der Energiedosis mit und ohne Protektor sowie des rechten und linken Auges beim Morita - FoV 40 mm x 80 mm

Im Vergleich wurde mit Protektor eine Erhöhung des Mittelwertes der Energiedosis um 51,80 μGy verzeichnet. Dies entspricht einer Erhöhung um 39,55 %. Die Messung des rechten Auges verzeichnete eine Erhöhung um 40,67 μGy und die des linken Auges um 62,93 μGy . Die entsprechenden Werte sind folgender Tabelle zu entnehmen.

Tabelle 45: Vergleich der Energiedosen ohne und mit Protektor beim Morita - FoV 40 mm x 80 mm

Position der TLD-Chips	Energiedosis o. P. in μGy	Energiedosis m.P. in μGy	Differenz
Rechtes Auge, medial unten	334,34	497,89	163,55
Rechtes Auge, lateral unten	324,28	393,60	69,32
Rechtes Auge, median oben	232,45	304,63	72,18
Mittelwert rechtes Auge	297,02	398,71	101,69
Linkes Auge, medial unten	381,95	582,27	200,32
Linkes Auge, lateral unten	388,58	592,39	203,81
Linkes Auge, median oben	303,27	371,09	67,81
Mittelwert linkes Auge	357,93	515,25	157,32
Mittelwert rechtes u. linkes Auge	327,48	456,98	129,50

Diagramm 10: Energiedosis in μGy ohne und mit Protektor im Vergleich beim Morita - FoV 40 mm x 80 mm



Ergebnisse

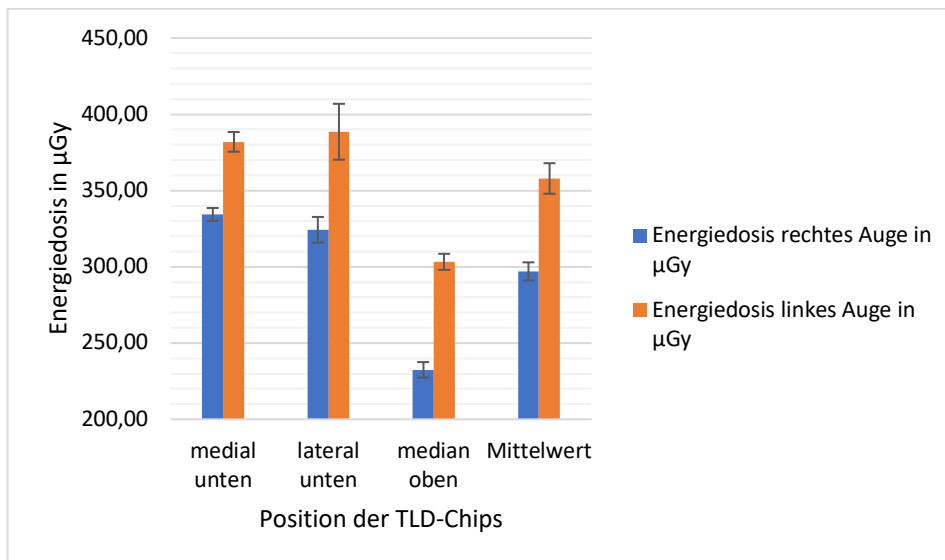
Im Seitenvergleich bei der Messung ohne Protaktor konnten beim rechten Auge Energiedosen von 297,02 μGy und beim linken Auge von 357,93 μGy detektiert werden.

Die Berechnung der Effektstärke ergab einen Wert von $|d| = 0,45$, dies wird entsprechend als großer Effekt interpretiert.

Tabelle 46: Berechnung der Effektstärke nach Cohens mit jeweiligem Mittelwert und Standardabweichung des rechten und linken Auges beim KaVo - FoV 165 mm x 135 mm

Mittelwert 1 rechtes Auge	Mittelwert 2 linkes Auge	Differenz von Mittelwert 1 und 2
297,02	357,93	-60,91
Stabw. 1 rechtes Auge	Stabw. 2 linkes Auge	Stabw. gepoolt
82,34	170,63	133,97
Effektstärke		
-0,45		

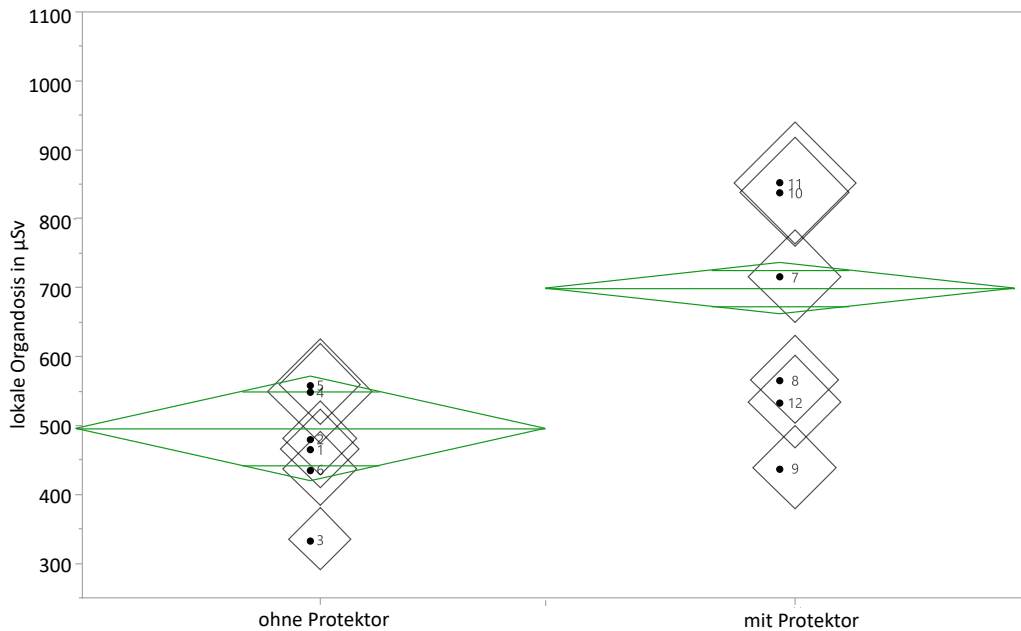
Diagramm 11: Energiedosis ohne Protaktor des rechten und linken Auges im Vergleich beim Morita - FoV 40 mm x 80 mm



3.5.4 Vergleich der lokalen Organdosis mit und ohne Protektor beim Morita 40 mm x 80 mm

Der Vergleich der lokalen Organdosis ist in folgendem Diagramm dargestellt. Betrachtet man die Konfidenzintervall des Diagramms, besteht eine Signifikanz bei den Unterschieden der Messwerte. Die Position der TLD-Chips kann der darauffolgenden Tabelle entnommen werden.

Diagramm 12: Mittelwertdiamanten und Bubbleplot der lokalen Organdosis in μSv ohne und mit Protektor im Vergleich. Darstellung des erweiterten relativen Fehlers als Größe der Rauten beim Morita - FoV 40 mm x 80 mm



Ergebnisse

Tabelle 47: Lokale Organdosis mit Nummerierung und Position der TLD's beim Morita - FoV 40 mm x 80 mm

Position Kürzel	TLD #	lokale Organdosis in μSv	erw. rel. Fehler $\pm \mu\text{Sv}$	TLD #	lokale Organdosis in μSv	erw. rel. Fehler $\pm \mu\text{Sv}$
Rechtes Auge, lateral unten	1	466,59	48,92	7	716,39	67,33
Rechtes Auge, medial unten	2	481,06	43,92	8	566,33	62,36
Rechtes Auge, median oben	3	334,46	30,78	9	438,32	55,26
Linkes Auge, lateral unten	4	549,57	84,61	10	837,80	94,55
Linkes Auge, medial unten	5	559,11	52,78	11	852,36	117,53
Linkes Auge, median oben	6	436,36	43,53	12	533,94	69,08

Die Berechnung der Effektstärke ergab einen Wert von $|d| = 1,39$, dies wird entsprechend als großer Effekt interpretiert.

Tabelle 48: Berechnung der Effektstärke nach Cohens mit jeweiligem Mittelwert und Standardabweichung der lokalen Organdosis ohne und mit Protektor beim Morita - FoV 40 mm x 80 mm

Mittelwert 1 ohne Protektor	Mittelwert 2 mit Protektor	Differenz von Mittelwert 1 und 2
471,19	657,52	-186,33
Stabw. 1 ohne Protektor	Stabw. 2 mit Protektor	Stabw. gepoolt
82,34	170,63	133,97
Effektstärke		
-1,39		

3.6 *Beeinflussung der Bildqualität durch den Protektor*

Die angefügten Bilder zeigen, dass eine Beeinträchtigung der Bildqualität durch den Protektor hinsichtlich der klinischen Befundung rein subjektiv gegeben ist. In der axialen Ebene zeigen sich auf Höhe des Jochbeins Artefakte, welche die Befundung beeinträchtigen können.

