

Aus dem Fachbereich Medizin
der Johann Wolfgang Goethe-Universität
Frankfurt am Main

Betreut am
Zentrum der Chirurgie
Klinik für Mund-, Kiefer- und Plastische Gesichtschirurgie
Direktor: Univ. Prof. Dr. Dr. Robert Sader

Vergleich der Kongruenz von „Field of View“ (FOV) und der „Region of Interest“ (ROI) von DVT-Aufnahmen mit geräteseitig vordefinierten FOV-Einstellungen

Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin
des Fachbereichs Medizin
der Johann Wolfgang Goethe-Universität
Frankfurt am Main

Vorgelegt von
Muntazer Marzouq

aus Marburg

Frankfurt am Main, 2024

Dekan: Prof. Dr. Stefan Zeuzem
Referent/in: Prof. Dr. mult. Robert Sader
Korreferent/in: Prof. Dr. Frank Schwarz
Tag der mündlichen Prüfung: 22.04.2024

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis.....	2
Abbildungs- und Tabellenverzeichnis.....	6
Abbildungen	6
Formeln	7
Tabellen	7
Abkürzungsverzeichnis.....	8
1. Einleitung.....	9
2. Literaturübersicht.....	10
2.1 Technik der Digitalen Volumentomographie (DVT)	10
2.1.1 Entstehungsgeschichte.....	10
2.1.3 Funktionsprinzip eines DVT-Gerätes	11
2.1.4 Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM).....	14
2.2 Strahlenhygiene.....	16
2.2.1 Strahlenbelastung der DVT.....	16
2.2.2 Abhängigkeit der Strahlenbelastung von der FOV	16
2.2.3 Vergleich der Strahlenbelastung mit zweidimensionalen Röntgenanwendungen	17
2.3 Anwendungsgebiete Digitale Volumentomographie	18
2.3.1 Indikationen der DVT in der Zahnmedizin.....	18
2.3.2 Karies- und Parodontitis Diagnostik	18
2.3.3 Endodontie	19
2.3.4 Dentale Traumatologie und Zahntransplantation.....	20
2.3.9 Anwendung außerhalb der Zahnheilkunde	21
2.3.5 Planung von Zahnersatz	22
2.3.6 Zahnextraktion, Osteotomie sowie Therapie retinierter und/oder verlagertes Zähne	22
2.3.7 Implantologie.....	23
2.3.8 Grenzen des Anwendungsspektrums der DVT	23
2.4 Field of View (FOV).....	24
2.4.1 Definition	24
2.4.2 Wahl des FOV nach diagnostisch relevantem Bereich (ROI).....	25
3. Zielsetzung.....	26
4. Material und Methoden	27
4.1. Material	27
4.2 Allgemeine Methoden.....	28
4.2.1 Möglichkeiten der FOV-Definition des Orthophos-SL-3D (Sirona).....	28

4.2.2	Auswertungssoftware „ExRoi“	30
4.2.3	Messmethoden.....	31
4.3	Spezielle Methoden.....	40
4.3.1	Gewählte Volumina und Aufnahmemodi.....	40
4.3.2	Ausgewählte Indikationen.....	44
4.3.3	Vergleich FOV und ROI	44
4.3.4	Bestimmung der Differenzen der Zentren von ROI und FOV.....	44
4.3.5	Statistische Methodik.....	45
5.	Ergebnisse.....	46
5.1	Indikationen.....	46
5.2	Angeforderte Volumina.....	47
5.3	Vergleich des axialen Durchmessers von adaptierter ROI und FOV	54
5.3.1	Vergleich von adaptierter ROI und FOV in der Transversalen	55
5.3.2	Differenzen der Durchmesser von ROI und FOV in mm.....	56
5.3.3	Differenz der ROI und FOV im relativen Vergleich	57
5.4	Vergleich der vertikalen Ausdehnung von adaptierter ROI und FOV.....	58
5.4.1.	Höhe der ROI	58
5.4.2.	Absolute vertikale Differenz zwischen ROI und FOV.....	59
5.4.3.	Relative vertikale Differenz zwischen ROI und FOV	60
5.5	Fokusdistanz in drei Ebenen.....	61
5.5.1	Axiale Fokus Distanz	61
5.5.2	Sagittale Fokus Distanz.....	62
5.5.3	Coronale Fokus Distanz	63
5.6	Statistische Auswertung.....	64
6.	Diskussion.....	65
6.1	Diskussion der Messmethoden	65
6.2	Diskussion der Ergebnisse	66
6.2.1	Angeforderte Volumina und Indikationen	66
6.2.2	Fokuskongruenz in drei Ebenen	68
6.2.4	Trefferquote der ROI	69
6.2.5	ROI im Bezug zur FOV.....	70
7.	Schlussfolgerung.....	71
8.	Zusammenfassung.....	72
9.	Abstract	73
	Lebenslauf	Fehler! Textmarke nicht definiert.
	Danksagung	Fehler! Textmarke nicht definiert.

Schriftliche Erklärung**Fehler! Textmarke nicht definiert.**
Literaturverzeichnis.....**Fehler! Textmarke nicht definiert.**

Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

Abbildungen

Abbildung 1: Schematischer Aufbau einer Röntgenröhre nach Schulze (2019)	11
Abbildung 2: Vergleich Full-Beam (links), und Half-Beam (rechts)	12
Abbildung 3: Vergleich von Kreisförmiger und Reuleaux -Dreieck Grundform des Volumens.....	13
Abbildung 4: Axiale Volumenform des VistaVox S DVT-Gerätes (Dürr Dental)	13
Abbildung 5: Aufbau eines DICOM Headers.....	15
Abbildung 6: Effektive Dosiswerte der DVT in Abhängigkeit von der FOV	17
Abbildung 7: Auswahlmöglichkeiten für VOL2.....	28
Abbildung 8: Auswahlmöglichkeiten für VOL1.....	28
Abbildung 9: Auswahlmöglichkeiten für VOL3.....	29
Abbildung 10: Höhenverstellbares Aufbissstück für 3D-Aufnahmen des Orthophos SL 3D (Sirona) ...	30
Abbildung 11: Elliptische Auswahl der axialen ROI	35
Abbildung 12: Berechnung einer kreisförmigen Grundfläche in der Auswahl.....	36
Abbildung 13: Auswahl der Vertikalen in der coronalen und sagittalen Ebene.....	37
Abbildung 14: Erläuterung des Prinzips der Ermittlung der FD.....	38
Abbildung 15: Übersicht der Indikationen	46
Abbildung 16: Übersicht der angeforderten Volumina, n= 332.....	47
Abbildung 17: Darstellung der Diskrepanz zwischen Anforderung und tatsächlichem axialen Durchmesser für die 3 Volumina.....	48
Abbildung 18: Übersicht Verwendung Auflösungsmodi	53
Abbildung 19: ROI-Durchmesser [mm]	55
Abbildung 20: Differenz Durchmesser [mm].....	56
Abbildung 21: Differenz der ROI und FOV im relativen Vergleich.....	57
Abbildung 22: ROI Vertikal [mm].....	58
Abbildung 23: Differenz Vertikal [mm].....	59
Abbildung 24: Durch ROI genutzte Vertikale der FOV [%]	60
Abbildung 25: FD Axial [mm]	61
Abbildung 26: FD Sagittal [mm].....	62
Abbildung 27: FD Coronal [mm]	63
Abbildung 29: Ausschnitt der Auswahlmöglichkeiten am EasyPad für das Volumen mit 11cm Durchmesser	70

Formeln

Formel 1: Berechnung der Länge einer Strecke aus den Differenzen der Koordinaten ihrer Endpunkte	44
--	----

Tabellen

Tabelle 1: Mittlere Dosen von Röntgenmodalitäten nach Lee, Badal.....	17
Tabelle 2: Nicht-zahnärztliche Anwendungsbereiche der DVT nach der Leitlinie Röntgendiagnostik der Bundesärztekammer vom 27.12.2022	21
Tabelle 3: Ermittelte FOV-Größen in Bezug auf Regionen nach Krause.....	25
Tabelle 4: Verfügbare Volumendurchmesser des Orthophos SL-3D.....	28
Tabelle 5: Übersicht der Voxelgrößen in Abhängigkeit von Volumengröße und Aufnahmemodus	29
Tabelle 6: Patientensymbole für die Voreinstellungen der Aufnahmeparameter.....	40
Tabelle 7: Spannung, Stromstärke, Strahlzeit und Dosisflächenprodukt der verschiedenen Modi von VOL1	41
Tabelle 8: Spannung, Stromstärke, Strahlzeit und Dosisflächenprodukt der verschiedenen Modi von VOL2	42
Tabelle 9: Spannung, Stromstärke, Strahlzeit und Dosisflächenprodukt der verschiedenen Modi von VOL3	43
Tabelle 10: Übersicht der 154 Volumina mit 8cm Durchmesser.....	49
Tabelle 11: Übersicht der gewählten Höheneinstellungen für ein FOV von 8 cm Durchmesser	50
Tabelle 12: Übersicht der 102 Volumina mit 5cm Durchmesser.....	51
Tabelle 13: Übersicht der 76 Volumina mit 11 cm Durchmesser.....	52
Tabelle 14: Übersicht der gewählten Höheneinstellungen für ein FOV von 11 cm Durchmesser	52
Tabelle 15: Verwendung der SD und LOW-Modi	53
Tabelle 16: ROI-Durchmesser [mm]	55
Tabelle 17: Differenz Durchmesser [mm]	56
Tabelle 18: Durch ROI genutzter Durchmesser der FOV [%].....	57
Tabelle 19: ROI Vertikal [mm]	58
Tabelle 20: Differenz Vertikal [mm]	59
Tabelle 21: Durch ROI genutzte Vertikale der FOV [%]	60
Tabelle 22: FD Axial [mm].....	61
Tabelle 23: FD Sagittal [mm]	62
Tabelle 24: FD Coronal [mm].....	63
Tabelle 25: p-Werte der Differenzen von Durchmesser und Vertikale für die drei Volumina.....	64
Tabelle 26: Quotienten der Dosisflächenprodukte (DFP) der verschiedenen Auflösungen und Modi von Volumen 1	67
Tabelle 27: Quotienten der Dosisflächenprodukte (DFP) der verschiedenen Auflösungen und Modi von Volumen 2	67

Abkürzungsverzeichnis

ALADA	As Low As Diagnostically Acceptable
ALARA	As Low As Reasonably Achievable
ARö	Arbeitsgemeinschaft für Röntgenologie der deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
AWMF	Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften
CAD	Computer-Aided Design
CAM	Computer-Aided Manufacturing
CBCT	Cone Beam Computed Tomography
cm	Zentimeter
CMD	Craniomandibuläre Dysfunktionen
CMOS	Complementary Metal Oxide Semiconductors
CSV	Comma-Separated Value
CT	Computertomographie
FD	Fokus Distanz
DFP	Dosisflächenprodukt
DGZMK	Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DVT	Digitale Volumentomographie
ESE	Europäische Gesellschaft für Endodontologie
ExRoi	Durch den Verfasser entwickelte Software für die Region of Interest
EZA	Einzelzahnaufnahme
FOV	Field of View
FRS	Fernröntgenseitenaufnahme
HD	High Definition
LOW	Low-Dose-Modus
MRT	Magnetresonanztomographie
PACS	Picture Archiving and Communication System
PSA	Panoramaschichtaufnahme
RI	Rechtfertigende Indikation
RIS	Radiologieinformationssystem
ROI	Region of Interest
SD	Standard Definition
StrlSchG	Strahlenschutzgesetz
TFT	Thin Film Transistors
UID	Unique Identifier
µSv	Mikrosievert
mGy	Milligray

1. Einleitung

Für die meisten (Zahn-)Ärzte* lässt sich die Möglichkeit einer dreidimensionalen Bildgebung im Arbeitsalltag nicht mehr wegdenken. Wo in vielen Bereichen der Medizin oft große Regionen dargestellt werden müssen, lässt sich mit der Computer-Tomographie (CT) eine qualitativ hochwertige Darstellung von Weich- und Hartgewebe erreichen. Auch wenn die CT der Digitalen Volumentomographie (DVT) in der Darstellung von Weichgewebe überlegen ist¹, kann die DVT in Anwendungen zur Darstellung harter Gewebe mit ihrer bedeutend geringeren Strahlendosis² überzeugen. Diese Eigenschaft und ihre kompakte Bauart haben sich im klinischen Alltag als äußerst praktikabel erwiesen.

Anwender der DVT sind, wie bei jeder anderen Röntgenanwendung, dazu angehalten, die Indikation für eine Strahlenbelastung ihrer Patienten nach dem Strahlenschutz-Prinzip „As Low As Reasonably Achievable“ (ALARA³) oder in neueren Quellen, bezogen auf die ausreichende Bildqualität zur Diagnostik nach dem Prinzip „As Low as Diagnostically Acceptable“ (ALADA⁴) zu stellen.

Das 2017 in Kraft getretene Strahlenschutzgesetz (StrlSchG- letzte Änderung 03.01.2022) bestimmt zudem in § 83 im Zusammenhang mit der rechtfertigenden Indikation für jede Röntgenaufnahme „die Feststellung, dass der gesundheitliche Nutzen der einzelnen Anwendung gegenüber dem Strahlenrisiko überwiegt“⁵.