Abbildung 10: DVT des Phantomkopfes in koronarer Ebene ohne Protektor



Abbildung 11: DVT des Phantomkopfes in koronarer Ebene mit Protektor



Abbildung 12: DVT des Phantomkopfes in axialer Ebene ohne Protektor

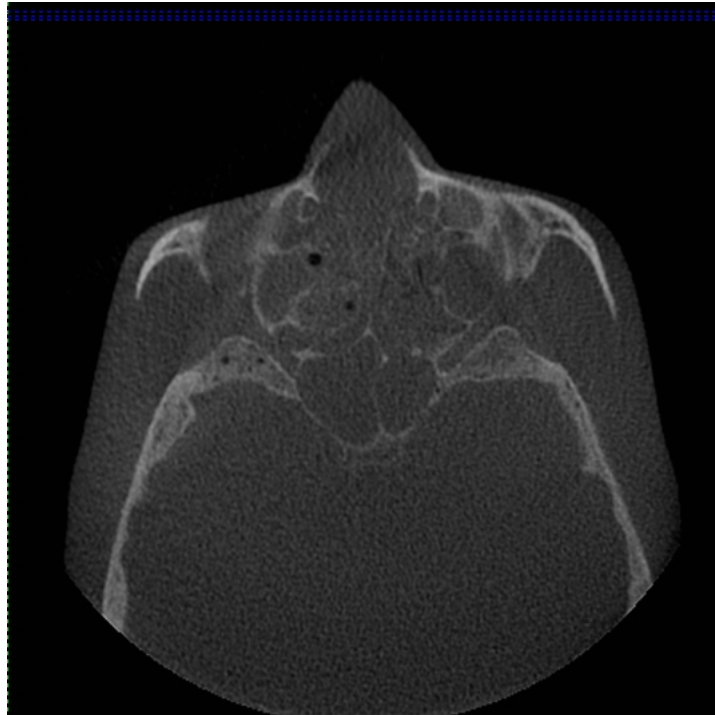
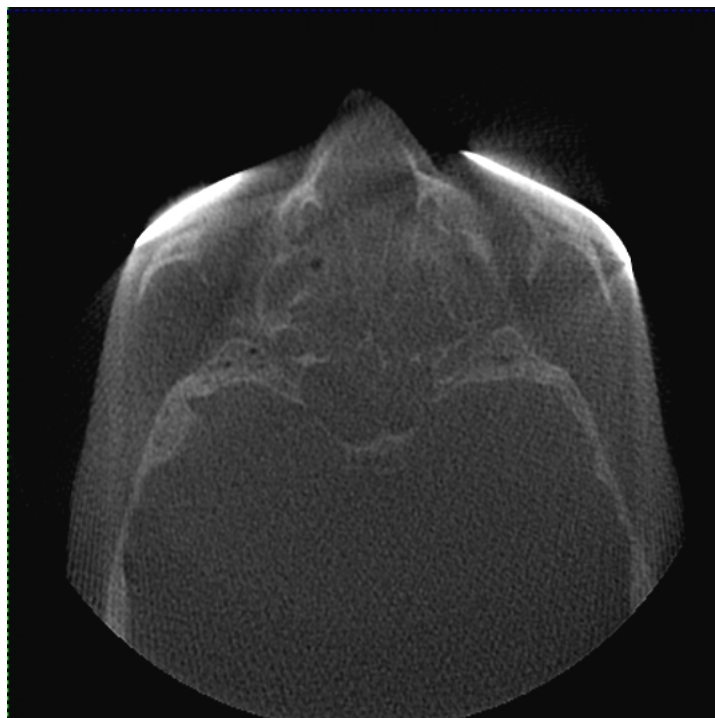


Abbildung 13: DVT des Phantomkopfes in axialer Ebene mit Protektor



4 Diskussion

Die vorliegende Arbeit befasst sich mit der möglichen Reduktion der lokalen Strahlenbelastung der Augenlinse mittels eines Augenprotektors bei DVT Aufnahmen. Hierzu wurden Messaufnahmen an zwei DVT-Geräten verschiedener Hersteller mit jeweils zwei im klinischen Alltag gebräuchlichen FoV angefertigt. Die Strahlenbelastung wurde mittels TLD-Chips quantifiziert und in die entsprechende Dosen umgerechnet.

4.1.1 Diskussion der Methode und Materialien

4.1.1.1 DVT-Geräte

In den letzten Jahren ist die Nachfrage nach DVT-Geräten in der zahnmedizinischen Praxis erheblich gestiegen [51]. Die Hersteller sind bemüht, ständig optimierte Geräte auf den Markt zu bringen. Die Reduktion der Strahlenbelastung für den Patienten ist hierbei von besonderer Bedeutung [36]. Bei der vorliegenden Studie wurde die Möglichkeit der Reduktion der lokalen Strahlenbelastung an zwei verschiedenen DVT-Geräten mit gleichbleibendem Scan-Modus mit jeweils zwei Positionierungen und/oder Größen des FoV untersucht. Hierbei war es wichtig, durch Variation der Parameter einen großen Bereich der im klinischen Alltag gebräuchlichen Einstellungen abzudecken.

Die Lage des FoV ist von der jeweiligen Fragestellung abhängig. So wurde bei dem Gerät der Firma Morita eine Positionierung im Bereich der Maxilla rechts in Regio 16 sowie im Bereich der Kiefer links in Regio 28, 38 gewählt. Denkbar ist diese Positionierung z.B. bei der Implantat-Planung im Oberkiefer oder bei der Entfernung der Weisheitszähne.

Je nach Lage des FoV können die Messergebnisse stark schwanken; so konnte eine Studie von *Nascimento et al.* aus dem Jahre 2017 aufzeigen, dass die jeweilige Organdosis bei gleichem FoV je nach dessen Position variiert. Die

hierbei gemessenen Dosen der Augenlinsen unterschieden sich bei gleichem FoV und dem Standard-Scan-Modus zwischen 0,026 mGy im posterioren Bereich der Mandibula sowie 0,175 mGy im anterioren Bereich der Maxilla [41]. Bei dem Gerät der Firma KaVo lässt sich bei gleichbleibendem Durchmesser lediglich die Höhe des FoV einstellen; somit ist die Abhängigkeit der Organdosis von der seitendifferenten Positionierung nicht gegeben.

Die Größe des FoV spielt ebenfalls eine große Rolle bei der Strahlenbelastung des Patienten. Verschiedene Studien zeigen, dass eine Verkleinerung des FoV mit einer Reduktion der Strahlenbelastung einhergeht [34].

Bei der Wahl des FoV wurden bei dem Gerät der Firma KaVo praxisnahe Abmessungen von 7,3 x 16 cm sowie 13 x 16 cm gewählt. Letztere ist bei einem mandibulo-maxillären DVT sowie bei einem DVT nach einem Schädeltrauma gebräuchlich. Das DVT-Gerät der Firma Morita verfügt hingegen über mehrere auswählbare Abmessungen des FoV, von welchem die Formate 4 x 4 cm sowie 4 x 8 cm gewählt wurden.

Moderne DVT-Geräte verfügen darüber hinaus über verschiedene Scan-Modi, welche je nach Einstellung verschiedene Auflösungen bieten und sich dadurch in der Strahlenbelastung für den Patienten unterscheiden. Hierbei wird für eine geringere Strahlenbelastung meist eine schlechtere Bildqualität in Kauf genommen [5, 29].

Diese Möglichkeit fand in der vorliegenden Untersuchung keine Anwendung. So wurde beim Gerät der Firma KaVo eine standardisierte Auflösung von 0,4 mm gewählt und beim DVT-Gerät der Firma Morita eine Auflösung von 0,125 mm.

Die Strahlenbelastung des Patienten ist von vielen Faktoren abhängig und korreliert stark mit der jeweiligen Indikation. Der Vergleich der vorliegenden Untersuchung mit der aktuellen Literatur ist aus den genannten Gründen nur begrenzt möglich. Durch eine standardisierte Einstellung könnte eine Vergleichbarkeit der Messergebnisse zwischen verschiedenen Studien hergestellt werden.

4.1.1.2 Phantomkopf und Positionierung der TLD-Chips

Die korrekte Messung der Auswirkung der Strahlenbelastung auf die Augenlinse ist von der anatomisch korrekten Positionierung der Messsonden abhängig. Daher ist es wichtig, ein anthropomorphes Modell zu wählen, welches weitestgehend die Eigenschaften, in Bezug auf die Streuung der Röntgenstrahlen, eines menschlichen Körpers aufweist. In der vorliegenden Untersuchung wurde hierbei auf ein Röntgenphantom der Firma 3m x-ray products zurückgegriffen. Dies besteht aus einem humanen knöchernen Schädel, welcher in einer Kunststoffmatrix eingebettet ist. Der Hersteller hat dieses Produkt nicht mehr im Sortiment und somit konnten keine genauen Angaben zum verwendeten Material gefunden werden. Infolgedessen besteht hinsichtlich der Streuung möglicherweise eine Einschränkung der Übertragbarkeit der Messergebnisse auf den menschlichen Schädel.

In den aktuellen Studien sind verschiedene Phantomköpfe verwendet worden. Je nach Fragestellung werden Phantomköpfe mit der Möglichkeit der innenliegenden Positionierung der Messsonden angeboten, welche vor allem bei der Dosismessung bei Schild- und Speicheldrüsen Verwendung finden [24, 43, 60, 61].

Bei der in dieser Untersuchung notwendigen Dosismessung im Bereich der Augenlinse wurde die Positionierung innerhalb des Trägers (siehe Kapitel 2.1.4.2) vor der Orbita am Phantomkopf vorgenommen. Hierbei wurde durch eine exakte Markierung und ein entsprechendes Protokoll auf eine gleichbleibende Anordnung der Messchips geachtet. Durch die Verwendung von je drei Messchips konnte die Dosis exakter bestimmt werden und so eventuelle Ungenauigkeiten ausgeglichen werden. Die patientenanaloge, dreidimensionale Positionierung des Phantomkopfes wurde durch Referenzmarkierungen sowie Scout-Aufnahmen ohne Messchips sichergestellt.

Für jede Messreihe, also je eine mit und eine ohne Protektor, wurde der Phantomkopf entfernt und eine neue Serie TLD-Chips angebracht. Die Einstellungen des DVT-Gerätes blieben hierbei gleich, jedoch kann es dadurch

zu geringfügigen Differenzen in der Positionierung kommen. Dies ist als kritisch zu betrachten.

Durch ein Stativgewinde mit entsprechender Aufnahme wäre dieser Fehler zu minimieren gewesen.

4.1.1.3 Dosimeter

Die quantitative Messung der Strahlung erfolgte über TLD-Chips. Die TLD's zeichnen sich durch eine einfache Positionierung sowie eine Detektion der Strahlung unabhängig von der Strahlungsrichtung aus.

Durch diese Vorteile finden sie bei der Dosimetrie unter beweglichen Strahlungsquellen häufig Anwendung. Da die TLD-Chips jedoch eine zeitabhängige Genauigkeit der gespeicherten Dosis aufweisen, ist auf einen gleichbleibenden Abstand zwischen der Messung und dem Auslesen zu achten [52, 66].

Dies wurde durch ein zeitlich standardisiertes Protokoll (siehe Kapitel 2.1.4) und die enge Zusammenarbeit mit dem Isotopenlabor der Universität Tübingen sichergestellt.

4.1.1.4 Protektor

Protektoren zum Schutz der Augen finden bei der CT häufig Anwendung. Hierbei handelt es sich meist um mit Latex beschichtete Folien aus Bismut [23, 26, 38, 45].

Der in dieser Untersuchung verwendete Protektor stellt hingegen eine Weiterentwicklung auf diesem Gebiet dar und soll durch eine verbesserte Zusammensetzung aus Bismut, Antimon, Gadolinium und Wolfram eine Absorption der Strahlung um bis zu 50 % ermöglichen [30, 33].

Zum aktuellen Zeitpunkt liegen keine Studien zur Verwendung dieser Augenprotektoren bei der DVT vor.

Die gleichbleibende Positionierung des Protektors wurde mittels des gemessenen Abstandes zu einer Referenzmarkierung (siehe Kapitel 2.1.6) sichergestellt. Es kann jedoch durch das erneute Aufbringen des Protektors je Messreihe bei unterschiedlich großem FoV, der Positionsänderung des FoV oder bei dem Wechsel des Gerätes, zu einer leicht unterschiedlichen Lage des Protektors in Bezug auf das Phantom kommen. Dies könnte in zukünftigen Studien durch entsprechende Fixierung mit in den Schädel eingelassenen PMMA-Stiften (Polymethylmethacrylat) vermieden werden.

4.1.1.5 Berechnung der Dosis

Grundlegend wird in dieser Untersuchung zwischen der Energiedosis in Gy und der Personendosis in Sv, auch lokale Dosis genannt, unterschieden. Die Energiedosis wird durch die Umrechnung der quantifizierten gespeicherten Energie des TLD-Chips mittels Kalibrierungsfaktoren berechnet. Dies wurde durch das Isotopenlabor der Universität Tübingen durchgeführt.

Durch die Messung der Energiedosis lässt sich die relative Änderung der Strahlung auf die TLD-Chips ermitteln, jedoch lässt dies keinen Schluss auf die tatsächliche Strahlenbelastung der Augenlinse zu.

Um die tatsächliche Strahlenbelastung, die Personendosis bzw. lokale Dosis, zu berechnen, musste ein Kalibrierungsfaktor ermittelt werden, welcher durch den Abgleich der gemessenen Energiedosis der TLD-Messchips mit den vom Helmholtz Zentrum München (HZM) zugelassenen Personendosimetern berechnet wurde. Hierbei diente die Publikation von Behrens aus dem Jahre 2012 als Vorlage [7]. In dieser wird beschrieben, dass mit einem Ringdosimeter, welches nach Umrechnung durch das HZM eine Hp(0.07) - Personendosis misst, die für die Dosimetrie der Augenlinse beschriebene lokale Dosis Hp(3) geschätzt werden kann. Die Hp(3) beschreibt hierbei eine Lage des Messortes 3 mm unterhalb des Gewebes, welcher dem Abstand des äußeren Bereiches der Hornhaut des Auges zur Augenlinse entsprechen soll [7].

Die lokale Strahlenbelastung der Augenlinse kann ebenfalls durch eine Kalibrierung der Messchips in einem Gewebe-/Wasser-Phantom berechnet werden [44]. Bei diesem Verfahren werden die gemessenen Energiedosen mit einem vorgegebenen Faktor multipliziert und somit die effektive Dosis ermittelt [1].

Hinsichtlich der einheitlichen Dosismessung sollten künftige Untersuchungen nach einem standardisierten Verfahren durchgeführt werden.

4.1.1.6 Fehlerberechnung

Um die Präzision der gemessenen Werte zu erhöhen, wurde die Dosis je Einstellung aus einem Mittelwert von 50 Messungen je TLD-Chip gebildet. Pro Messort (linke und rechte Orbita) kamen drei TLD-Chips zu Anwendung. Die Anzahl der Dosismessungen am Phantom beträgt somit 400 Aufnahmen. Bei der Ermittlung des Fehlers muss zwischen dem relativen Fehler, der Abweichung der Messchips untereinander, sowie dem absoluten Fehler, welcher die Abweichung des jeweiligen Messchips zur Dosis beschreibt, unterschieden werden.

Diese Fehler wurden anhand dreier Referenzmessungen ermittelt, wobei ein Dosimeter der Firma Unfors (RaySafe X2) als Referenz galt. Durch diese Methode konnte ein relativer Fehler von 1,27 - 6,14 % sowie ein absoluter Fehler, welcher die Messungenauigkeit von 5 % des RaySafe X2 als Fehlerfortpflanzung mit einbezieht, von 9,13 - 15,39 % spezifisch je TLD berechnet werden. Somit ist der relative Fehler als gering und der absolute Fehler als akzeptabel zu bezeichnen. Dieses Vorgehen wurde in enger Zusammenarbeit mit Herrn Dipl.-Phys. Klaus Herz des Isotopenlabors der Universität Tübingen erarbeitet.

In aktuellen Publikationen wird der Fehler häufig anhand der firmenseitigen Angabe der Messungenauigkeit der TLD-Chips, 15% [62] berechnet oder ganz außer Betracht gelassen [24, 52, 53]. Pauwels zeigte in seiner Publikation aus dem Jahre 2014, dass eine Kalibrierung mittels eines Abgleiches mit einem Stabdosisimeter für die Ermittlung der effektiven Dosis möglich ist. In seiner Studie konnte er damit einen relativen Fehler von 3 - 4 % erreichen [44].

Dieses Verfahren gleicht der von uns verwendeten Ermittlung des relativen Fehlers, jedoch wurde bei uns die Messungengenauigkeit je TLD-Chip einzeln bestimmt und die Ungenauigkeit des Referenzdosimeters (Unfors RaySafe X2) mit einbezogen.

Durch diese Methode konnte die Präzision der Messungen erheblich gesteigert werden.

4.1.2 Diskussion der Ergebnisse

4.1.2.1 Messergebnisse der Energiedosis und die Wirkung des Protektors

Die Messergebnisse der Energiedosen lagen je nach Geräteeinstellung zwischen 60,72 – 733,75 μGy . Die von der ICRP festgelegte Grenzdosis von 0,5 Gy, ab welcher Schäden der Augenlinsen hervorgerufen werden können, ist hierbei weit unterschritten. [54]

Deshpande et al. untersuchten im Jahre 2016 die Energiedosis im Bereich der Augenlinse mit OSLD-Dosimetern (Optically Stimulated Luminescence). Hierbei wurden verschiedene Aufnahme-Modi gewählt. Das FoV war jedoch immer so eingestellt, dass die Dosimeter im direkten Strahlengang lagen. Die gemessenen Werte lagen zwischen 340 - 9920 μGy . [13]

Wie aus diesen Werten hervorgeht, unterscheiden sich die Ergebnisse dieser Forschung mit der vorliegenden Untersuchung relativ stark. Dies ist den unterschiedlichen Modalitäten der Untersuchungen geschuldet. Ein direkter Vergleich kann somit nicht angestellt werden.

In der vorliegenden Untersuchung stellte sich heraus, dass die Reduktion der Strahlenbelastung von mehreren Faktoren abhängig ist. So verzeichnete zwar das Gerät der Firma KaVo bei einem FoV von 165 mm x 69 mm in Projektion auf die Region des Ober-, sowie Unterkiefer inklusive der angrenzenden Strukturen eine Reduktion der Energiedosis um 0,94 μGy (1,25 %) sowie bei einem FoV von 165 mm x 135 mm unter Einblendung von dem Margo inferior der Mandibula bis zum unteren Drittel des Os frontale um 205,57 μGy (36,02 %), jedoch wurde bei dem Geräte der Firma Morita eine Erhöhung der Strahlenbelastung bei einem FoV von 40 mm x 40 mm in regio 16 um 18,18 μGy (5,41 %) sowie bei einem FoV von 40 mm x 80 mm in Projektion auf regio 28/38 um 51,80 μGy (39,54 %) verzeichnet. Es ist anzumerken, dass die Auswertung der Signifikanz, welche bei der lokalen Organdosis durchgeführt wurde, ebenfalls für die Messergebnisse der Energiedosis gilt. Somit ist ein signifikanter Unterschied für die Messung der Dosen mit und ohne Protektor mit Ausnahme des Gerätes der Firma KaVo mit

einem FoV von 165 mm x 69 mm gegeben. Die Berechnung der Effektstärke nach Cohens ist analog anzuwenden. Die Ergebnisse der unterschiedlichen Effektstärken werden durch den Nachweis eines vorhandenen bzw. fehlenden signifikanten Unterschieds unterstützt, entsprechend wurde beim Gerät der Firma KaVo bei einem FoV von 165 mm x 69 mm ein Wert von $|d| = 0,093$ berechnet wurde. Dies ist als kein Effekt zu interpretieren. Die Effektstärke der übrigen Messungen (KaVo – FoV 165 x 135 mm $|d| = 1,79$, Morita – FoV 40 x 40 mm $|d| = 0,22$, Morita – FoV 40 x 80 mm $|d| = 1,39$) ist als großer Effekt zu interpretieren.