Im Dezember 2022 haben die Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) und die Arbeitsgemeinschaft für Röntgenologie (ARö) der DGZMK unter Beteiligung weiterer Gesellschaften der Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften (AWMF) die aktuelle S2k-Leitlinie „Dentale digitale Volumentomographie“⁶ veröffentlicht. In dieser werden Empfehlungen zu den häufigsten Anwendungsgebieten und den Indikationen der DVT ausgesprochen. Hier wird explizit die Verwendung „kleinvolumiger dentaler digitaler Volumentomographie“⁶ im Rahmen der Endodontie und Traumatologie empfohlen. Gegen die Anfertigung mehrerer, kleiner DVTs „anstelle einer auf diesen Bereich angepassten, einzelnen DVT“⁶ wird sich klar ausgesprochen.

Bei der Anfertigung einer DVT lässt sich der durchstrahlte Bereich des Patienten und somit die absorbierte Strahlung durch Kollimation des auf den Detektor eintreffenden Strahlenkegels eingrenzen. Die Größe des resultierenden dreidimensionalen Strahlenreliefs wird als „Field of View“ (FOV) bezeichnet. In Verbindung dazu steht die „Region of Interest“ (ROI), welche den Bereich bezeichnet, der anhand der Indikation für den Anwender von diagnostischem Interesse ist. Diese beiden Bereiche sollten im Idealfall möglichst kongruent sein, denn eine an die ROI angepasste FOV bewirkt nicht nur eine Reduktion der Strahlenbelastung, sondern neben höherer Auflösung⁷ des Bildmaterials auch eine Artefaktverringerng⁸ und damit optimale Voraussetzungen für die Diagnostik.

Dem klinischen Anwender stellt sich hierzu die Frage, wie er diesem Anspruch mit den ihm zur Verfügung stehenden Geräten entsprechen kann. Zusätzlich stehen hier auch die für eine Aufnahme benötigte Zeit, die Treffsicherheit der ROI und die Nutzerfreundlichkeit (Usability) der Einstellungen des Gerätes im Vordergrund. Die auf dem Markt befindlichen Geräte lassen den Nutzer teils mit frei wählbaren FOV-Größen, aber auch mit fest voreingestellten Dimensionen das diagnostische relevante Gebiet wählen.

*Aus Gründen der besseren Lesbarkeit wird auf die gleichzeitige Verwendung der Sprachformen männlich, weiblich und divers (m/w/d) verzichtet. Sämtliche Personenbezeichnungen gelten gleichermaßen für alle Geschlechter.

Nur wenige Studien haben bisher die Kongruenz von ROI und FOV untersucht. Diese Dissertation beschäftigt sich daher mit der Kongruenz von FOV und ROI des Orthophos-SL-3D (Sirona) DVT-Geräts (Fa. Dentsply-Sirona, Fabrikstraße 31, Bensheim, Deutschland) mit geräteseitig fest vorgegebenen unterschiedlichen Drehzentren und Volumen-Dimensionen.

2. Literaturübersicht

2.1 Technik der Digitalen Volumentomographie (DVT)

2.1.1 Entstehungsgeschichte

Seitdem im Dezember 1973 erstmals über die 1972 begonnene Arbeit mit der Computertomographie (CT) berichtet wurde⁹, hat sich die medizinische 3-dimensionale Diagnostik rasch weiter entwickelt.

Ende der 90er Jahre wird unter anderem von Arai et al. von einem ersten Prototyp eines kompakten CTs, dem „Ortho-CT“ für die dentale Anwendung berichtet¹⁰. Auch Mozzo et al. beschreiben eine neue Art der Volumen-CT mit Konus-Strahlenbündel anstatt eines fächerförmigen Strahlenganges, die sich durch eine geringere Strahlenbelastung des Patienten und für eine potentielle Anwendung in der Implantologie eignet¹¹.

Zu diesem Zeitpunkt sind bereits etwa 60.000 CT-Modalitäten in Betrieb. Anfang der 2000er Jahre beginnt die DVT Einzug in die zahnärztliche Praxis zu halten¹².

Im weiteren Verlauf können eine bessere Auflösung des Bildmaterials und fortlaufend kompaktere Gerätedimensionen erreicht werden. Dabei stehen auch immer die Reduktion der verabreichten Dosis und eine verbesserte Darstellung von Knochen sowie dentalen Strukturen im Vordergrund¹⁰.

2.1.2 Unterschiede von CT und DVT

Während beide Techniken eine dreidimensionale Darstellung des Körpers mit Röntgenstrahlen ermöglichen, unterscheiden sich CT und DVT vor allem in der Form des verwendeten Strahlenbündels und der Art des Umlaufs der Röntgenröhre um den Patienten. Dies resultiert in einer unterschiedlichen z-Abdeckung¹². Unter z-Abdeckung wird die Abdeckung des bestrahlten Gebiets in der Körperlängsachse verstanden. Im Gegensatz zu dem fächerförmigen Strahlengang der CTs erlaubt das konusförmige Strahlenbündel der DVTs eine vollständige Aufzeichnung mit nur einer einzigen Rotation. Darüber hinaus kann der Öffnungswinkel des Konus dem zu untersuchenden Gebiet angepasst werden. Für eine CT-Aufnahme sind, abhängig von der Beschaffenheit der Detektorzeilen, oft mehrere Umläufe nötig¹³. Der technische Unterschied zwischen der (Einzeilen-) Computertomographie (CT) und der DVT ist die Verwendung eines dreidimensionalen Nutzstrahlenbündels sowie eines zweidimensionalen Bildrezeptors⁶.

Bei der Beurteilung von Weichgewebe ist die CT der DVT überlegen¹⁴.

Die Cone Beam Computed Tomography (CBCT) ist nicht mit der herkömmlichen CT zu verwechseln und kann international mit dem Begriff der DVT gleichgesetzt werden⁶.

2.1.3 Funktionsprinzip eines DVT-Gerätes

Wie bei allen Röntgenanwendungen stellt auch in der DVT eine Röntgenröhre die Strahlungsquelle dar.

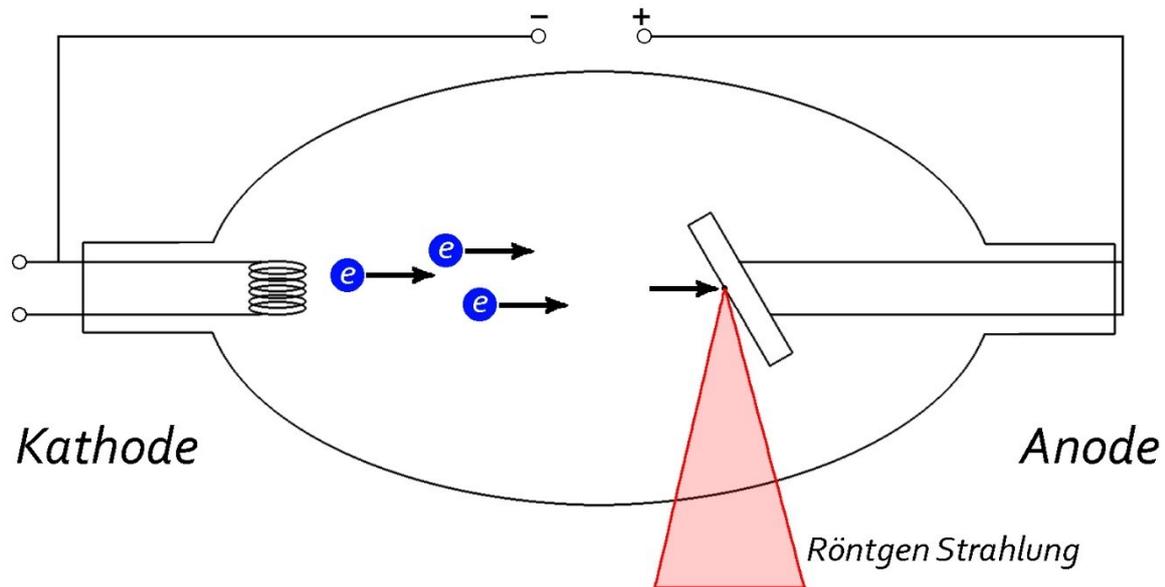


Abbildung 1: Schematischer Aufbau einer Röntgenröhre nach Schulze (2019)¹⁵

Diese Röhre basiert auf dem Grundprinzip, dass Elektronen in einer evakuierten Röhre von einer negativ geladenen Kathode mit Hochspannung beschleunigt und auf der Fläche einer positiv geladenen Anode abgebremst werden und als Folge der Kollision hauptsächlich Wärme, für das Kathodenmaterial charakteristische Strahlung, aber vor allem ein Photonenstrahl im Sinne der Bremsstrahlung mit unterschiedlichen Wellenlängen im Spektrum der Röntgenstrahlung entsteht¹⁶.

Die Limitierung der austretenden Strahlung auf ein kleines Austrittsfenster wird Kollimation oder Einblendung genannt und richtet sich nach dem eingestellten FOV. Durch Filterung wird verhindert, dass weiche Strahlung im langwelligen Röntgenstrahlenspektrum auf den Patienten trifft, da diese zu einem Großteil im Gewebe des Patienten absorbiert wird. Metallische Filter reduzieren so das Risiko von Strahlenschäden¹⁶.

Während einer Aufnahme rotieren Röntgen-Röhre und Flachdetektor zwischen 180° und 360° ¹⁶ um den Patienten. Die Umlaufzeiten betragen im Mittel zwischen 8 s und 20 s⁶.

Mit einer Röhrenspannung von etwa 80-120 kV und einer Stromstärke zwischen 2 und 15 mA werden die im Strahlenbündel liegenden Bereiche des Patienten mit Röntgenphotonen durchstrahlt. Motorisierte Blendsysteme passen das erzeugte Strahlenbündel an die gewünschte Volumengröße an¹².

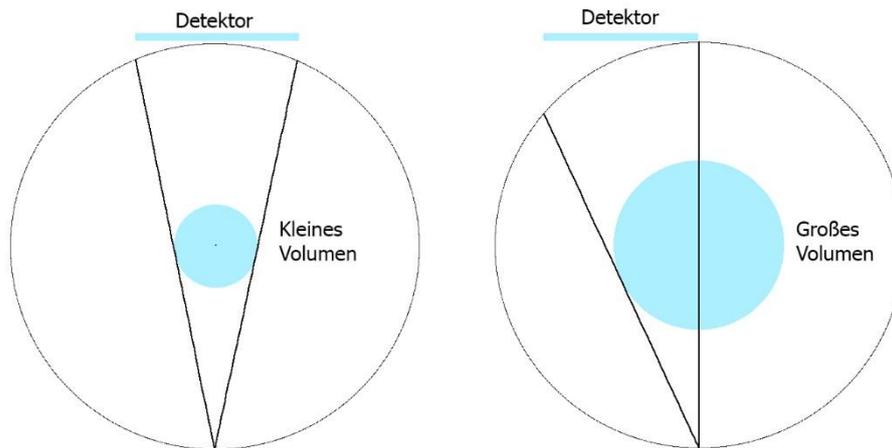


Abbildung 2: Vergleich Full-Beam (links) und Half-Beam (rechts)

Durch die Möglichkeit, den Detektor mit einem Full-Beam („Voll-Strahl“) oder Half-Beam („Halb-Strahl“) mit einer exzentrischen Drehung zu treffen, lassen sich mit demselben Detektor Volumina mit größerem transversalen Durchmesser als dem Detektorquerschnitt abbilden. Hierbei verringert sich aber die Qualität der Rohdaten.

Da bei der DVT das Zentrum eines FOV in Z-Richtung (Höhe der Sagittal-/Coronal-Ebene) während des Umlaufs fixiert ist, kann eine Vergrößerung der Höhe des FOV über das Limit der maximalen Blendenöffnung in der Z-Achse nur durch mathematische Verknüpfung mehrerer Aufnahmezyklen erreicht werden. Dieser Vorgang ist auch für sich transversal überlappende Volumina möglich und wird als Stitching bezeichnet. Durch Stitching kann also mit erhöhtem Zeitaufwand und höherer Dosis eine über die Dimension von Zähnen und Kieferknochen hinausgehende ROI dargestellt werden¹².

Nach der S2k Leitlinie zur dentalen digitalen Volumentomographie von 2022 ist „die Aufteilung eines diagnostisch relevanten Bereiches in mehrere kleinvolumige DVTs anstelle der Anfertigung eines auf diesen Bereich angepassten, einzelnen DVTs nicht indiziert“⁶.

Abgesehen von kugelförmigen FOV, die anfänglich zur Anwendung kamen, erzeugen die meisten DVT-Geräte zylinderförmige Volumina, deren Durchmesser und Höhe von den Einstellungsmöglichkeiten des Gerätes abhängen.

Die hierbei entstehenden Datensätze stellen, im Gegensatz zu zweidimensionalen Aufnahmen, die abgebildeten Strukturen ungefähr in Originalgröße dar¹⁷⁻¹⁹.

Neuere Entwicklungen generieren hinsichtlich des Volumendurchmessers aber auch andere Volumen-Formen, wie zum Beispiel das Reuleaux-Dreieck bei Geräten der japanischen Firma Morita²⁰.