Eine Untersuchung von *Prins et al.* aus dem Jahre 2011 untersuchte den Schutz der Augenlinse und des Gehirns durch Bleiglas-Brillen bei der DVT. Hierbei wurde eine Full-Scan-Aufnahme in maximaler Aufblendung sowie eine eingeblendete Aufnahme, welche sich auf Ober- sowie Unterkiefer beschränkte, durchgeführt. Die Augenlinse lag hierbei nur bei der Full-Scan-Aufnahme im primären Strahlengang. Die Dosismessung fand bei einer Geräteeinstellung von 120 kVp, 3,8 mAs sowie 7,8 s mittels TLD-Chips statt. Als Röntgenphantom wurden drei verschiedene anthropomorphe Modelle gewählt, ein männliches, ein weibliches und ein juveniles Modell. Die Ergebnisse bei den Full-Scan-Aufnahmen zeigten bei allen drei Phantomen eine Reduktion der Strahlenbelastung von mehr als 60 %. In den eingeblendeten Aufnahmen lag die Reduktion der Strahlenbelastung bei 60 % beim juvenilen und 38 % beim weiblichen Phantom. Hierbei lagen die gemessenen Energiedosen zwischen 13 - 135 μGy . Die Messung der eingeblendeten Aufnahme beim männlichen Phantom wurde in dieser Untersuchung nicht veröffentlicht [46].

Diese Ergebnisse sind nur teilweise mit denen in der vorliegenden Untersuchung zu vergleichen, da diese wie im Folgenden noch beschrieben, von mehreren Faktoren abhängig sind.

Die Studien, welche die Wirkung eines Augenprotektors bei der CT betrachten, können nicht als Vergleich herangezogen werden. Grundsätzlich unterscheidet sich die CT und die DVT in ihrer Bewegung der Strahlenquelle um den Patienten

und in der geometrischen Form des Strahlenbündels. Während bei der CT die flächenförmige Strahlenquelle mehrmals um den Patienten rotiert, benötigt die DVT maximal eine Rotation um 360° mit einer kegelförmigen Strahlenquelle um die Z-Achse [50].

Bei modernen DVT-Geräten reicht allerdings eine Rotation um 180° aus. Die Bewegung der Strahlenquelle reicht hierbei von lateral über den dorsalen Bereich zur kontralateralen Seite [35]. So konnte in einer Untersuchung bei gleichem FoV und einer Rotation von 180° eine Reduktion der Strahlenbelastung auf die Augenlinse um 45 %, im Vergleich zur 360° -Rotation, erreicht werden [44].

Die divergierenden Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung sind darauf zurückzuführen, dass die Augenlinse bei von anterior eintreffender Röntgenstrahlung durch einen Protektor abgeschirmt werden kann. Tritt die Strahlung jedoch von dorsal ein, bekommt die Augenlinse neben der Primärstrahlung vorrangig Streustrahlung ab. Es ist daher vorstellbar, dass durch die Reflektion am Protektor sogar eine erhöhte Dosis entsteht. Die hohe Strahlenbelastung des linken Auges und der starke positive Effekt des Protektors für das linke Auge beim Gerät der Firma KaVo bei einem FOV von 165 mm x 135 mm spricht dafür, dass hier auch Strahlung von anterior kommen muss.

Matyagin beschrieb in einer Studie aus dem Jahre 2016 diesen Effekt. Hierbei wurde die Streustrahlung von Bleiprotektoren im abdominalen Bereich, welche sich im Bereich der Streustrahlung befanden, bei einer PA-Aufnahme des Thorax untersucht. Es konnte eine leichte Steigerung der Dosis auf der Oberfläche des Phantoms, unterhalb des Protektors, verzeichnet werden [37].

Dieses Phänomen könnte durch eine Messanordnung des Phantoms unter einer statischen Strahlenquelle verifiziert werden.

4.1.2.2 Ergebnisse der Personendosis

Die berechneten Ergebnisse der Personendosis $H_p(3)$ liegen mit 107,00 – 1055,75 μSv in einem eher niedrigen Dosisbereich. Da die prozentuale Veränderung der Personendosis mit der Energiedosis gleichgesetzt werden

kann, wird hier nicht näher darauf eingegangen. Die gemessenen Werte liegen weit unter den von der ICRP festgelegten Grenzwerten von 20 mSv/Jahr in höchstens fünf aufeinanderfolgenden Jahren, wobei eine maximale Dosis von 50 μ Sv/Jahr nicht überschritten werden soll [54].

Ebenfalls erreichen die Messwerte nicht die in der Strahlenschutzverordnung sowie dem Strahlenschutzgesetz verzeichneten Grenzwerte der Augenlinsendosis bei beruflich strahlenexponierten Personen von 20 mSv/Jahr [3, 57].

Die jetzigen Messergebnisse sind mit denen anderer Untersuchungen vergleichbar. Eine Vergleichsstudie konnte bei einer Geräte-Einstellung von 90 kVp, 5 mA, 17,5 s (87,5 mAs) je nach Lage und Größe des FoV Dosen im Bereich zwischen 174 - 6861 μ Sv messen. Die Organdosis wurde hierbei durch Multiplikation der Äquivalentdosis mit dem Gewebewichtungsfaktor berechnet. Hierbei ist anzumerken, dass sich bei den für die vorliegende Untersuchung vergleichbaren FoV Organdosen bis 629 μ Sv ergaben. [44]

In einer Untersuchung von *Oliveira et al.* aus dem Jahre 2014 wurde die Äquivalentdosis der Augenlinse, welche durch Multiplikation der Energiedosis mit dem Strahlungswichtungsfaktor berechnet wurde, bei der DVT mittels TLD-Chips ermittelt. Es wurden dabei drei verschiedene DVT-Geräte (Kodak 9000 FoV 50 mm x 37 mm, i-CAT FoV 140 mm x 80 mm, Gendex CB500 FoV 140 mm x 80 mm) verwendet. Die Ergebnisse der Äquivalentdosen lagen im Bereich von 5820 - 7980 μ Sv. Hierbei ist aber zu berücksichtigen, dass die Auflösung und die FoV deutlich von denen in der vorliegenden Arbeit abweichen [42]. Die Ermittlung der Organdosis wurde jedoch bei beiden Untersuchungen nicht durchgeführt.

4.1.2.3 Seitendifferenz der gemessenen Dosis

Wie aus den Messungen hervorgeht, besteht auf der linken Seite des Phantoms im Vergleich zu dessen rechter Seite eine teils deutlich erhöhte

Strahlenbelastung. So wurde bei dem Gerät der Firma KaVo bei der Messung ohne Protaktor und dem FoV von 165 mm x 135 mm ein Unterschied von 65,56 % gemessen. Bei kleinerem FoV von 165 mm x 69 mm war dies nicht so stark ausgeprägt. Jedoch ist bei beiden Messungen des Gerätes der Firma KaVo die Effektstärke als sehr groß zu betrachten.

Die Seitendifferenz bei dem DVT der Firma Morita lässt sich durch die jeweils andere Positionierung des FoV nicht eindeutig begründen. Bei Betrachtung des Diagramms könnte man jedoch ebenfalls eine leichte Dosiserhöhung auf der linken Phantomseite vermuten.

Der Bezug zu publizierten Untersuchungen gestaltet sich schwierig, da die Dosis der Augenlinsen meist als Mittelwert beider Linsen angegeben wird. Es konnten jedoch zwei Untersuchungen gefunden werden, welche ebenfalls eine stärkere Strahlenbelastung der linken Augenlinse bei der DVT aufzeigen [42, 66]. Eine Erklärung zu diesem Phänomen findet sich in diesen Studien allerdings nicht.

Hier stellt sich die Frage, ob die Seitendifferenz durch anatomische Variationen des humanen Ecthnochenschädels entstanden sein könnte. Alternativ könnte die Positionierung nicht exakt symmetrisch abgelaufen sein oder das Gerät weist bauartbedingt Asymmetrien auf. Der Vergleich mit vorher genannten anderen Untersuchungen entkräftet diese Theorie allerdings etwas, sodass in dieser Hinsicht durchaus Forschungsbedarf besteht.

4.1.2.4 Einfluss der Lage und Größe des FoV auf die Dosis

Die Lage und Größe des FoV hat einen entscheidenden Einfluss auf die Wirkung des Protectors. So konnte bei dem DVT-Gerät der Firma KaVo, welches mit 165 mm x 135 mm das größte FoV der verwendeten Geräte aufwies, auch die größte Dosisreduktion von 36,02 % durch den Protaktor erreicht werden. Bei der Aufnahme mit dem FoV von 165 mm x 69 mm konnte hingegen nur eine Reduktion um 1,25 % erreicht werden.

Bei dem DVT-Gerät der Firma Morita besteht die Möglichkeit, das FoV entlang einer Scout-Aufnahme, welche der Panorama-Aufnahme eines OPT gleicht, auszurichten [12].

Die Aufnahmen, welche mit diesem DVT angefertigt wurden, unterscheiden sich nicht nur in der Größe des FoV, sondern auch in ihrer positionsabhängigen Distanz zur Augenlinse. Deshalb ist ein direkter Vergleich dieser beiden Messungen nur bedingt möglich.

Die Ergebnisse zeigen, dass die Strahlenbelastung im Vergleich ohne und mit Protektor bei der Messung mit dem FoV von 40 mm x 40 mm eine geringere Steigerung der Strahlenbelastung von 5,41 % aufweisen als die Aufnahme mit dem FoV von 40 mm x 80 mm mit einer Zunahme der Strahlenbelastung um 39,54 %.

In einer Untersuchung von *Nascimento et al.* im Jahre 2017 wurde unter anderem die Augenlinsendosis bei unterschiedlichen FoV gemessen. Hierbei wurden die Energiedosen im Bereich der Augenlinse von 0,19 mGy (FoV 5 cm x 5 cm), 0,962 mGy (FoV 6 cm x 8 cm) sowie 1,27 mGy (FoV 8 cm x 15 cm) beschrieben [41].

Die Ergebnisse der Untersuchungen am Morita-Geräte stehen im Widerspruch zu den Erwartungen. So wurde bei dem FoV von 40 mm x 40 mm eine Strahlung von 345,15 µSv und bei dem FoV von 40 mm x 80 mm von 327,84 µSv detektiert. Dementsprechend wurde die Strahlung bei einem größeren FoV um 2,6 % verringert. Erwartungsgemäß sollte die Strahlenbelastung der Augenlinse und damit auch die Möglichkeit der Dosisreduzierung bei größerem FoV steigen.

Um dies zu erklären, ist nochmals auf die beschriebene Untersuchung von *Nascimento et al.* zu verweisen. Dort wurde in einer zweiten Untersuchung eine Änderung der Dosis durch die Änderung der Lage des FoV, unabhängig von seiner Größe, untersucht. Vergleicht man diese Untersuchung mit den in der vorliegenden Arbeit durchgeführten Messungen, stellt man fest, dass die Distanz zwischen Augenlinse und FoV einen entscheidenden Einfluss auf die lokale Dosis der Augenlinse hat.

So wurde bei den Messungen des Gerätes der Firma Morita ohne Protektor bei einem FoV von 40 mm x 40 mm im Bereich des rechten oberen ersten Molaren (Zahn 16) eine um 12,26 µSv größere lokale Dosis festgestellt als bei einem FoV von 40 mm x 80 mm, positioniert auf den dritten Molaren der linken Kieferseite (Zähne 28, 38).

Künftige Untersuchungen sollten sich bei der Variation des FoV also entweder auf die Größe oder die Position beschränken.

4.1.2.5 Beeinflussung der Bildqualität durch den Protektor

Die angefügten Bilder in Kapitel 3.6 zeigen, dass eine Beeinträchtigung der Bildqualität hinsichtlich der klinischen Befundung rein subjektiv gegeben ist. Für den im klinischen Alltag der Zahnmedizin relevanten Bereich ist die Beeinträchtigung jedoch sehr gering. Es wurden jedoch keine genaueren Untersuchungen bezüglich der Auflösung und Grauwerte durchgeführt. Zu erkennen ist, dass der Protektor, wenn er im sichtbaren Bereich liegt, zu einer hyperdensen Veränderung des jeweiligen Bereichs führt. Dieses Areal liegt aber außerhalb des für die Zahnmedizin relevanten Bereichs und spielt nur bei besonderen Fragestellungen wie z.B. bei der Frakturdiagnostik in der Regio der Orbita oder bei der Nasennebenhöhlendiagnostik eine Rolle.

Die Untersuchung von Prins et al., welche die Effektivität von Bleiglas-Brillen zum Schutz der Augenlinse beim DVT beschreibt, kam zu dem gleichen Ergebnis; jedoch wird auch hier beschrieben, dass in dieser Hinsicht noch Forschungsbedarf besteht [46].

4.1.3 Schlussfolgerung

Das Ziel der Arbeit war es folgende Forschungsfragen zu untersuchen:

- Ist es möglich die lokale Dosis der Augenlinse bei der dentalen DVT mittels Protectors zu verringern?
- Welche Rolle spielt hierbei die Größe und Position des FoV?
- Beeinflusst der Protaktor die Bildqualität?

Die Ergebnisse zeigen, dass eine Reduktion der lokalen Dosis nur unter bestimmten Voraussetzungen gegeben ist. So konnte zwar bei großem FoV, bei welchem die Orbita im Strahlengang liegt, die Organdosis deutlich (um bis zu 36,02 %) verringert werden, jedoch wiesen die Messungen bei kleinerem FoV teilweise sogar eine Steigerung der Strahlenbelastung (um bis zu 39,54%) auf.

Dabei zeigte sich, dass die Strahlenbelastung der Augenlinse weniger von der Größe, als von der Position des FoV abhängig ist. Je näher die Positionierung des FoV an der Augenlinse ist, desto stärker ist auch ihre Strahlenbelastung.

Die Bildqualität leidet bei Aufnahmen im zahnmedizinischen Bereich nicht unter der Benutzung eines Protectors. Befindet sich der Projektor innerhalb des FoV, kann es zu einem hyperdensen Bereich kommen. Es sollte jedoch ohnehin auf eine Ausblendung des Bereiches der Orbita geachtet werden.

Ist zu erwarten, dass die Orbita im direkten Strahlengang liegt, zeigt der Protaktor eine deutliche Reduzierung der Strahlenbelastung der Augenlinse.

Liegt die Orbita allerdings entfernt von der zu untersuchenden Stelle, bewirkt ein Augenprotector eine durch die Streustrahlung erhöhte Strahlenbelastung für die Augenlinse. Hierbei gilt: Je weiter das FoV vom Auge entfernt ist, desto geringer bzw. sogar schädlicher ist die Wirkung des Protectors.

Da die Lage des FoV und damit der Abstand zur Augenlinse stark indikations- und personenabhängig sind, kann keine pauschale Empfehlung für die Verwendung eines Protectors gegeben werden.

Ist zu erwarten, dass das FoV die Orbita tangiert, kann ein Protektor die Strahlenbelastung erheblich verringern. Bei einem kleinen FoV, welches nicht im Bereich der Orbita liegt, muss allerdings von der Verwendung eines Protektors abgeraten werden.

5 Zusammenfassung

Die Verbreitung der Digitalen Volumentomographie (DVT) ist in den letzten Jahren signifikant angestiegen. Die Vorteile der 3D-Bildgebung werden allerdings durch eine erhöhte Strahlenbelastung des Patienten erkauft.

Ziel der Studie war es, die Wirkung eines Protektors in Bezug auf die Strahlenbelastung der Augenlinse zu untersuchen.

Hierbei wurden Messaufnahmen an zwei DVT-Geräten der Hersteller Kavo (3D eXam) sowie Morita (Veraviewepocs 3D R100 X550) durchgeführt. Als Protektor kam ein CT-Augenprotektor der Firma Somatex (CT-Eye-ProteX) zum Einsatz. Es wurden je Gerät jeweils zwei Messreihen mit gleichem Aufnahmemodus zu jeweils 50 Aufnahmen mit unterschiedlichem FoV erstellt. Insgesamt wurden somit 400 Aufnahmen angefertigt. Die Dosismessung wurde mit TLD-Chips der Firma Thermofischer (TLD-100-Chip), welche an einem anthropomorphen Röntgenphantom befestigt wurden, durchgeführt. Neben der Messung der Energiedosis wurde durch Umrechnung die lokale Dosis ermittelt. Die lokalen Dosen lagen im Bereich zwischen 107,00 und 1055,75 μSv und damit weit unter den von der ICRP bzw. der Strahlenschutzverordnung und dem Strahlenschutzgesetz festgelegten Grenzwerten.

Eine Wirkung des Protektors konnte nur in Abhängigkeit von der Größe und der Lage des FoV festgestellt werden. So betrug die maximale Reduktion der lokalen Dosis bei dem Gerät der Firma Kavo mit dem FoV von 165 mm x 135 mm 36,02 %. Jedoch zeigten einige Messungen eine Steigerung der Strahlenbelastung. So wurde bei dem Gerät der Firma Morita bei einem FoV von 40 mm x 40 mm in Regio 16 eine Steigerung der Strahlenbelastung um 39,54 % verzeichnet.

Es stellte sich heraus, dass der Abstand des FoV zur Augenlinse einen erheblichen Einfluss auf die Dosis und auf die Wirkung des Protektors aufweist. Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass eine pauschale Anwendung eines Protektors für die Augenlinse nicht empfohlen werden kann. Die Indikation für den Einsatz eines Protektors ist stark von der Größe und der Lokalisation des FoV abhängig und muss unter Beachtung der Studienergebnisse gestellt werden.

6 Literaturverzeichnis

1. (1989) *Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement*. ICRU report / International Commission on Radiation Units and Measurements. Bethesda, Mld.: Internat. Comm. on Radiation Units and Measur. VII, 189 S.
2. (2007) *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. ICRP publication 103. Ann ICRP 37 (2-4): p. 1-332. DOI: 10.1016/j.icrp.2007.10.003
3. (2017) *Gesetz zum Schutz vor der schädlichen Wirkung ionisierender Strahlung (Strahlenschutzgesetz - StrlSchG)*.
4. (2018) *Verordnung zum Schutz vor der schädlichen Wirkung ionisierender Strahlung*.
5. Ali, A.S., D. Fteita, and J. Kulmala (2015) *Comparison of physical quality assurance between Scanora 3D and 3D Accuitomo 80 dental CT scanners*. Libyan Journal of Medicine 10. DOI: ARTN 28038 10.3402/ljm.v10.28038
6. Behrens, R. and G. Dietze (2010) *Monitoring the eye lens: which dose quantity is adequate?* Phys. Med. Biol. 55 (14): p. 4047. DOI: 10.1088/0031-9155/55/14/007
7. Behrens, R., J. Engelhardt, M. Figel, O. Hupe, M. Jordan, and R. Seifert (2012) *Hp(0.07) photon dosimeters for eye lens dosimetry: calibration on a rod vs. a slab phantom*. Radiat. Prot. Dosim. 148 (2): p. 139--142. DOI: 10.1093/rpd/ncr028
8. Bumann, A., K. Wiemer, K. Staribratova-Reister, N. El-Teter, and N. Kamp (2008) *Die digitale Volumentomographie - klinische unterschätzt und wirtschaftlich überschätzt?* : p. 214-224. DOI: 24:214-224
9. Bundesministerium für Umwelt, N., Bau und Reaktorsicherheit (2017) *Berechnungsgrundlage für die Ermittlung von Körper-Äquivalentdosen bei äußerer Strahlenexposition*.
10. Busch, U. (2010) *Chronik 100 Jahre Anwendungen der Röntgenstrahlen in der medizinischen Diagnostik*.
11. Cohen, J. (1977) *Statistical power analysis for the behavioral sciences*.
12. CORP., J.M.M.) *Broschuere_Veraviewepocs 3D R100*.
13. Deshpande, S., D. Dhote, K. Thakur, A. Pawar, R. Kumar, M. Kumar, M.S. Kulkarni, S.D. Sharma, and V. Kannan (2016) *Measurement of eye lens dose for Varian On-Board Imaging with different cone-beam computed tomography acquisition techniques %J J. Med. Phys.* 41 (3): p. 177. DOI: 10.4103/0971-6203.189481
14. E. Richter, T.F. (1996) *Grundlagen der Strahlentherapie*.
15. eXam, K.D. (2008) *KaVo 3D eXam Wartungshandbuch*.
16. Fachgesellschaften, A.d.W.M. *s2k-Leitlinie Dentale digitale Volumentomographie*. 05.08.2013 [cited 2019 04.03.19]; Available from: https://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/083-005l_S2k_Dentale_Volumentomographie_2013-10-abgelaufen.pdf.