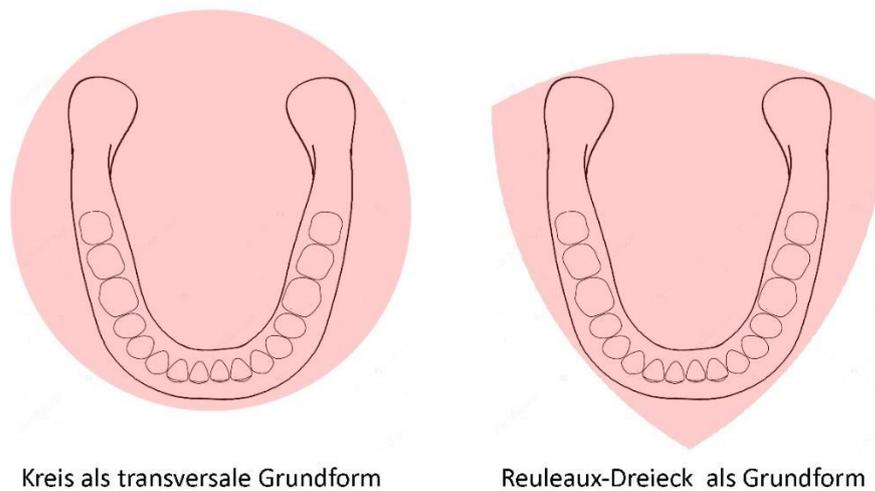
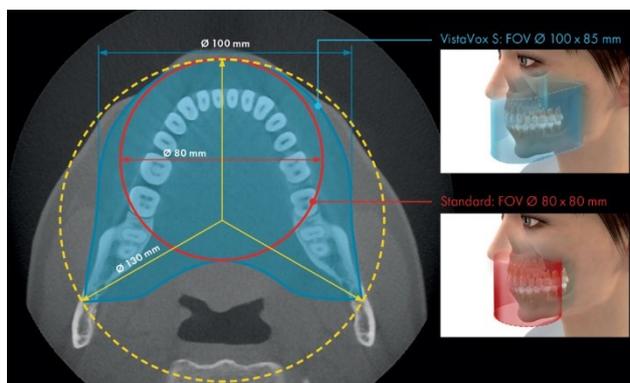


Abbildung 3: Vergleich von kreisförmiger Grundform und Reuleaux -Dreieck Grundform des Volumens

Diese Grundform hat einen konstanten Durchmesser und erfasst bei kleinerem Durchmesser hauptsächlich relevante Bereiche des Kiefers. Bei gleichbleibendem Zeitaufwand für eine Aufnahme soll dies zu einer Dosisreduktion und höheren Auflösung führen²⁰.

Auch die Firma Dürr Dental (Bietigheim-Bissingen, Deutschland) bietet eine Alternative zum zylindrischen Volumen.



Diese Abbildung²¹ aus dem Prospekt des VistaVox S DVT-Gerätes zeigt hier in Blau die mit diesem Gerät mögliche, an die Kieferform angepasste Volumenform und vergleicht diese mit der in Rot dargestellten herkömmlichen runden Grundform eines zylindrischen Volumens. So soll laut Hersteller das „kieferförmige Volumen den diagnostisch relevanten Bereich eines Ø 130er Volumens“²¹ darstellen.

Abbildung 4: Axiale Volumenform des VistaVox S DVT-Gerätes (Dürr Dental)

Für jede Volumenform ist der Prozess des „Empfangs“ der eintreffenden, durch das Patientengewebe abgeschwächten Strahlen aber ähnlich. Hier kommt ein Flachdetektor zum Einsatz.

In der Detektortechnik gibt es wiederum verschiedene Typen:

Indirekte Flachdetektoren bilden ein Pixelfeld (Array) aus amorphen Thin Film Transistors (TFT) aus Silikon oder Complementary Metal Oxide Semiconductors (CMOS) Halbleitern. Damit diese nur für langwelligere Licht-Photonen empfindlichen Detektoren das eintreffende Strahlungsrelief in ein digitales Rohbild umwandeln können, muss durch einen Szintillator eine Umwandlung der hochenergetischen Röntgenphotonen in sichtbares Licht erfolgen^{12,22}.

Eine direkte Detektion der Strahlung ist zum Beispiel mit Panels aus amorphem Selen möglich, die eine hohe Empfindlichkeit im Wellenlängenbereich von Röntgenphotonen aufweisen^{12,23}.

Laut Herstellerangaben des in dieser Studie verwendeten DVT Geräts Orthophos SL-3D wird für Panoramaaufnahmen ein digitaler Cadmiumtellurid-Sensor (CdTe) mit Direktkonverter-Technologie und für die DVT ein digitaler Flächendetektor mit amorpher Silizium Halbleiter-Technologie (a-Si) verwendet²⁴.

Je nach Bauart werden unterschiedliche Umlaufzeiten benötigt. Der Umlauf des Orthophos SL-3D dauert beispielsweise zwischen 11,9 Sekunden und 21,8 Sekunden, wovon 4,5 Sekunden bis 8,0 Sekunden reine Bestrahlungszeit sind²⁴. Bei modernen Geräten wird die Absorption der Röntgenstrahlen wie bei der CT in sogenannte Hounsfield-Units umgerechnet. Die Hounsfield-Units sind die Maßeinheit der Hounsfieldskala und werden in verschiedenen Grautönen wiedergegeben¹². Meist durch den Rekonstruktions-Algorithmus nach Feldkamp-Davis-Kress (FDK)²⁵ werden sogenannten Voxeln, also dreidimensionalen oder volumetrischen Pixeln, Grauwerte in einer dreidimensionalen Matrix zugeordnet. Weitere Methoden reduzieren Artefakte oder passen den Kontrast an. Das Ergebnis dieser Rekonstruktion ist im Regelfall ein zylinderförmiges Volumen¹⁶.

Dieses Volumen kann in einer Betrachtungssoftware dann entweder als zweidimensionale Scheiben (Slices) in den drei Raumrichtungen oder als dreidimensionales Modell dargestellt werden¹⁶.

2.1.4 Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)

Durch das DICOM-Format wird die reine Bildinformation nicht nur mit weiteren Patientendaten und den Untersuchungsmodalitäten verknüpft, sondern auch für die meisten Betrachter-Programme (Viewer) zugänglich gemacht. Der DICOM-Standard beschreibt Netzwerk-Kommunikation und Protokolle, die von DICOM-Systemen erfüllt werden sollen, darüber hinaus eine einheitliche Syntax und Semantik der Protokolle, sowie ein einheitliches Speicherformat. Der Standard beinhaltet außerdem eine Konformitätserklärung von Geräten/Herstellern¹².

Wie viele andere Software-Objekttypen enthalten auch DICOM-Objekte einen Header-Bereich, der Informationen rund um das Bildmaterial, sogenannte Metadaten liefert. Aus den Metadaten eines nicht-anonymisierten DICOM-Objektes lassen sich Informationen über den Patienten, die Röntgenhardware sowie die Modalität auslesen. Die Modalität beschreibt außer der Art der Aufnahme auch die Hard- und Softwarekomponenten, die zur Erstellung der Daten verwendet werden. CT steht also beispielsweise für eine Computertomographie. Für die DVT/CBCT gibt es zurzeit keine eigene Modalitätsbeschreibung (Modality (0008, 0060))²⁶, daher haben DVT-Aufnahmen die Modalität „CT“¹².

Der Header ist in Module und ihnen untergeordnete Attribute aufgeteilt. Das Modul „Patient-Identification“ enthält also zum Beispiel Name, Geburtsdatum, Geschlecht und Patienten-Nummer.

Jeder dieser Einträge wird als DICOM Data Element bezeichnet und durch einen darin enthaltenen, durch ein Komma getrennten, aus zwei vierstelligen Zahlenfolgen bestehenden Tag gekennzeichnet. Diese können dank des DICOM-Standards durch die meisten DICOM-fähigen Softwareanwendungen interpretiert werden²⁷.

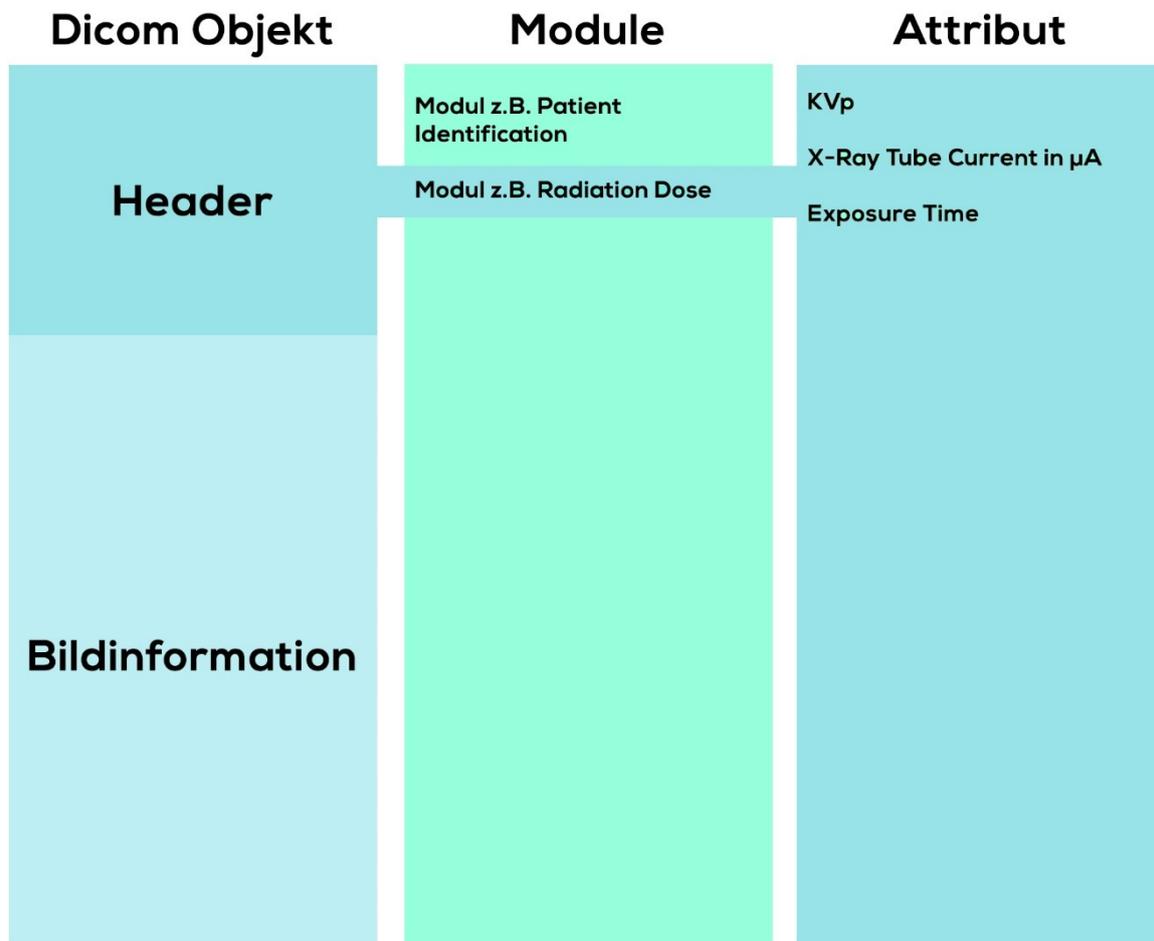


Abbildung 5: Aufbau eines DICOM Headers

Erstellte DICOM-Objekte können in einem Picture Archiving and Communication System (PACS) gespeichert werden. Ein PACS besteht aus einem Netzwerk-Server, der der Speicherung, Bereitstellung und Darstellung der Objekte innerhalb des Netzwerks einer medizinischen Einrichtung dient. Ein komplementär verwendetes System ist das Radiologie Informationssystem (RIS), welches auch die Speicherung von Röntgendaten ohne Betrachtungsmöglichkeit, dafür aber umfassende Verwaltungsfunktionen ermöglicht²⁸.

Bei Anmeldung einer Aufnahme gelangen also zunächst die Patientendaten über ein Verwaltungssystem zum PACS. Das PACS stellt der ausgewählten Röntgenmodalität (also zum Beispiel einem DVT-Gerät) die Patienten- und Auftragsdaten zur Verfügung. Das Gerät erstellt die Aufnahme, verbindet diese mit den zuvor empfangenen Patientendaten und sendet sie zurück an das PACS. Das PACS kann nun mit entsprechender Software den archivierten Datensatz selbst anzeigen oder anderen Geräten im Netzwerk zur Verfügung stellen. Der am häufigsten gewählte Weg der Anzeige außerhalb des PACS erfolgt meist über Software, die vom Geräte-Hersteller bereitgestellt und lizenzbasiert verkauft wird. Als kostengünstigere Alternative besteht die Möglichkeit, einen Open-Source und/oder webbasierten Viewer zu nutzen¹².

In der Zahnmedizin stellt diese Lösung eher eine Ausnahme dar, da in Praxisbetrieben häufig eine Röntgensoftware diese Aufgaben übernimmt.

In Deutschland ist die Verwendung des DICOM Standards in der Zahnmedizin aktuell keine Pflicht, nur eine Möglichkeit zur digitalen Datenspeicherung der Röntgenmodalität - für Geräte mit Zulassung ab dem 1.1.2023 ist dies jedoch zwingend notwendig²⁹. Durch die Unverbindlichkeit des Standards können zwar Kosten einer Umrüstung gespart werden, die Vereinheitlichung der Kommunikation zwischen verschiedenen Einrichtungen innerhalb medizinischer Institute, aber auch medizinischer Standorte untereinander, wird dadurch erschwert³⁰.