17. Farman, A.G. (2005) *ALARA still applies*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 100 (4): p. 395-7. DOI: 10.1016/j.tripleo.2005.05.055
18. Fiebich, M. (2017) *[Practical radiation protection of the patient in radiological diagnostics]*. Radiologe 57 (7): p. 534-540. DOI: 10.1007/s00117-017-0258-3
19. Fuhrmann, A. (2013) *Zahnärztliche Radiologie*. ZMK Praxis. Stuttgart: Thieme. 189.
20. Fuhrmann, R., H. Feifel, A. Schnapauf, and P. Diedrich (1996) *Integration von dreidimensionaler Kephalometrie und 3D-Schädelmodellen bei der kombinierten orthodontisch/chirurgischen Behandlungsplanung*. Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie 57 (1): p. 32-45. DOI: 10.1007/bf02189047
21. Geleijns, J., M. Salvadó Artells, W.J.H. Veldkamp, M. López Tortosa, and A. Calzado Cantera (2006) *Quantitative assessment of selective in-plane shielding of tissues in computed tomography through evaluation of absorbed dose and image quality*. Eur. Radiol. 16 (10): p. 2334--2340. DOI: 10.1007/s00330-006-0217-2
22. Gignac, G.E. and E.T. Szodorai (2016) *Effect size guidelines for individual differences researchers %J Personality and Individual Differences*. 102: p. 74--78. DOI: 10.1016/j.paid.2016.06.069
23. Heaney, D.E. and C.A.J. Norvill (2006) *A Comparison of reduction in CT dose through the use of gantry angulations or bismuth shields*. Australas. Phys. Eng. Sci. Med. 29 (2): p. 172--178. DOI: 10.1007/bf03178890
24. Hidalgo, A., J. Davies, K. Horner, and C. Theodorakou (2015) *Effectiveness of thyroid gland shielding in dental CBCT using a paediatric anthropomorphic phantom*. Dentomaxillofac Radiol 44 (3): p. 20140285. DOI: 10.1259/dmfr.20140285
25. Homolka, P., M. Figl, A. Wartak, M. Glanzer, M. Dünkelmeyer, A. Hojreh, and J. Hummel (2017) *Design of a head phantom produced on a 3D rapid prototyping printer and comparison with a RANDO and 3M lucite head phantom in eye dosimetry applications %J Phys. Med. Biol.* 62 (8): p. 3158--3174. DOI: 10.1088/1361-6560/aa602c
26. Hopper, K.D., J.D. Neuman, S.H. King, and A.R. Kunselman (2001) *Radioprotection to the eye during CT scanning*. AJNR Am. J. Neuroradiol. 22 (6): p. 1194--1198.
27. Jackowski, J., P. Dirsch, and S. Haßfeld (2017) *Zahnärztliche Chirurgie*. SpringerLink: p. 133-149. DOI: 10.1007/978-3-642-54754-6_6
28. Jeong, D.K., S.C. Lee, K.H. Huh, W.J. Yi, M.S. Heo, S.S. Lee, and S.C. Choi (2012) *Comparison of effective dose for imaging of mandible between multi-detector CT and cone-beam CT*. Imaging Sci Dent 42 (2): p. 65-70. DOI: 10.5624/isd.2012.42.2.65
29. Kau, C., S. Richmond, J. Palomo, and M. G. Hans (2017) *CurrentProductsandPractice Three-dimensionalconebeam computerizedtomographyin orthodontics*.
30. Keil, B., J. Wulff, R. Schmitt, D. Auvanis, and K. Zink (2009) *Protection of Eye Lens in Computed Tomography - Dose Evaluation on an Anthropomorphic Phantom using Thermo-Luminescent Dosimeters and*

- Monte-Carlo Simulations %J R Fo - Fortschritte auf dem Gebiet der R.* 180 (12): p. 1047--53. DOI: 10.1055/s-2008-1027814
31. Krieger, H. (2012) *Strahlungsmessung und Dosimetrie*. Springer Fachmedien Wiesbaden.
 32. Krieger, H. (2017) *Grundlagen der Strahlungsphysik und des Strahlenschutzes | SpringerLink*. Springer Spektrum, Berlin, Heidelberg.
 33. L. Künzel, M.R., D. Harnscheidt, A. Betz, W. Kaiting, M. Buchgeister (2014) *Optimization and evaluation of eye lens protectors in computed tomography*.
 34. Ludlow, J. and J. Koivisto (2015) *Dosimetry of Orthodontic Diagnostic FOVs Using Low Dose CBCT protocol*.
 35. M. Bremke, R.L., J.A. Werner, , , , and 3 (2011) *Die digitale Volumentomographie in der HNO-Heilkunde*. wissen kompakt 5 (2): p. 39-48. DOI: 10.1007/s11838-011-0124-5
 36. MargaritaNitka, V., Prof.Dr.AxelBumann (2010) *Digitale Volumentomografie Diagnostischer Fortschritt mit begrenzter Wirtschaftlichkeit*. ZWP.
 37. Matyagin, Y.V. and P.J. Collins (2016) *Effectiveness of abdominal shields in chest radiography: a Monte Carlo evaluation %J Br. J. Radiol.* 89 (1066). DOI: 10.1259/bjr.20160465
 38. McLaughlin, D.J. and R.B. Mooney (2004) *Dose reduction to radiosensitive tissues in CT. Do commercially available shields meet the users' needs?* Clin. Radiol. 59 (5): p. 446--450. DOI: 10.1016/j.crad.2003.10.016
 39. Merriam, J., G. R. and B.V. Worgul (1983) *Experimental radiation cataract-its clinical relevance*. Bull. N. Y. Acad. Med 59 (4): p. 372.
 40. Morita (2012) *Veraviewepocs 3D R100 / F40 Bedienungsanleitung*.
 41. Nascimento, H.A.R., M.E.A. Andrade, M.A.G. Frazao, E.H.L. Nascimento, F.M.M. Ramos-Perez, and D.Q. Freitas (2017) *Dosimetry in CBCT with Different Protocols: Emphasis on Small FOVs Including Exams for TMJ*. Braz Dent J 28 (4): p. 511-516. DOI: 10.1590/0103-6440201701525
 42. Oliveira, M.V.L., P.S.F. Campos, M.E.A. Andrade, M.R. Soares, and W.O. Batista (2014) *Assessment of equivalent dose on the lens in cone beam computed tomography*.
 43. Pauwels, R., J. Beinsberger, B. Collaert, C. Theodorakou, J. Rogers, A. Walker, L. Cockmartin, H. Bosmans, R. Jacobs, R. Bogaerts, K. Horner, and S.P. Consortium (2012) *Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners*. Eur J Radiol 81 (2): p. 267-71. DOI: 10.1016/j.ejrad.2010.11.028
 44. Pauwels, R., G. Zhang, C. Theodorakou, A. Walker, H. Bosmans, R. Jacobs, R. Bogaerts, K. Horner, and S.P. Consortium (2014) *Effective radiation dose and eye lens dose in dental cone beam CT: effect of field of view and angle of rotation*. Br J Radiol 87 (1042): p. 20130654. DOI: 10.1259/bjr.20130654
 45. Perisinakis, K., M. Raissaki, N. Theocharopoulos, J. Damilakis, and N. Gourtsoyiannis (2005) *Reduction of eye lens radiation dose by orbital bismuth shielding in pediatric patients undergoing CT of the head: a Monte Carlo study*. Med. Phys. 32 (4): p. 1024--1030. DOI: 10.1118/1.1881852