2.2 Strahlenhygiene

2.2.1 Strahlenbelastung der DVT

Die bei der DVT verwendete ionisierende Röntgenstrahlung kann stochastische Strahlenschäden am Patienten auslösen. Deterministische, also immer und in Abhängigkeit zur Dosis entstehende Schäden können hier nicht entstehen.

Stochastische Schäden entstehen zufällig, also mit stochastischer Wahrscheinlichkeit, mit proportionaler Häufigkeit zur Dosis. Die Schwere des Schadens ist hier nicht dosisabhängig und die Wahrscheinlichkeit beträgt niemals Null. Es konnte auch gezeigt werden, dass jüngere Patienten ein höheres Risiko für stochastische Strahlungsschäden haben^{12,31,32}.

Lee und Badal stellen fest, dass die effektive Dosis einer DVT mit großem FOV (axialer Radius > 140 mm) 1,6-mal größer als die mit einer kleinen FOV (axialer Radius < 80 mm) ist. Die maximale durch eine DVT mit großer FOV erhaltene Dosis für Kinder beträgt hier 392,2 μSv ³³. Dies entspricht etwa 13% der Dosis, die ein Mensch durchschnittlich durch natürliche Strahlung (3110 μSv pro Jahr) erhält³³ oder nach 8 Flügen von London nach New York mit einer jeweiligen Dosis von 51 μSv ³⁴.

2.2.2 Abhängigkeit der Strahlenbelastung von der FOV

Die systematische Meta-Analyse von Ludlow, Timothy et. al. ergab 2015 eine effektive Dosis für Erwachsene zwischen 46 bis 1073 μSv für große, 9 bis 560 μSv für mittlere FOVs sowie 5 bis 652 μSv für kleine FOVs³⁵.

Bei Kindern finden sich Werte von 13 bis 769 μSv bei großen oder mittleren FOVs und ferner zwischen 7 und 521 μSv bei kleinen FOVs. Eine gesonderte Betrachtung von Kindern ist notwendig, da durch andere Körperproportionen die effektive Dosis bei gleichen Expositionsparametern im Phantomversuch etwa 36% höher ist³⁶.

Diese Messungen entstanden nach den festgelegten Feldgrößen von Ludlow, Ivanovic von 2008 (kleiner Durchmesser bis 100 mm, mittlerer Durchmesser von 100 mm bis 150 mm und großer Durchmesser mit mehr als 150 mm).²

In diesem Zusammenhang sind die Dosen in hohem Maße geräteabhängig².

Die Dosis einer DVT liegt, abhängig von FOV, Expositionszeit und Röhrenstrom, im Bereich zwischen der einer Panoramaschichtaufnahme (PSA) und einer Low-Dose CT-Aufnahme¹².

Im Modellversuch wird festgestellt, dass die Dosis einer DVT (11,4 mGy/100 mAs) mit großer FOV nur etwa halb so groß ist wie die einer CT (20,7 mGy/100 mAs) mit derselben FOV ist².

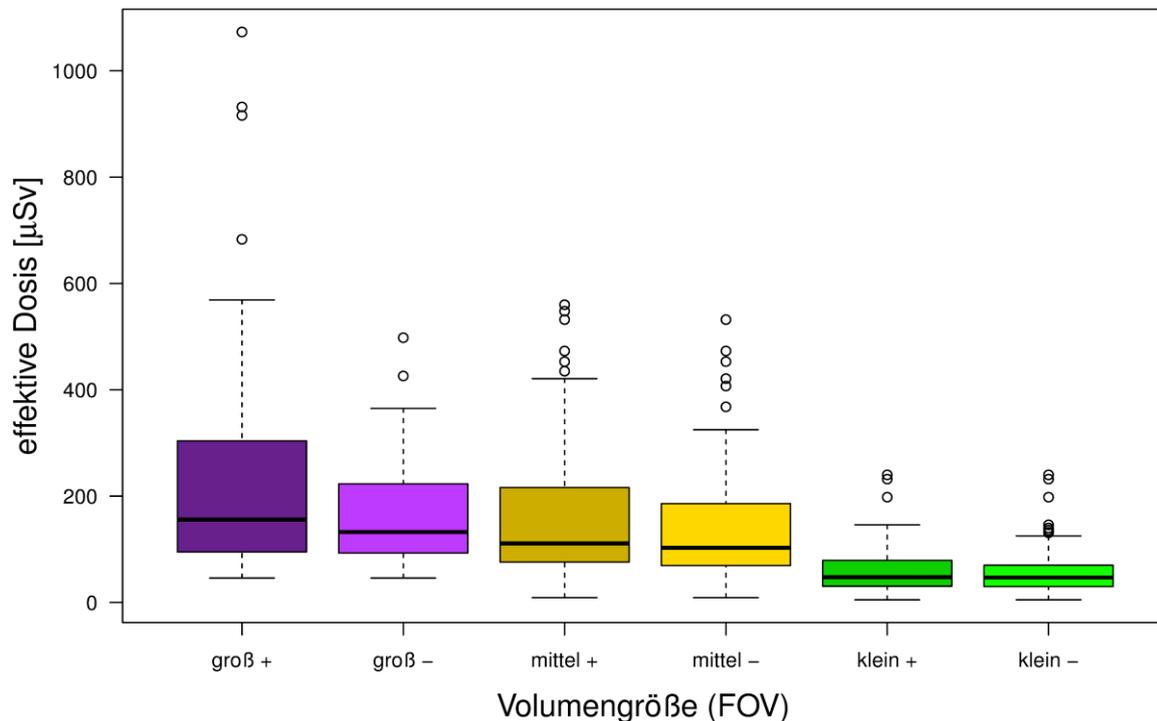


Abbildung 6: Effektive Dosiswerte der DVT in Abhängigkeit von der FOV nach Ludlow, Timothy et. al, 2015³⁵; Volumengrößen: klein: $\varnothing < 100$ mm, mittel: $\varnothing 100$ mm – $\varnothing 150$ mm, groß: $> \varnothing 150$ mm. Diagramme mit „+“ bezeichnet enthalten die Werte des dosisintensivsten Gerätes. Die Boxen stellen jeweils 50% der Werte vom 25% bis zum 75% Quartil dar, der Median-Wert ist als horizontale Linie dargestellt.

2.2.3 Vergleich der Strahlenbelastung mit zweidimensionalen Röntgenanwendungen

Lee und Badal 2021 ermitteln folgende Werte für die mittlere effektive Dosis von intraoralen Aufnahmen, PSA-Aufnahmen und DVT-Aufnahmen:

Modalität	Mittlere Effektive Dosis [μ Sv]	Minimum/Maximum der effektiven Dosis [μ Sv]
Intraorale Aufnahmen	1,32	0,60 – 2,56
PSA	17,93	3,47 - 75,00
DVT	121,09	17,10 - 392,20

Tabelle 1: Mittlere Dosen von Röntgenmodalitäten nach Lee, Badal 2021³³

Nach diesen Angaben beträgt die mittlere effektive Dosis einer intraoralen Aufnahme etwa 1% der einer DVT. Eine Panorama-Aufnahme hat eine mittlere effektive Dosis von etwa 15% der einer DVT.

2.3 Anwendungsgebiete Digitale Volumentomographie

2.3.1 Indikationen der DVT in der Zahnmedizin

Die Anwendungsmöglichkeiten der DVT erstrecken sich nahezu über das gesamte Spektrum der Zahnmedizin. In der aktuellen S2k-Leitlinie „Dentale digitale Volumentomographie-DVT“⁶ (Stand Dezember 2022) werden folgende Indikationsbereiche genannt:

- Kariologie
- Parodontologie
- Endodontie
- Zahntrauma und Zahntransplantation
- Zahnärztliche Prothetik
- Implantologie
- Retinierte und/oder verlagerte Zähne

Dazu kommen weitere Indikationen, wie intraossäre pathologische Veränderungen, Kieferhöhlenerkrankungen, Speichelsteine, Traumatologie knöcherner Strukturen, Lokalisation von Fremdkörpern, sowie komplexe Fehlbildungen und Diagnostik der oberen Atemwege.

2.3.2 Karies- und Parodontitis Diagnostik

Unbehandelte Karies ist die auf der Welt am weitesten verbreitete Krankheit³⁷ und lässt sich mitunter an klinisch schwer zugänglichen Stellen nur radiologisch sicher darstellen.

Zur radiologischen Diagnostik stehen dem Zahnarzt hier primär die Einzelzahnaufnahme (EZA), Bissflügelaufnahmen und in Ausnahmefällen die PSA zur Verfügung.

Eine DVT lässt sich zur Diagnostik von Karies nicht nur wegen der vergleichsweise höheren Dosis, sondern auch wegen der geringeren Ortsauflösung und höheren Artefakt-Wahrscheinlichkeit im Vergleich zu Bissflügelaufnahmen nicht rechtfertigen¹².

Mittlerweile besteht auch die Möglichkeit, Kariesdiagnostik völlig ohne ionisierende Strahlung durchzuführen. Optische Kariesdetektoren sind im füllungsfreien Gebiss als gleichwertig zu Bissflügelaufnahmen zu sehen^{38,39}.

Für die rein parodontologische Diagnostik spielt die DVT eine untergeordnete Rolle, da bereits die PSA den relevanten horizontalen und vertikalen Knochenabbau des gesamten Alveolarknochens ausreichend darstellt¹². Zur Ermittlung von Taschentiefen und Attachment-Verlust ist die Sondierung indiziert. Aktuelle Reviews zeigen zwar, dass das DVT ein geeignetes Instrument zur Diagnostik der Parodontitis ist, die Indikation sollte aber sehr sorgfältig gestellt werden und nur der spezifischen Therapieplanung in wenigen Fällen dienen^{40,41}.

Die S2k-Leitlinie zur DVT empfiehlt keine Anwendung zur Kariesdiagnostik und keine routinemäßige Anwendung zur parodontalen Diagnostik⁶. DVTs mit kleinem Volumen können aber „in einzelnen Fällen, in denen klinische Befunde und zweidimensionale Röntgenbefunde nicht ausreichen, um eine Therapieentscheidung zu fällen“⁶ in der Parodontologie zur Anwendung kommen.

2.3.3 Endodontie

Vor allem schwierige Endodontie-Fälle profitieren von dreidimensionaler Beurteilung in hoher Auflösung.

Wichtig ist hier auch die Wahl einer entsprechenden FOV zur Erkennung von Wurzelkanälen, wie Hassan, Payam et al.⁴² schildern. Kleine Volumina mit einem FOV von 4x4 cm zeigen hierbei signifikant bessere Ergebnisse als 8x8 cm oder 10x10 cm FOV-Maße. Die schlechtesten Ergebnisse liefert eine FOV von 17x12 cm. Die Autoren empfehlen, „immer die kleinste mögliche FOV-Einstellung zu nutzen“. Zudem stellen sie dar, dass „die Nutzung des Standard-Aufnahmemodus anstatt des HD-Modus keinen negativen Einfluss auf die Sichtbarkeit der Kanäle hat und daher zu empfehlen ist“.

Für reguläre, nicht komplexe Endodontie-Fälle bleibt die EZA mit Darstellung des Apex das Mittel der Wahl¹².

Durch eine DVT ist die sichere Darstellung von anatomischen Gegebenheiten wie die eines zweiten mesiobukkalen Kanales in den ersten Molaren des Oberkiefers möglich⁴³. Auch die Längenmessung kann per DVT äußerst präzise erfolgen⁴⁴. Kleine, knöcherne apikale Läsionen lassen sich im DVT bereits im Vergleich zur intraoralen Aufnahme in einem früheren Stadium erkennen⁴⁵.

Trotzdem rät die Europäische Gesellschaft für Endodontologie (ESE) dazu, vorher alle anderen möglichen diagnostischen Mittel auszuschöpfen, um die Anwendung der dosisintensiven DVT zu rechtfertigen. Es sollen möglichst kleine Volumen mit geringer FOV (< 5 cm) und hoher Auflösung angefertigt werden. Es wird betont, dass die DVT nur in komplexen Fällen verwendet werden sollte⁴⁶.

Die S2k-Leitline⁶ führt folgende Indikationen zur Verwendung kleinvolumiger DVT-Aufnahmen in der Endodontie auf:

- Periapikale Untersuchung bei uneindeutigem Befund zweidimensionaler Aufnahmen bei Vorliegen klinischer Symptome
- Detektion von Wurzelfrakturen, wenn die Diagnose nicht durch klinische Befunde und Symptome ausreichend abgesichert werden kann
- Verdacht auf Perforation, insbesondere Stiftperforation
- Erschwerte Therapie durch komplexe Wurzelkanalanatomie oder Wurzelresorptionen
- Planung endodontologisch-chirurgischer Eingriffe, insbesondere, wenn erschwerende Faktoren vorliegen
- Lagebestimmung frakturierter Wurzelkanalinstrumente bei nicht eindeutiger zweidimensionaler Bildgebung
- Beurteilung interner und externer Wurzelresorptionen bei nicht ausreichender zweidimensionaler Bildgebung

2.3.4 Dentale Traumatologie und Zahntransplantation

Bei Zahnfrakturen ist oft eine schnelle und eindeutige Diagnostik notwendig, um über die weitere Therapie entscheiden zu können.

Die DGZMK führt für dentale Traumata eine weltweite Prävalenz von etwa 25% bis 30% über alle Altersgruppen an⁴⁷.

Eine PSA eignet sich nicht zur Darstellung von Frakturen, da sie im Frontzahnbereich keine ausreichende Einsicht erlaubt⁴⁸. Einzelzahnaufnahmen sind hier also zunächst das Mittel der Wahl, da sie mit der geringsten Strahlenbelastung die bei Traumata meist wichtige Frontzahnregion in der benötigten Auflösung darstellen¹².

Sollten intraorale Aufnahmen weiterhin keinen Befund liefern, der zur Klinik passt oder andere Unstimmigkeiten in der zweidimensionalen Diagnostik auftreten, dann kann die Entscheidung getroffen werden, die dosisintensivere DVT anzuwenden. Der Einsatz der DVT in diesen Fällen ist nur dann gerechtfertigt, wenn die Therapie durch ihren Einsatz positiv beeinflusst werden kann und der Patient einen objektiven Nutzen davon hat³¹.

Wurzelfrakturen können mit der DVT besser diagnostisch abgesichert werden als mit intraoralen Aufnahmen. Aufhärungsartefakte reduzieren jedoch die diagnostische Genauigkeit⁴⁹. Diese Streifenartefakte entstehen, da das gemessene Schwächungsprofil vom idealen und wahren Profil abweicht⁵⁰.

Die S2k-Leitlinie⁶ empfiehlt in der dentalen Traumatologie kleinvolumige DVTs als Möglichkeit, wenn die zweidimensionale Bildgebung nicht ausreichen sollte.

Im Falle der Transplantation eines verlagerten, retinierten, oder impaktierten Zahnes ist das DVT ein wichtiges präoperatives Planungswerkzeug. Dies ist dadurch bedingt, dass die Möglichkeit besteht, die Größe des zu transplantierenden Zahnes und die Strukturen an seiner vorgesehen Position zu beurteilen⁵¹. Zusätzlich besteht die Option, aus den gewonnenen Daten eine sterilisierbare Kopie des Spenderzahnes anfertigen, welche zur Bildung eines Empfängerbettes dient und damit die extraorale Lagerungszeit des Transplantates minimiert⁵².

2.3.9 Anwendung außerhalb der Zahnheilkunde

Neben der Zahnmedizin nennt die Leitlinie Röntgendiagnostik⁵³ der Bundesärztekammer vom Dezember 2022 weitere Anwendungsbereiche und Bildmerkmale der DVT:

Indikationsbereich	Indikation(en)/Dargestellte Strukturen
Hals-Nasen-Ohren Diagnostik	Frontobasis (Nebenhöhlen) Laterobasis (Felsenbein)
Nicht-zahnärztliche Kopf-Diagnostik	Knöchernen Strukturen Pathologische Dichteauffälligkeiten am Gehirn und subarachnoidal (z.B. Blutungen) Intra- und extrakranielle Gefäße mit Kontrastmittel Darstellung von z.B. Stents, Coils und Clips
Körperstamm-Diagnostik	Gefäße, Knochen, Darstellung von Läsionen und zuführenden Gefäßen
Extremitäten-Diagnostik	Knöchernen Fuß(fehl)stellung im Stehen (Statik unter Belastung) Knöchernen Strukturen (z. B. Frakturen) Bereiche: Sprunggelenk, Ferse, Kniegelenk, Hand, Handgelenk, Ellenbogen
Bildgebung für Beschleuniger zur Strahlentherapie	Lokalisation der räumlichen exakten Applikation der therapeutischen Strahlendosis

Tabelle 2: Nicht-zahnärztliche Anwendungsbereiche der DVT nach der Leitlinie Röntgendiagnostik der Bundesärztekammer vom 27.12.2022⁵³

2.3.5 Planung von Zahnersatz

Zur Beurteilung von prothetischer Pfeilerwertigkeit kann auch die DVT genutzt werden. Die zuvor aufgeführten Indikationen zur Beurteilung von (Wurzel-)Frakturen, Parodont, Endodont und apikaler Veränderungen können eine dreidimensionale Bildgebung notwendig machen.

Eine Implantatversorgung muss eine prothetisch basierte Planung beinhalten. Eine Möglichkeit besteht in der Kombination von DVT-Datensätzen mit Daten dentaler Scanner zur Erstellung eines virtuellen Set-Ups⁵⁴. Die Genauigkeit dieses Prozesses entspricht den Anforderungen einer optimalen Implantatversorgung⁵⁵.

Die Empfehlung der S2k-Leitlinie ist hier, dass „eine DVT-Aufnahme für eine prothetisch basierte Implantat Planung indiziert sein kann“⁶. Zusätzlich wird erklärt, dass, bei nicht ausreichender zweidimensionaler Bildgebung, zur Einschätzung der Pfeilerwertigkeit eine DVT-Untersuchung durchgeführt werden kann.

Zusätzlich wird auch die Diagnostik bei tegumental getragenen Zahnersatz im Einzelfall als mögliche Anwendung mit einbezogen, wenn „bei Schmerzsymptomatik der Verdacht auf Traumatisierung von Nervenaustrittspunkten [...] besteht“⁶ und andere Diagnostik-Instrumente ausgeschöpft wurden.

2.3.6 Zahnextraktion, Osteotomie sowie Therapie retinierter und/oder verlagertes Zähne

Neben der Implantologie ist die Diagnostik vor Weisheitszahn-Extraktion eine der häufigsten Indikationen der DVT.

Dies lässt sich unter anderem dadurch begründen, dass der häufigste (oral-)chirurgische Eingriff die Entfernung von impaktierten Zähnen ist. Eine Studie von 2011 zeigt, dass von 11680 oralchirurgisch behandelten Patienten 37,67 % eine Zahnextraktion benötigten, 33,62 % wegen eines impaktierten Zahnes. Eine operative Entfernung birgt die Gefahr der Schädigung des Nervus alveolaris inferior im Canalis mandibularis und damit einer temporären oder dauerhaften Nervenschädigung bis hin zur Neurotmesis (weitestgehend vollständige Durchtrennung) mit irreversiblen, permanenten Taubheitsgefühl der Unterlippe im Versorgungsbereich des Nerves¹².

Die Gefahr einer solchen Läsion liegt zwischen 1 und 22%⁵⁶ und kann eine dreidimensionale Bildgebung indizieren, sollten sich in der zweidimensionalen PSA Anzeichen für eine enge Lagebeziehung des retinierten Zahnes zum Nerv finden⁵⁷.

Auch die Indikationsstellung und Therapieplanung bei retinierten und/oder verlagerten Zähnen lässt sich in den meisten Fällen mit zweidimensionalen Röntgenanwendungen ausreichend erarbeiten.

Einige Studien zeigen, dass die DVT im Gegensatz zur zweidimensionalen Darstellung in der Lage ist, sehr genau die Lagebeziehung zwischen Alveole und Nervenkanal des Nervus alveolaris inferior darzustellen. Somit kann die Gefahr der Nervenschädigung bei der Extraktion der Weisheitszähne des Unterkiefers eingeschätzt werden⁵⁸⁻⁶⁰. Die Autoren empfehlen die DVT-Aufnahme bei mehreren Zeichen für engen Kontakt des Zahnes zum Mandibularkanal in der zweidimensionalen Aufnahme und wenn sich Therapie und Ergebnis durch eine dreidimensionale Beurteilung ändern.

2.3.7 Implantologie

In der klinischen Praxis können zwar einzelne und unkomplizierte Implantat-Versorgungen oft schon mit dem Informationsgehalt einer PSA realisiert werden, dennoch beeinflusst die Präzision der Diagnostik und Planung maßgeblich den ästhetischen und funktionellen Erfolg der Rekonstruktion¹².

Eine prothetisch nicht kompensierbare, ungünstige Implantatposition oder Achse kann eine Neuimplantation zur Folge haben. Dies ist nicht nur im ästhetischen Frontzahnbereich, sondern bei hoher Lachlinie auch im Seitenzahnbereich von Relevanz, wenn durch Mängel bei der Planung metallische Implantatschultern, Abutmentanteile oder Kronenränder sichtbar werden^{12,61}.

Die Position des Implantates kann auch das Risiko für Periimplantitis senken, wenn es somit leichter für die Reinigung zugänglich ist⁶².

Zur Sicherung des Erfolges einer Implantatversorgung ist also im besten Fall eine dreidimensionale Planung vorzunehmen, um die Winkelung und Insertionstiefe vor dem Eingriff optimal bestimmen zu können⁶³.

Konventionell kann hier die ideale Implantatposition mit Studienmodellen und einem Wax-up/Set-up oder virtuell per Computer-Aided Design (CAD) bzw. Computer-Aided Manufacturing (CAM) und Planungssoftware ermittelt werden. Eine Übertragung der Planung auf das tatsächliche Implantat erfolgt durch chirurgische Schienen¹².

Die dreidimensionale Planung erfordert eine DVT zum Import in Software für geführte Chirurgie. Es besteht die Möglichkeit der Nutzung einer Röntgenschiene mit röntgenopaken Referenzstrukturen während der 3D-Aufnahme. Durch diese kann eine genaue Lageausrichtung vorgenommen werden. Der Umbau dieser Schiene in eine Geführte-Chirurgie-Schiene geschieht entweder im Labor oder durch den Softwarehersteller. Darüber hinaus sind auch virtuelle Wax-Ups möglich¹².

Um rein mit überlagerten Oberflächenscans und DVT-Datensätzen arbeiten zu können, wird eine artefaktfreie DVT benötigt. Diese lässt sich nur bei Patienten mit ausreichender Restbezahnung und ohne metallische oder oxidkeramische Restaurationen erreichen. Ohne diese Voraussetzungen muss auf eine DVT mit Schiene oder Referenzstrukturen zurückgegriffen werden¹².

2.3.8 Grenzen des Anwendungsspektrums der DVT

Auch wenn die DVT ein umfassendes Diagnostik-Werkzeug für Zahnärzte, HNO-Fachärzte und Mund-Kiefer-Gesichtschirurgen ist, sind ihr gewisse Grenzen gesetzt.

So lassen sich hauptsächlich Strukturen mit hohem Kontrast wie Knochen, Zähne und Implantate mit vergleichsweise relativ geringer Strahlendosis aussagekräftig darstellen. Zur Weichteildiagnostik sind CT und MRT weitaus besser geeignet. Auch Kontrastmittelaufnahmen lassen sich mit einer DVT nicht anfertigen⁶⁴.

Durch die fixierte Vertikale des Gerätes während der Aufnahme ist die maximale Vertikale der FOV auf die Höhe des Detektors beschränkt, während zum Beispiel eine Spiral-CT einen verschiebbaren Tisch aufweist. Durch seine Bauweise ist die dentale DVT auf Aufnahmen in der Kopf- und proximalen Hals-Region beschränkt. Es können außerdem nur Patienten in stehender oder sitzender Position geröntgt werden. Eine Aufnahme im Liegen ist nicht möglich⁶⁴.

Zur Detaildiagnostik, wie etwa Karies in der Nähe metallischen Zahnersatzes ist der Zahnfilm weitaus besser geeignet, da sich in der DVT oftmals Artefakte zeigen¹².

2.4 Field of View (FOV)

2.4.1 Definition

Das FOV ist der Teil des durch den Detektor in Verbindung mit möglichen Einblendungen begrenzten maximal möglichen Bildausschnittes. Die in diesem Bereich liegenden, von dem Nutzstrahlenbündel erfassten Strukturen des Patienten können daraufhin dreidimensional beurteilt werden.

Meist findet sich ein zylindrisches FOV mit runder, axialer Grundform. Möglich sind aber auch sphärische Formen, oder weiter der Form der Kiefer angepasste axiale Grundformen wie beispielsweise das Reuleaux-Dreieck.

Das in dieser Studie verwendete DVT-Gerät Orthophos-SL-3D (Dentsply Sirona, Deutschland) verwendet verschiedene voreingestellte FOV-Dimensionen ohne die Möglichkeit eines Scout-Shots.

Je geringer das Ausmaß gewählt wird, desto höher wird die Auflösung des Bildmaterials⁶⁵. Sie sollte nach dem ALARA⁵ Prinzip so gewählt werden, dass Auflösung und Ausmaße der Indikation entsprechen und Teile der Kiefer sowie des Gesichtsschädels, die nicht von Interesse sind, möglichst ausblendet.

Ludlow et. al. bestätigen in ihrer Studie, dass die effektive Dosis stark von der Größe des FOV abhängt³⁵.

Eine konkrete Reduktion des FOV um nur 25% führen laut Roberts et al. je nach Gerät und Einblendung bereits zu einer Verringerung der Dosis von 65%⁶⁶.

Im Rahmen der endodontischen Diagnostik zeigen Hassan et. al., dass die FOV so klein wie möglich gewählt werden sollte⁴².

Diese Studienlage bedingt auch die Empfehlung der Leitlinie zur dentalen digitalen Volumentomographie⁶ für die Darstellung bestimmter Strukturen wie Zahnwurzeln möglichst kleine FOV-Einstellungen zu verwenden.