46. Prins, R., L.T. Dauer, D.C. Colosi, B. Quinn, N.J. Kleiman, G.C. Bohle, B. Holohan, A. Al-Najjar, T. Fernandez, M. Bonvento, R.D. Faber, H. Ching, and A.D. Goren (2011) *Significant reduction in dental cone beam computed tomography (CBCT) eye dose through the use of leaded glasses* %J *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 112 (4): p. 502--507. DOI: 10.1016/j.tripleo.2011.04.041
47. RaySafe, U. (2018) *Benutzerhandbuch RaySafe X2 5001086-7*.
48. Scarfe, W.C. and A.G. Farman (2008) *What is cone-beam CT and how does it work?* *Dent Clin North Am* 52 (4): p. 707-30, v. DOI: 10.1016/j.cden.2008.05.005
49. Schimank, H. (1946) *Wilhelm Conrad Röntgen*. *Physik Journal* 2 (3): p. 55-56. DOI: 10.1002/phbl.19460020304
50. Schneider, M. (2015) *Radiologische Bildgebung und Strahlenexposition in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie*. *Der MKG-Chirurg* 8 (4): p. 255-267. DOI: 10.1007/s12285-015-0032-3
51. Schulze, R. (2014) *Dentale digitale Volumetomographie – Technik und Anwendung*. *wissen kompakt* 8 (2): p. 13-28. DOI: 10.1007/s11838-013-0201-z
52. Signorelli, L., R. Patcas, T. Peltomaki, and M. Schatzle (2016) *Radiation dose of cone-beam computed tomography compared to conventional radiographs in orthodontics*. *J Orofac Orthop* 77 (1): p. 9-15. DOI: 10.1007/s00056-015-0002-4
53. Soares, M.R., W.O. Batista, L. Antonio Pde, L.V. Caldas, and A.F. Maia (2015) *Study of effective dose of various protocols in equipment cone beam CT*. *Appl Radiat Isot* 100: p. 21-6. DOI: 10.1016/j.apradiso.2015.01.012
54. Stewart, F.A., A.V. Akleyev, M. Hauer-Jensen, J.H. Hendry, N.J. Kleiman, T.J. Macvittie, B.M. Aleman, A.B. Edgar, K. Mabuchi, C.R. Muirhead, R.E. Shore, and W.H. Wallace (2012) *ICRP publication 118: ICRP statement on tissue reactions and early and late effects of radiation in normal tissues and organs--threshold doses for tissue reactions in a radiation protection context* %J *Ann. ICRP*. 41 (1-2): p. 1--322. DOI: 10.1016/j.icrp.2012.02.001
55. Stolz, W. and S. Rochelt (1973) *Thermolumineszenzdosimetrie (TLD) (Zusammenfassender Bericht*. *Isotopenpraxis Isotopes in Environmental and Health Studies* 9 (7): p. 238--247. DOI: 10.1080/10256017308623227
56. Strahlenschutzkommission (2006) *Bildgebende Diagnostik beim Kind - Strahlenschutz, Rechtfertigung und Effektivität*.
57. Strahlenschutz, B.f. (2018) *Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung Jahresbericht 2016*.
58. Strahlenschutz, B.f.r. (2007) *ICRP-Veröffentlichung 103*.
59. Strahlenschutzkommission (2010) *Überwachung der Augenlinsendosis Stellungnahme der Strahlenschutzkommission mit wissenschaftlicher Begründung*.
60. Theodorakou, C., K. Horner, K. Howard, and A. Walker (2009) *Paediatric Organ and Effective Doses in Dental Cone Beam Computed Tomography*. SpringerLink: p. 305-308. DOI: 10.1007/978-3-642-03902-7_86

61. Theodorakou, C., A. Walker, K. Horner, R. Pauwels, R. Bogaerts, R. Jacobs, and S.P. Consortium (2012) *Estimation of paediatric organ and effective doses from dental cone beam CT using anthropomorphic phantoms*. Br J Radiol 85 (1010): p. 153-60. DOI: 10.1259/bjr/19389412
62. Thermofischer. *TLD-100 Thermolumineszenz Dosimeter Material*. [cited 2019 26.02.19]; Available from: <https://www.thermofisher.com/order/catalog/product/SNO10106>.
63. Valentin, J. (2012) *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*.
64. Wilde, G. and J. Sjöstrand (1997) *A clinical study of radiation cataract formation in adult life following γ irradiation of the lens in early childhood*. Br. J. Ophthalmol. 81 (4): p. 261--266. DOI: 10.1136/bjo.81.4.261
65. Wolff, J. (1999) *Anwendungsmöglichkeiten der Digitalen Volumen-Tomographie in der implantologischen Diagnostik*. ResearchGate.
66. Wrzesien, M. and J. Olszewski (2017) *Absorbed doses for patients undergoing panoramic radiography, cephalometric radiography and CBCT*. Int J Occup Med Environ Health 30 (5): p. 705-713. DOI: 10.13075/ijom.1896.00960

7 Erklärung zum Eigenanteil

Die vorliegende Arbeit wurde in der Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde des Universitätsklinikums Tübingen, betreut von Herrn Prof. Dr. Dr. Michael Krimmel, angefertigt.

Bei der wissenschaftlichen Arbeit wurde ich von Frau Oberärztin Dr. Dr. Constanze Keutel angeleitet und bei Fragen sowie Problemen von ihr unterstützt. Die Konzeption der Studie erfolgte durch mich, in Zusammenarbeit mit Frau Oberärztin Dr. Dr. Constanze Keutel sowie durch deren fachliche Beratung.

Es wurde die methodische Beratung des Instituts für Klinische Epidemiologie und angewandte Biometrie der Universität Tübingen durch Frau Feng in Anspruch genommen. Die Fehlerberechnung wurde durch Unterstützung von Herrn Dipl.-Phys. Klaus Herz des Isotopenlabors der Universität Tübingen durchgeführt. Die Datenerhebung in Form von Messungen am Phantomkopf sowie die Datenprüfung erfolgte nach Einarbeitung durch Frau Oberärztin Dr. Dr. Constanze Keutel und Herrn Dipl.-Phys. Klaus Herz durch mich.

Der Ausleseprozess der Messchips erfolgte durch das Isotopenlabor der Universität Tübingen.

Ich versichere, das vorliegende Manuskript selbständig verfasst zu haben und keine weiteren als die von mir angegebenen Quellen verwendet zu haben.

Zur orthographischen und dialektischen Korrektur der Finalversion dieser Arbeit danke ich Frau Edith Neubauer.

Tübingen, den 12.12.2019

8 Danksagung

Mein erster Dank geht an Herrn Professor Dr. Dr. Michael Krimmel für die Überlassung des Dissertationsthemas und sein Vertrauen.

Des Weiteren geht mein Dank an die großzügige Unterstützung von Frau Oberärztin Dr. Dr. Constanze Keutel während der Promotionsphase. Im Speziellen dafür, dass ich die Möglichkeiten hatte in ihrer Abteilung (Zentrales Röntgen) zu arbeiten und die Ressourcen zur Durchführung der Messungen für diese Arbeit nutzen zu können. Deshalb auch ein Dank an alle Mitarbeiterinnen und Mitarbeiter der Abteilung, die mir stets freundlich und zuvorkommend begegneten.

Ein besonderer Dank gilt Herrn Dipl.-Phys. Klaus Herz, welcher in etlichen Stunden die Fehlerberechnung mit mir erarbeitete und mir sämtliche Messgeräte zu Verfügung stellte.

Ebenfalls möchte ich bei meiner Mutter, Frau Edith Neubauer, für die Durchsicht dieser Arbeit in Hinsicht auf korrekte Rechtschreibung und Grammatik bedanken.

Mein herzlicher Dank gilt meiner Familie, im Besonderen meinen Eltern, für die außerordentliche Unterstützung während des Studiums und der Promotion.

9 Anhang

9.1 *Abbildungsverzeichnis*

Abbildung 1 „Effektive Dosis standardisiert ermittelt nach ICRP 2007 nach Auswertung von 15 verfügbaren Studien. Die Box repräsentiert 50% der Werte vom 25% bis zum 75%-Quartil, der Medianwert ist jeweils als horizontale Linie in der Box dargestellt.“ [16]	9
Abbildung 2: Darstellung der Positionierung des Phantomkopfes im KaVo DVT sowie dessen Ausrichtung anhand der Lasermarkierungen.	18
Abbildung 3: Kalibrierungsaufnahme der TLD-Chips. RaySafe-Dosimeter platziert neben einem Träger mit den TLD-Chips sowie den Referenz-Dosimetern des Helmholtz-Instituts.	20
Abbildung 4: Positionierung der TLD-Chips am Röntgenphantom.....	21
Abbildung 5: Augenprotektor befestigt auf dem Phantomkopf	23
Abbildung 6: Scout Aufnahme des KaVo DVT Geräts bei einem FoV 165 mm x 69 mm.....	27
Abbildung 7: Scout Aufnahme des KaVo DVT Geräts bei einem FoV 165 mm x 135 mm.....	28
Abbildung 8: Scout Aufnahme (OPT) des Morita DVT Geräts bei einem FoV von 40 mm x 40 mm.....	29
Abbildung 9 Scout Aufnahme (OPT) des Morita DVT Geräts bei einem FoV von 40 mm x 80 mm.....	30
Abbildung 10: DVT des Phantomkopfes in koronarer Ebene ohne Protektor	72
Abbildung 11: DVT des Phantomkopfes in koronarer Ebene mit Protektor	72
Abbildung 12: DVT des Phantomkopfes in axialer Ebene ohne Protektor	73
Abbildung 13: DVT des Phantomkopfes in axialer Ebene mit Protektor	73

9.2 *Tabellenverzeichnis*

Tabelle 1: Strahlungs-Wichtungsfaktor w_R nach Fuhrmann et al.	6
Tabelle 2: Materialeigenschaften (Ordnungszahl Z , Bindungsenergie E der K oder L Elektronen) [32].	13
Tabelle 3: Technische Daten des Kavo eXam K1-10-3-0	16
Tabelle 4: Technische Daten des Morita Veraviewepocs 3D R100.....	17
Tabelle 5: Technische Daten der TLD-100 Chips	19
Tabelle 6: Positionierung der Chips in der Augenhöhle.....	21
Tabelle 7: Technische Daten Unfors RaySafe X2 R/F	22
Tabelle 8: Darstellung des Korrekturfaktors k	25
Tabelle 9: Einstellungen Kavo eingeblendet	27
Tabelle 10: Einstellungen KaVo - FoV 165 mm x 135 mm	28
Tabelle 11: Einstellungen Morita - FoV 40 x 40 mm	29