Krause⁶⁷ führt als häufigste Kombinationen von Durchmesser und Höhe 50 x 50 mm und 80 x 80 mm auf.

2.4.2 Wahl des FOV nach diagnostisch relevantem Bereich (ROI)

Eine weitere Größe ist die „Region of Interest“ (ROI), welche die Region beschreibt, in der sich die zu untersuchende anatomische Struktur befindet. Diese muss also für die Anfertigung einer DVT-Aufnahme zwingend festgelegt werden und bestimmt die Auswahl des FOV.

Die korrekte Einblendung der FOV, um der ROI zu entsprechen, hat einen großen Einfluss darauf, welcher Strahlendosis der Patient ausgesetzt wird^{68,69}.

Bei der Wahl des FOV müssen die Nutzer der DVT sich an der Größe der durch die Indikation definierten ROI orientieren. Hier stehen je nach Gerät frei wählbare oder fest vordefinierte Ausmaße zur Wahl. Es sollte nach dem Prinzip so klein wie möglich, so groß wie nötig gehandelt werden.

In der Literatur werden keine genauen FOV-Empfehlungen ausgesprochen, Hersteller von DVT-Geräten geben meist vorgegebene Dimensionen vor.

Einige Hersteller bieten zum Zwecke der optimierten Positionierung des FOV die Möglichkeit individueller Anpassung der FOV-Geometrie²⁰ und sogenannter „Scout-Aufnahmen“, um FOV und ROI möglichst kongruent zu gestalten.

In der Dissertation von Vetter⁷⁰ zeigt sich, dass auch bei frei wählbarer Dimension - im Rahmen der Begrenzungen des DVT-Gerätes - das FOV oft größer gewählt wird als nötig.

Die Autorin beschreibt, dass für den Bereich von 1-2 Zähnen ROI-Ausmaße von 30 x 30 mm bis zu 70 x 70 mm nötig sind. Für die Ausmaße von Volumina, die den dentoalveolären Bereich von Ober- und Unterkiefer sowie die Nebenhöhlen und den Nervenkanal des Unterkiefers darstellen, wird eine durchschnittliche ROI-Größe von 92,5 mm x 85 mm angegeben. Das festgestellte Maximum ist 115 x 115 mm. Es wird ermittelt, dass in 20% der Fälle ein FOV von 80 mm x 80 mm gewählt wurde, da die kleinere Dimension von 50x 50 mm als zu klein angesehen wurde.

Die empfohlenen FOV-Dimensionen befinden sich zwischen 30x30 mm und 115x115 mm mit der Möglichkeit der Anpassung in 10 mm Schritten.

Krause (2013)⁶⁷ beschreibt in einer Studie mit 1020 Patientenfällen folgende ermittelte FOV-Dimensionen:

Region	FOV-Dimensionen
Dentale Region	83 x 106 mm (Kinder: 83 x 103 mm)
Dentale Region Kieferhöhlen Kiefergelenke	121 x 149 mm (Kinder: 106 x 143 mm)
Dentale Region Kieferhöhlen Kiefergelenke Cranialer Teil der Halswirbelsäule	Zylindrisches FOV: 121 x 178 mm (Kinder: 106 x 152 mm) Sphärisches FOV: 174 mm (Kinder: 163 mm)

Tabelle 3: Ermittelte FOV-Größen in Bezug auf Regionen nach Krause⁶⁷

Konkrete Angaben zur FOV-Dimensionierung nach Indikation, aber auch individuell an den Patienten, - beispielsweise an Größe, Alter, oder Statur- angepasste Werte sind weiterhin nicht bekannt. Der Aspekt, dass eine geringe Veränderung der Position des Patienten bereits zur Verfehlung der ROI führen kann, wird zudem außer Acht gelassen.

3. Zielsetzung

Mit dieser Studie sollten Digitale Volumentomographie (DVT) Aufnahmen retrospektiv analysiert werden, um zu evaluieren, inwieweit das jeweils generierte Field of View (FOV) mit der durch die rechtfertigende Indikation gegebene ROI korreliert.

Damit verbunden war die Aufgabe, dafür eine Analyse-Software zu entwickeln, um die Daten möglichst präzise und zeiteffektiv zu erfassen und eine direkte statistische Darstellung zu ermöglichen.

Aus den Ergebnissen sollte abgeleitet werden, wie gut vorgegebene Einstellungen dem Anwender erlauben FOV und ROI in Einklang zu bringen und inwieweit die Geräteoptionen zu den verschiedenen Aufnahmemodi genutzt werden.

Im Folgenden sollen folgende Forschungs-Hypothesen geprüft werden:

1. Die ROI lag vollständig im gewählten FOV
2. Die Zentren von ROI und FOV wichen um maximal 10 mm voneinander ab
3. Die Dimension des FOV war überdimensioniert

Mit Hypothese 1 soll hinterfragt werden, ob durch die gewählte Platzierung, den Durchmesser und die Höhe, die durch die rechtfertigende Indikation bestimmte ROI innerhalb der resultierenden FOV lag. Hier wird nur „wahr“ oder „falsch“ für jeden Datensatz dokumentiert.

Hypothese 2 untersucht die Fokus-Distanz, also den Mittelpunkt von ROI und FOV in einer quantitativen Messung.

Hypothese 3 geht auf die Dimensionen (Höhe und Durchmesser) der FOV ein und vergleicht diese in einer quantitativen Messung mit denen der ROI.

4. Material und Methoden

4.1. Material

Grundlage der Studie waren 332 DVT-Aufnahmen, die vom August 2019 bis Mai 2021 in der Poliklinik für Zahnärztliche Chirurgie und Implantologie des ZZMK (Carolinum) im Rahmen des Routinebetriebs nach Stellen der rechtfertigenden Indikation mit dem Orthophos SL-3D DVT-Gerät angefertigt worden waren.

Mit Hilfe des Programms JiveX (Visus Health IT GmbH Bochum) wurde eine chronologische Liste der angefertigten Datensätze exportiert.

Die vollständige Auswahl der Stichprobe wurde als Tabelle gespeichert. Im Sinne der Pseudonymisierung wurden nur Patienten-Nummern und Geburtsdaten in eine zweite, dem Autor außerhalb des Instituts zugängliche Tabelle übertragen.

Im Folgenden wurde nach dem Prinzip der einstufigen Wahrscheinlichkeitsauswahl jedem dieser Fälle über eine Funktion des Programmes Excel (Version 2021, Microsoft Corp., Redmond Washington Vereinigte Staaten) eine zufällige Zahl zugewiesen und die Zeilen daraufhin aufsteigend nach diesen Zahlen geordnet. So entstand eine zufällige Reihenfolge der exportierten Fälle. Von diesen Fällen wurden die ersten 332 ausgewählt, um als Datenquelle zu dienen.

Die DICOM-Datensätze selbst wurden in einem mit einem Passwort geschützten Datencontainer mit Hilfe der Software VeraCrypt (IDRIX, Paris) durch Mitarbeiter des Instituts auf einen Datenträger kopiert, um diese außerhalb des internen Netzwerks bearbeiten zu können.

Aus den analog geführten Akten dieser Patienten wurde die rechtfertigende Indikation für jede Aufnahme ermittelt und in der Excel-Tabelle vermerkt. Aus diesen Informationen wurde später bei der Vermessung des Bildmaterials die ROI nachvollzogen.

4.2 Allgemeine Methoden

4.2.1 Möglichkeiten der FOV-Definition des Orthophos-SL-3D (Sirona)

Das Orthophos SL-3D bietet mehrere Volumendurchmesser, unterschiedliche Volumenausdehnungen in der Vertikalen und verschiedene Positionierung des FOV im Kiefer/Gesichtsschädel zur Auswahl.

Folgende Volumina-Durchmesser werden dem Nutzer angeboten:

Name	Axialer Durchmesser
VOL2	50 mm
VOL1	80 mm
VOL3	110 mm

Tabella 4: Verfügbare Volumendurchmesser des Orthophos SL-3D²⁴

Zusätzlich kann die Vertikale bei VOL1 zwischen 5,5cm und 8cm und bei VOL3 zwischen 7,5cm, 8cm und 10 cm variiert werden.

Im User-Interface des Röntgengeräts wird grundsätzlich ein Zahnbogen des Unterkiefers angezeigt, es lassen sich damit aber auch Regionen im Oberkiefer anwählen.

Für das kleinste VOL2 lässt sich das Zentrum des FOV auf die Kieferregionen Front, Prämolare und Molare fokussieren. Diese lassen sich transversal entweder links, rechts oder mittig platzieren. Die Vertikale ist mit 5,5cm vorgegeben.



Abbildung 7: Auswahlmöglichkeiten für VOL2²⁴

Das VOL1 lässt sich sagittal anterior, posterior oder auf das linke beziehungsweise rechte Kiefergelenk fokussieren. Die Vertikale lässt sich zwischen 5,5 cm und 8 cm variieren.



Abbildung 8: Auswahlmöglichkeiten für VOL1²⁴

Für VOL3 lässt sich der sagittale Fokus anterior, posterior und auf die Region der Kiefergelenke rechts oder links legen. Die Vertikale lässt sich zwischen 7,5 cm (Schwerpunkt Oberkiefer), 8 cm (Schwerpunkt Unterkiefer) und 10 cm (beide Kiefer) variieren.



Abbildung 9: Auswahlmöglichkeiten für VOL3²⁴

Jede Aufnahme lässt sich in drei Aufnahmemodi anfertigen: Standard-Definition (SD), Low-Dose-Modus (LOW) und High Definition (HD). Dadurch können Auflösung und Dosis beeinflusst werden. Im HD-Aufnahmemodus werden viermal mehr Einzelprojektionen erstellt, was die Auflösung verbessert und Artefakte reduziert, aber auch eine höhere Dosis bedeutet. Für VOL2 kann hier laut Herstellerangabe eine Voxelauflösung von 80µm erreicht werden²⁴.

Der LOW-Modus verringert die Dosis, hat aber auch ein weniger scharfes Bild mit mehr Artefakten zur Folge²⁴.

Volumen-Durchmesser	Aufnahmemodus	Voxel-Größe
5x5cm	HD	80 µm
	SD	160 µm
	LOW	160 µm
8x8cm	HD	160 µm
	SD	160 µm
	LOW	160 µm
11x10cm	HD	160 µm
	SD	220 µm
	LOW	220 µm

Tabelle 5: Übersicht der Voxelgrößen in Abhängigkeit von Volumengröße und Aufnahmemodus⁷¹

Verschiedene Modi werden über unterschiedliche Anzahl von Bildern und damit geringerer Expositionszeit erreicht. Die größte Anzahl an Slices ist 768. 384 Slices, also nur die Hälfte werden für die geringste Expositionszeit verwendet. Außerdem werden auch Volumina mit 512 Slices angefertigt.

Die Möglichkeit einer freien FOV-Platzierung besteht nicht.

Die vertikale Lage des FOV wird maßgeblich von der korrekten Platzierung des Patienten bestimmt. Dazu werden vor der Aufnahme zwei horizontal verlaufende Laserlinien auf den Patienten projiziert, die die craniale und kaudale Begrenzung des FOV anzeigen. Über die individuelle Einstellung eines Aufbiss-Stücks (Abb. 7) nach der individuellen Anatomie des Patienten kann so die Lage des Volumens angepasst werden²⁴.

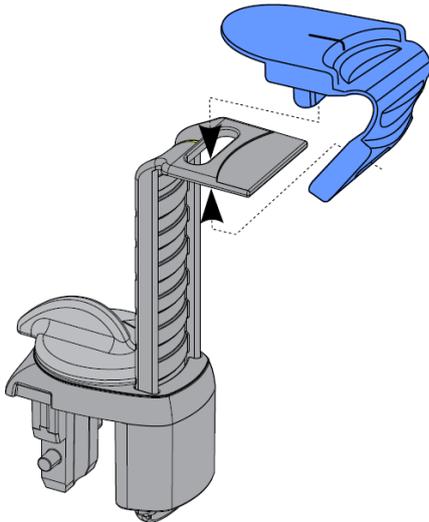


Abbildung 10: Höhenverstellbares Aufbissstück für 3D-Aufnahmen des Orthophos SL 3D (Sirona)²⁴

4.2.2 Auswertungssoftware „ExRoi“

Zu Beginn der Untersuchung stellte sich die Frage, auf welchem Wege das DVT-Bildmaterial vermessen werden konnte. Da die Messung und Dokumentation möglichst genau und zeiteffizient erfolgen sollte, wurde das DVT-Vermessungsprogramm „ExRoi“ vom Verfasser entwickelt und den Anforderungen der Arbeit angepasst.

Bei dieser Software handelt es sich hauptsächlich um die Verknüpfung von Programmbibliotheken der Programmiersprache Python (Version 3.11.2, Python Software Foundation, Wilmington, Delaware, Vereinigte Staaten)⁷².

Die folgenden Erläuterungen sollen einen Überblick über die Funktionen der Programmbibliotheken und ihrer Aufgaben in der entwickelten Anwendung geben, ohne dabei im Detail auf Funktionen und Berechnungen einzugehen. Eine Programmbibliothek stellt durch ihre Integration in Anwendungen bestimmte Funktionen zu Verfügung, die so durch den Autor nicht mehr selbst von Neuem erdacht werden müssen. Der Autor einer Anwendung nutzt die Verbindung verschiedener Funktionen aus diesen Bibliotheken in Verbindung mit seinem eigenen Programm-Code, um die benötigte Funktionalität seiner Anwendung zu erreichen.

Das Kernelement der Anwendung ist die Open Source Bibliothek Pydicom (Version 2.3.1, erstellt durch Darcy Mason et. al. am 14.11.2022)⁷³, welches die Verarbeitung von DICOM Datensätzen ermöglicht. Es werden sowohl die Voxelinformationen als auch der Inhalt der DICOM Data Elements im Header bereitgestellt.

Die Programmbibliothek Matplotlib(© 2012 – 2023 The Matplotlib development team)⁷⁴ ist in der Lage, die von Pydicom geladenen DICOM-Bildinformationen in den drei räumlichen Ebenen darzustellen und erlaubt neben dem „Scrollen“ durch die Slices auch die Vermessung des angezeigten Bildes. Diese Programmbibliothek dient auch zur Darstellung der erhobenen Daten als Diagramme.

Mit Numpy (NumFOCUS, Vereinigte Staaten)⁷⁵ werden nicht nur die numerischen Informationen der Modalität aus dem DICOM-Datensatz (zum Beispiel Voxel zu Millimeter Verhältnis), sondern auch die

vom Benutzer der ExRoi Anwendung getätigten Messungen zusammengeführt und die für die Studie benötigten Werte bereitgestellt.

Das Benutzer-Interface, also Schaltflächen, Texte und das Anwendungsfenster, sowie deren Anordnung relativ zueinander werden über die Bibliothek Tkinter (Entwickelt von John Ousterhout)⁷⁶ realisiert, welche sowohl Daten aus dem DICOM-Header als auch die mit Matplotlib angefertigten Messungen als Zahlen auf dem Bildschirm sichtbar macht.

Pandas (Entwickelt von Wes McKinney et. al.; Aktuelle Version: 1.5.3 vom 18. Januar 2023)⁷⁷ erlaubt es, die ermittelten und Werte von Messungen und relevante Inhalte des DICOM-Headers zusammen als neue Zeile einer Tabellen-Datei anzulegen. Weitere Funktionen führen dazu, dass bei dem Laden eines bereits bearbeiteten Datensatzes die zuvor ermittelten Werte über Tkinter im Benutzer-Interface angezeigt und diese bei Ermittlung neuer Werte überschrieben werden.

Statistische Algorithmen finden sich schlussendlich in SciPy (Open Source- Softwareumgebung; The Scipy-Team; Erscheinungsjahr 2001; Aktuelle Version 1.10.1 vom 19. Februar 2023)⁷⁸. Durch diese Funktionen lassen sich gängige statistischen Testmethoden auf die Messwerte anwenden.

4.2.3 Messmethoden

Im Folgenden soll zur Funktion und Anwendung des Programmes auch der Mess- sowie Dokumentationsvorgang erläutert werden. Hierfür wurden die Funktionen der Open Source Programmbibliothek Pydicom⁷³ entsprechend ihrer Dokumentation⁷⁹ genutzt.

DVT-Datensätze können unter anderem als Dateien mit der Endung „dcm“ exportiert werden.

Dieser Dateityp wurde als Format des DICOM-Standards von der National Electrical Manufacturers Association (NEMA, Rosslyn, Virginia, USA) entwickelt.

Nach der Auswahl eines Datensatzes werden zunächst die verfügbaren Informationen des Datensatzes und der Modalität aus dem Header der Datei zur späteren Anzeige ausgelesen.

Synchron beginnt das Programm die vorhandenen Bildinformationen zu verarbeiten. Neben dem Laden der Pixel mit den verschiedenen Grauwerten ist auch deren Position im Volumen ausschlaggebend. Es werden also nicht nur die transversalen Schichten (Slices) erfasst, sondern auch die Information zur Schichtdicke und die Größe der Voxel.

Wichtig ist, dass hier auch die Information weitergegeben wird, wie sich die Skalierung von Voxeln zu Millimetern verhält. Diese erlaubt sehr genaue und auf den echten Patienten übertragbare Messungen und Planungen.

Mit diesen Informationen können die Pixel bereits als Voxel in einem dreidimensionalen Array angeordnet werden. Dies erlaubt die Darstellung der zweidimensionalen sagittalen und koronalen Ansicht mit den Daten der transversalen Slices.

Letztendlich kann der Benutzer dann mit den generierten Bildern über das Benutzer Interface interagieren.

Bei Start des Programmes hat der Benutzer drei Optionen: Öffnen, Export und Statistik. Mit Öffnen lässt sich zunächst ein Datensatz auswählen.

ExRoi benötigt einen Ordner mit Dateien im „dcm“ oder „dicom“-Format. Diese müssen gültige DICOM- Header besitzen.

Beim Öffnen eines neuen Datensatzes wird zunächst geprüft, ob bereits ein Eintrag mit Messwerten für diesen Satz besteht. Falls nicht, werden nur die Daten des Headers angezeigt und die Bild-Maße des FOV in Millimeter umgerechnet.

Dazu werden auch Schnittbilder der axialen, sagittalen und coronalen Ebene angezeigt.

Die Nutzer erhalten vor der Messung einige Informationen aus dem Header, die dabei helfen, den Datensatz identifizieren zu können.

Neben dem Dateipfad auf dem Computer des Nutzers wird auch eine UID (Unique Identifier) angezeigt, die nichts anderes ist als die „Accession Number“ oder das Performed Procedure Step ID Attribut mit dem DICOM-Tag (0040, 0253)⁸⁰. Dieser Wert wurde als einzigartiger Identifikator für Datensätze ausgewählt, da er von dem verwendeten RIS HighDentPlus (CompuGroupMedical SE &Co KGaA, Koblenz, Deutschland), für jeden Datensatz individuell generiert und per JiveX im Röntgenprozess verarbeitet wird.

Diese Nummer wird von der Modalität in den Datensatz übernommen und kann dann durch ExRoi ausgelesen werden. Bereits bestehende Daten können aus einer Tabelle geladen werden.

Da das FOV nie die genauen Werte erreicht, die im Patient Comments Attribut (0010, 4000)⁸¹ ausgelesen werden, wurde eine präzise Angabe benötigt, um Fehler bei späteren Messungen und Berechnungen zu vermeiden. Hierbei wird das Pixel Spacing Attribut (0028, 0030)⁸² verwendet, das die tatsächliche physikalische Distanz zwischen den Mittelpunkten benachbarter Pixel angibt.

In dem Study Description Attribut (0080, 1030)⁸³ wird die vom Fachkundigen definierte RI aus dem RIS wiedergegeben.

Zur näheren Beschreibung des Datensatzes und besseren Einschätzung der ROI, zum Beispiel durch Angaben in der Patientenakte, hat der Nutzer die Möglichkeit, eine Anmerkung hinzuzufügen. Dadurch können bei der Vermessung direkt in der Anwendung die in der Akte gesammelten Informationen zum jeweiligen Datensatz eingesehen und zur Abschätzung der adaptierten ROI verwendet werden. Ein zusätzliches, externes Dokument für diese Kommentare ist nicht mehr notwendig.

Die genauen Regeln zur Festlegung der adaptierten ROI finden sich ab Seite 37.

Durchmesser und vertikale Werte der ROI werden erst angezeigt, sobald der Nutzer mit den Messflächen interagiert.

Für die axiale Ebene ist die Selektionsfläche kreisförmig, da das Volumen eine zylindrische Form und damit einen kreisförmigen Querschnitt besitzt. Diese runde Auswahl der Grundfläche wurde gewählt, um einer adaptierten ROI zu entsprechen. Auf den Zwischenschritt der polygonalen Auswahl der ROI (dem genauen Umfahren der ROI mit einer Linie) wurde der Einfachheit halber verzichtet.

Die Auswahl lässt sich mit den Interaktions-Elementen zu einer Ellipse verformen, da sich diese Form im Verlauf der Testphase des Programms als einfacherer zum Definieren des Durchmessers des idealen (kreisförmigen) FOV.

Nach Abschluss der elliptischen Auswahl wird der größte Durchmesser derselben genutzt, um eine kreisförmige ROI zu berechnen. Diese überlagert die Auswahl als halb durchsichtige, rote Fläche.

Die Fokus Distanz (FD) beschreibt hier und in den weiteren zwei Ebenen den Abstand des Mittelpunktes der FOV zum Mittelpunkt der ROI.

Hier wurde in der Anwendung mit Absicht auf die Darstellung der Verbindung zwischen den Mittelpunkten der FOV und ROI sowie einer Zahlenangabe während der Messung verzichtet, da sich bei ersten Tests mit der Software herausstellte, dass diese Angaben im direkten Sichtfeld der Nutzenden dazu führen können, die Dimensionen anzupassen und das Ergebnis zu verfälschen.

Analog zur Messung des Durchmessers der axialen Ebene wird nun nur noch die Höhe der zylindrischen ROI ermittelt. Dies geschieht deshalb, da für die sagittale und coronale Ebene die mesio-/distale bzw. oro-/vestibuläre Ausdehnung der ROI bereits mit dem axialen Durchmesser bestimmt wurde.

Obwohl die Vertikale für beide Ebenen festgelegt werden kann, wird am Ende nur die größere der beiden Messungen als Wert exportiert, da die adaptierte ROI nur einen vertikalen Wert besitzen kann. Die individuelle Auswahl der Vertikalen in beiden Ebenen hat sich als sinnvoll erwiesen, da je nach Informationsgehalt die benötigte Höhe in beiden Ebenen variieren kann.

Individuell wird dahingegen wieder die FD erfasst.

Den Abschluss der vollständigen Vermessung und Beschreibung eines Datensatzes bildet der Export in ein Tabellenformat.

Falls nicht bereits vorhanden, wird durch die Betätigung der Export-Schaltfläche eine Tabellendatei erstellt. Dort werden die Werte jedes erfassten Datensatzes in je einer Zeile abgespeichert.

Die statistischen Funktionen von ExRoi erlauben daraufhin eine Analyse und grafische Darstellung der ermittelten Werte.

Die folgenden Abbildungen zeigen und erläutern einen Messvorgang mit „ExRoi“:

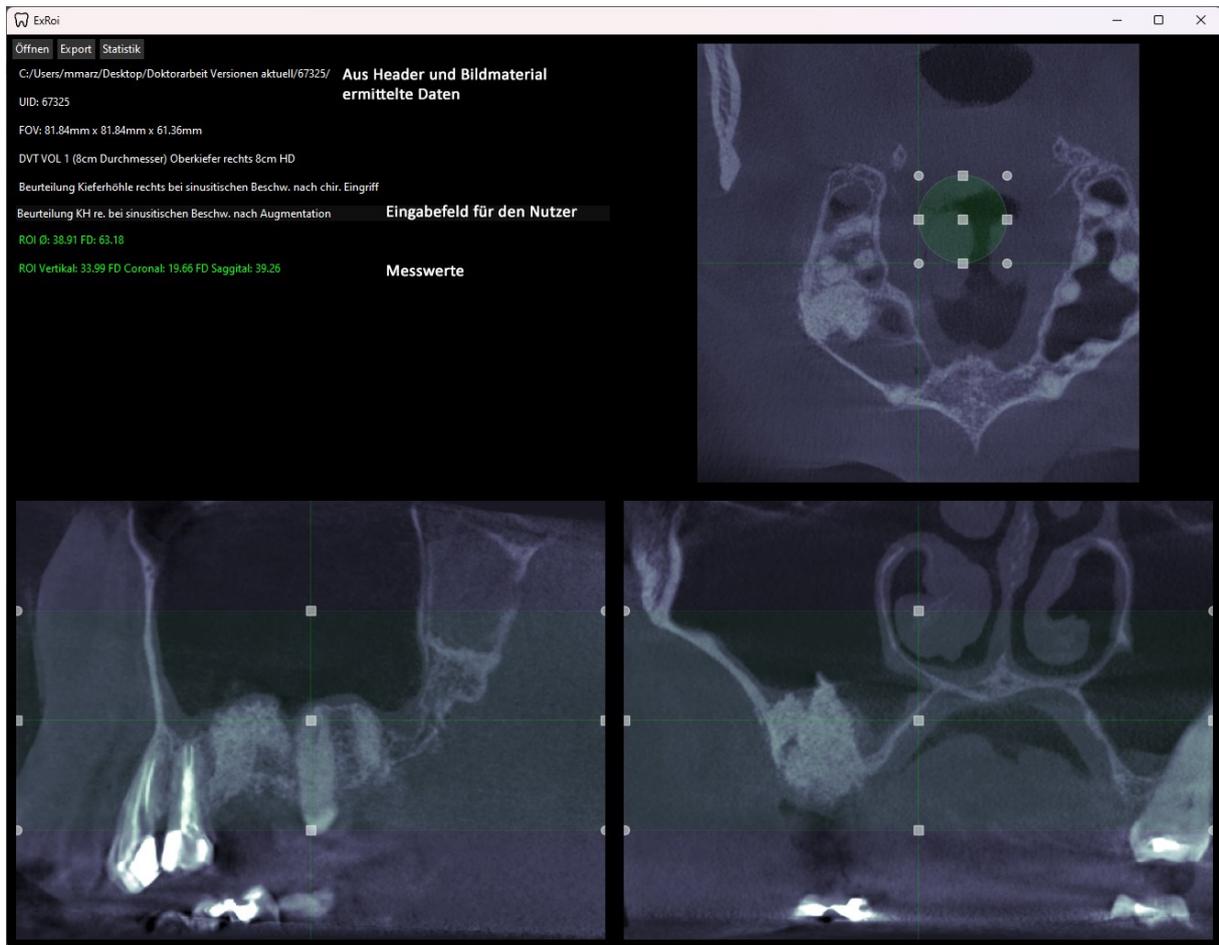


Abbildung 11: Ausgangsdarstellung nach dem Laden eines Datensatzes

Nach dem Laden eines Datensatzes sieht der Nutzer die aus dem Header und dem Bildmaterial ermittelten Daten. Dazu gehören der Dateipfad, die UID, das FOV, sowie die Study Description und die Patient Comments.