Tabelle 12: Einstellungen Morita - FoV 40 mm x 80 mm	30
Tabelle 13: Interpretation der Effektstärke nach Gignac et al. [22]. Effektstärke mit Betragsstrichen angegeben.	34
Tabelle 14: Kalibrierung der TLD-Chips (Übersichtshalber auf zwei Nachkommastellen gekürzt).	36
Tabelle 15: Darstellung der relativen Abweichungen zum Gruppenmittel (Übersichtshalber auf zwei Nachkommastellen gekürzt).	37
Tabelle 16: Darstellung des erweiterten relativen Fehlers (rel. Fehler + Fehler im Auslöseproz. + indiv. Schwankungen + Fehlerfortpflanzung) und relativen Fehlers.	38
Tabelle 17: Darstellung der Energiedosen des rechten und linken Auges ohne Protektor in μGy sowie des relativen Fehlers beim KaVo - FoV 165 mm x 69 mm.....	39
Tabelle 18: Darstellung der lokalen Dosen $H_p(3)$ des rechten und linken Auges ohne Protektor in μSv sowie des erweiterten relativen Fehlers beim KaVo - FoV 165 mm x 69 mm.....	40
Tabelle 19: Darstellung der Energiedosen des rechten und linken Auges mit Protektor in μGy sowie des relativen Fehlers beim KaVo - FoV 165 mm x 69 mm.....	41
Tabelle 20: Darstellung der lokalen Dosen $H_p(3)$ des rechten und linken Auges mit Protektor in μSv sowie des erweiterten relativen Fehlers beim KaVo - FoV 165 mm x 69 mm.....	42
Tabelle 21: Vergleich der Energiedosen ohne und mit Protektor beim KaVo - FoV 165 mm x 69 mm ..	43
Tabelle 22: Berechnung der Effektstärke nach Cohens mit jeweiligem Mittelwert und Standardabweichung des rechten und linken Auges beim KaVo - FoV 165 mm x 69 mm	44
Tabelle 23: Lokale Organdosis mit Nummerierung und Position der TLD's beim KaVo - FoV 165 mm x 69 mm	46
Tabelle 24: Berechnung der Effektstärke nach Cohens mit jeweiligem Mittelwert und Standardabweichung der lokalen Organdosis ohne und mit Protektor beim KaVo - FoV 165 mm x 69 mm	46
Tabelle 25: Darstellung der Energiedosen des rechten und linken Auges ohne Protektor in μGy sowie des relativen Fehlers beim KaVo - FoV 165 mm x 135 mm.....	47
Tabelle 26: Darstellung der lokalen Dosen $H_p(3)$ des rechten und linken Auges ohne Protektor in μSv sowie des erweiterten relativen Fehlers beim KaVo - FoV 165 mm x 135 mm.....	48
Tabelle 27: Darstellung der Energiedosen des rechten und linken Auges mit Protektor in μGy beim KaVo - FoV 165 mm x 135 mm.....	49
Tabelle 28: Darstellung der lokalen Dosen $H_p(3)$ des rechten und linken Auges mit Protektor in μSv beim KaVo - FoV 165 mm x 135 mm	50
Tabelle 29: Vergleich der Energiedosen ohne und mit Protektor beim KaVo - FoV 165 mm x 69 mm ..	51
Tabelle 30: Berechnung der Effektstärke nach Cohens mit jeweiligem Mittelwert und Standardabweichung des rechten und linken Auges beim KaVo - FoV 165 mm x 69 mm	52

Tabelle 31: Lokale Organdosis mit Nummerierung und Position der TLD's beim KaVo - FoV	
165 mm x 69 mm	54
Tabelle 32: Berechnung der Effektstärke nach Cohens mit jeweiligem Mittelwert und	
Standardabweichung der lokalen Organdosis ohne und mit Protektor beim KaVo - FoV	
165 mm x 69 mm	54
Tabelle 33: Darstellung der Energiedosen des rechten und linken Auges ohne Protektor in μGy beim	
Morita - FoV 40 mm x 40 mm	55
Tabelle 34: Darstellung der lokalen Dosen $H_p(3)$ des rechten und linken Auges ohne Protektor in μSv	
beim Morita - FoV 40 mm x 40 mm	56
Tabelle 35: Darstellung der Energiedosen des rechten und linken Auges mit Protektor in μGy beim	
Morita - FoV 40 mm x 40 mm	57
Tabelle 36: Darstellung der lokalen Dosen $H_p(3)$ des rechten und linken Auges mit Protektor in μSv	
beim Morita - FoV 40 mm x 40 mm	58
Tabelle 37: Vergleich der Energiedosen ohne und mit Protektor beim Morita - FoV 40 mm x 40 mm..	59
Tabelle 38: Berechnung der Effektstärke nach Cohens mit jeweiligem Mittelwert und	
Standardabweichung des rechten und linken Auges beim Morita - FoV 40 mm x 40 mm	60
Tabelle 39: Lokale Organdosis mit Nummerierung und Position der TLD's beim Morita - FoV	
40 mm x 40 mm	62
Tabelle 40: Berechnung der Effektstärke nach Cohens mit jeweiligem Mittelwert und	
Standardabweichung beim Morita - FoV 40 mm x 40 mm	62
Tabelle 41: Darstellung der Energiedosen des rechten und linken Auges ohne Protektor in μGy beim	
Morita - FoV 40 mm x 80 mm	63
Tabelle 42: Darstellung der lokalen Dosen $H_p(3)$ des rechten und linken Auges ohne Protektor in μSv	
beim Morita - FoV 40 mm x 80 mm	64
Tabelle 43: Darstellung der Energiedosen des rechten und linken Auges mit Protektor in μGy beim	
Morita - FoV 40 mm x 80 mm	65
Tabelle 44: Darstellung der lokalen Dosen $H_p(3)$ des rechten und linken Auges mit Protektor in μSv	
beim Morita - FoV 40 mm x 80 mm	66
Tabelle 45: Vergleich der Energiedosen ohne und mit Protektor beim Morita - FoV 40 mm x 80 mm..	67
Tabelle 46: Berechnung der Effektstärke nach Cohens mit jeweiligem Mittelwert und	
Standardabweichung des rechten und linken Auges beim KaVo - FoV 165 mm x 135 mm	68
Tabelle 47: Lokale Organdosis mit Nummerierung und Position der TLD's beim Morita - FoV	
40 mm x 80 mm	70
Tabelle 48: Berechnung der Effektstärke nach Cohens mit jeweiligem Mittelwert und	
Standardabweichung der lokalen Organdosis ohne und mit Protektor beim Morita - FoV	
40 mm x 80 mm	70

Anhang

Tabelle 49: Mastertabelle KaVo	102
Tabelle 50: Mastertabelle Morita	103

9.3 Mastertabellen

Tabelle 49: Mastertabelle KaVo

Auswertung am:	TLD #	Protector x=JA	Position Kürzel	Dosis der Einzelmessung	Umrechnungsfakt or Einzeldosis in lokale Organdosis	lokale Organdosis
				[μ Gy]		[μ Sv]
31.07.2018 Kavo eingebildet	TLD 1	-	RMU	76,54	1,44	110,13
	TLD 2	-	RLU	66,16	1,44	95,19
	TLD 3	-	RMO	67,23	1,44	96,74
	TLD 4	-	LLU	87,07	1,44	125,28
	TLD 5	-	LMU	82,77	1,44	119,09
	TLD 6	-	LMO	72,07	1,44	103,70
	TLD 7	x	RMU	78,84	1,44	113,44
	TLD 8	x	RLU	68,50	1,44	98,56
	TLD 9	x	RMO	60,72	1,44	87,36
	TLD 10	x	LMU	86,92	1,44	125,07
	TLD 11	x	LLU	87,01	1,44	125,19
	TLD 12	x	LMO	64,21	1,44	92,39
07.08.2018 Kavo uneingebildet	TLD 1	-	RLU	410,84	1,44	591,14
	TLD 2	-	RMU	403,54	1,44	580,63
	TLD 3	-	RMO	475,04	1,44	683,50
	TLD 4	-	LMU	690,03	1,44	992,85
	TLD 5	-	LLU	711,04	1,44	1023,08
	TLD 6	-	LMO	733,75	1,44	1055,75
	TLD 7	x	RLU	341,16	1,44	490,88
	TLD 8	x	RMU	333,42	1,44	479,74
	TLD 9	x	RMO	320,01	1,44	460,45
	TLD 10	x	LMU	412,06	1,44	592,90
	TLD 11	x	LLU	413,10	1,44	594,40
	TLD 12	x	LMO	371,05	1,44	533,88

Tabelle 50: Mastertabelle Morita

Auswertung am:	TLD #	Protektor x=JA	Position Kürzel	Dosis der Einzelmessung	Umrechnungsfakt or Einzeldosis in lokale Organdosis	lokale Organdosis
				[μ Gy]		[μ Sv]
10.08.2018 Morita 4 x 4	TLD 1	-	RLU	396,29	1,44	570,21
	TLD 2	-	RMU	388,97	1,44	559,66
	TLD 3	-	RMO	319,17	1,44	459,23
	TLD 4	-	LLU	381,45	1,44	548,84
	TLD 5	-	LMU	321,54	1,44	462,65
	TLD 6	-	LMO	208,56	1,44	300,08
	TLD 7	x	LLU	349,21	1,44	502,46
	TLD 8	x	LMU	339,48	1,44	488,47
	TLD 9	x	LMO	221,84	1,44	319,19
	TLD 10	x	RMU	463,98	1,44	667,60
	TLD 11	x	RLU	446,97	1,44	643,12
	TLD 12	x	RMO	303,59	1,44	436,82
15.08.2018 Morita 4 x 8	TLD 1	-	RLU	324,28	1,44	466,59
	TLD 2	-	RMU	334,34	1,44	481,06
	TLD 3	-	RMO	232,45	1,44	334,46
	TLD 4	-	LLU	381,95	1,44	549,57
	TLD 5	-	LMU	388,58	1,44	559,11
	TLD 6	-	LMO	303,27	1,44	436,36
	TLD 7	x	RMU	497,89	1,44	716,39
	TLD 8	x	RLU	393,60	1,44	566,33
	TLD 9	x	RMO	304,63	1,44	438,32
	TLD 10	x	LLU	582,27	1,44	837,80
	TLD 11	x	LMU	592,39	1,44	852,36
	TLD 12	x	LMO	371,09	1,44	533,94