Darunter kann optional eine Notiz hinzugefügt werden.

Falls schon Messungen an diesem Datensatz durchgeführt wurden, werden darunter in grün für ROI und FD bereits Werte angezeigt.

Die drei Messfelder (Grün) befinden sich in einer Ausgangsposition auf den Feldern der Ebenen.

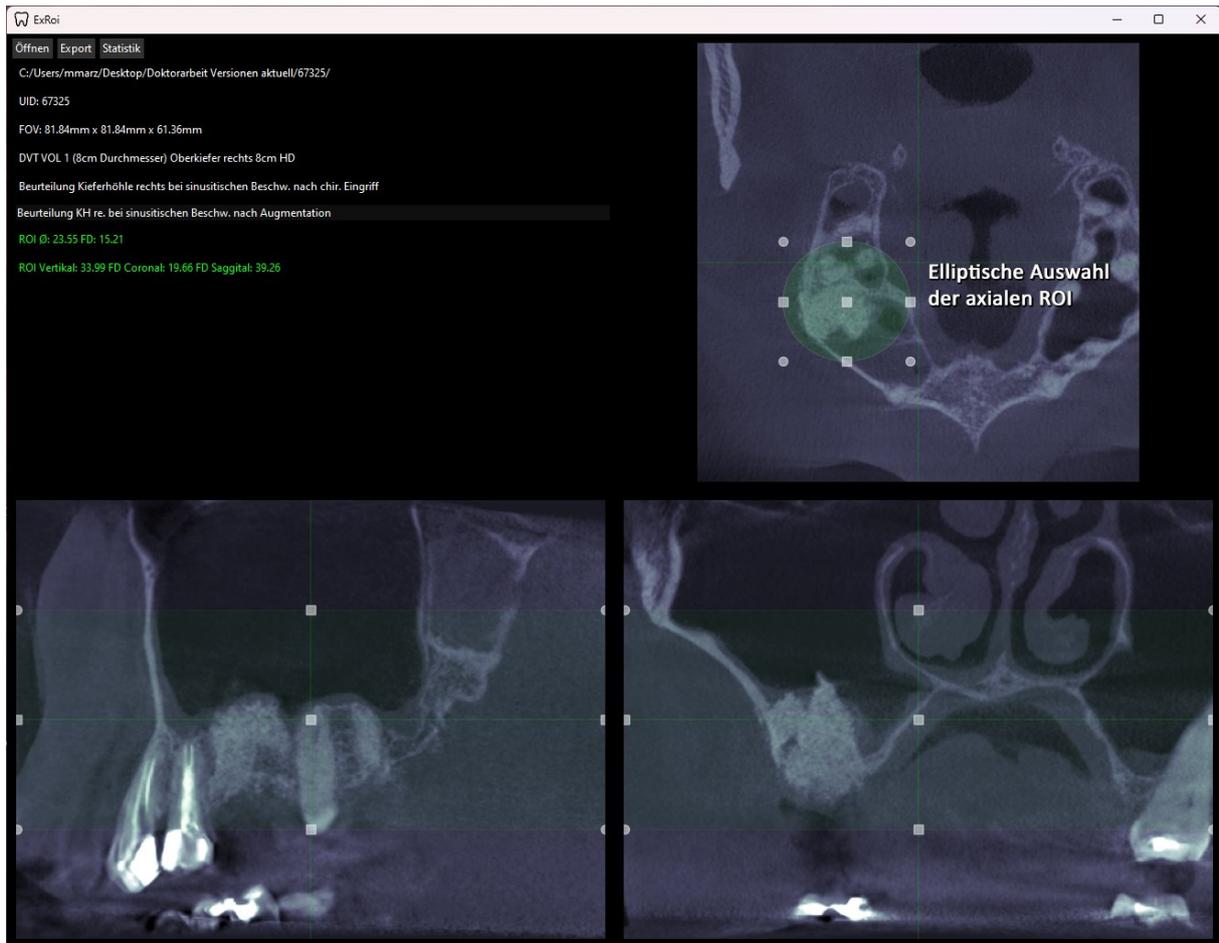


Abbildung 12: Elliptische Auswahl der axialen ROI

Der erste Schritt der Messung ist die Auswahl der axialen ROI mit dem elliptischen Auswahlwerkzeug. Hier wird sowohl der Mittelpunkt als auch der Durchmesser der Grundfläche der späteren adaptierten ROI festgelegt.

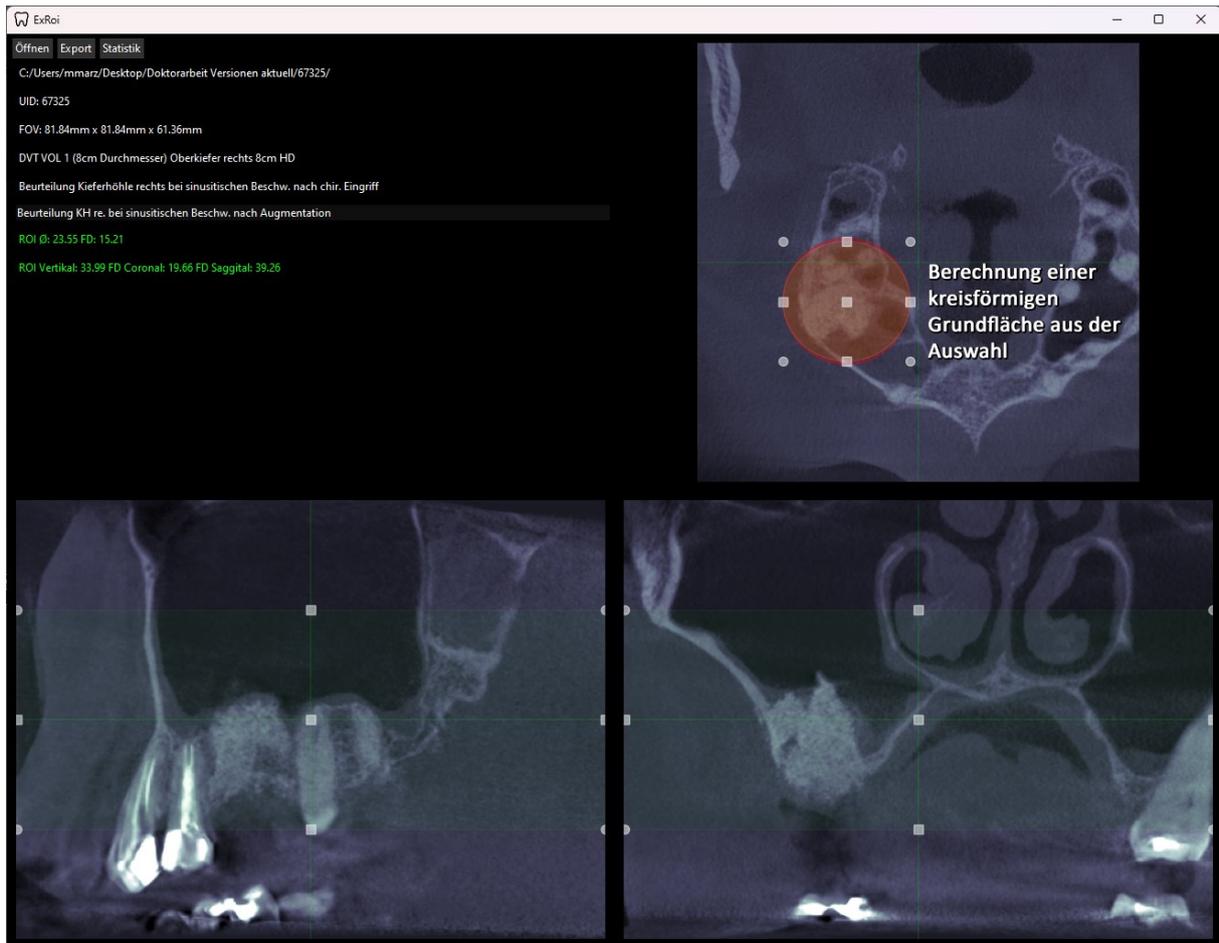


Abbildung 13: Berechnung einer kreisförmigen Grundfläche in der Auswahl

Sobald der Nutzer beginnt durch die Slices zu scrollen, berechnet das Programm die Grundfläche der adaptierten ROI als Kreis und zeigt diese in Rot über der Auswahl an. Die Grundfläche kann weiterhin verändert werden, die Kreisfläche aktualisiert sich automatisch.

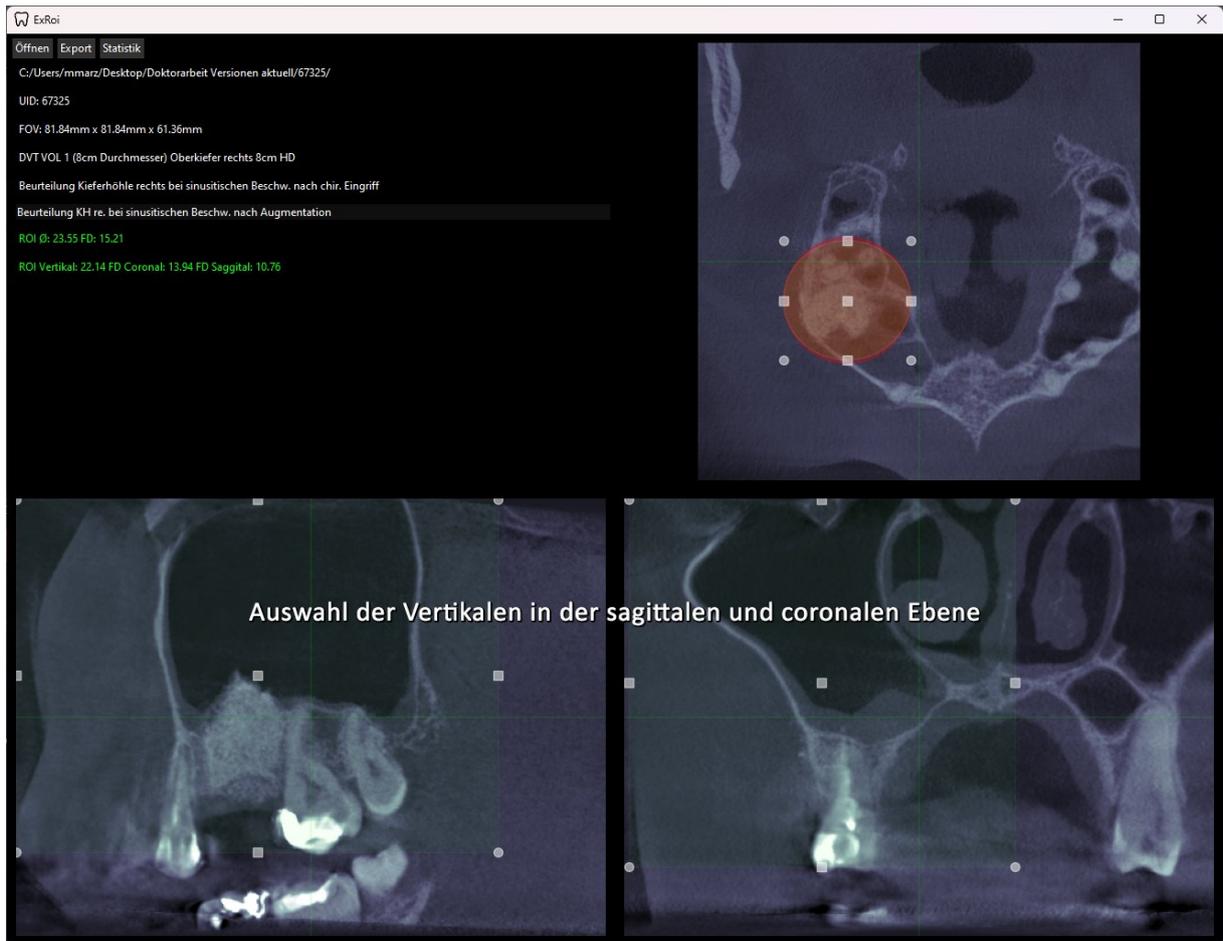


Abbildung 14: Auswahl der Vertikalen in der coronalen und sagittalen Ebene

Nun beginnt die Auswahl der Vertikalen in der coronalen und sagittalen Ebene. Da sich durch unterschiedliche Ansichten manchmal eine unterschiedliche Höhe in beiden Ebenen ergibt, wird nur der höhere Wert als Messwert übernommen.

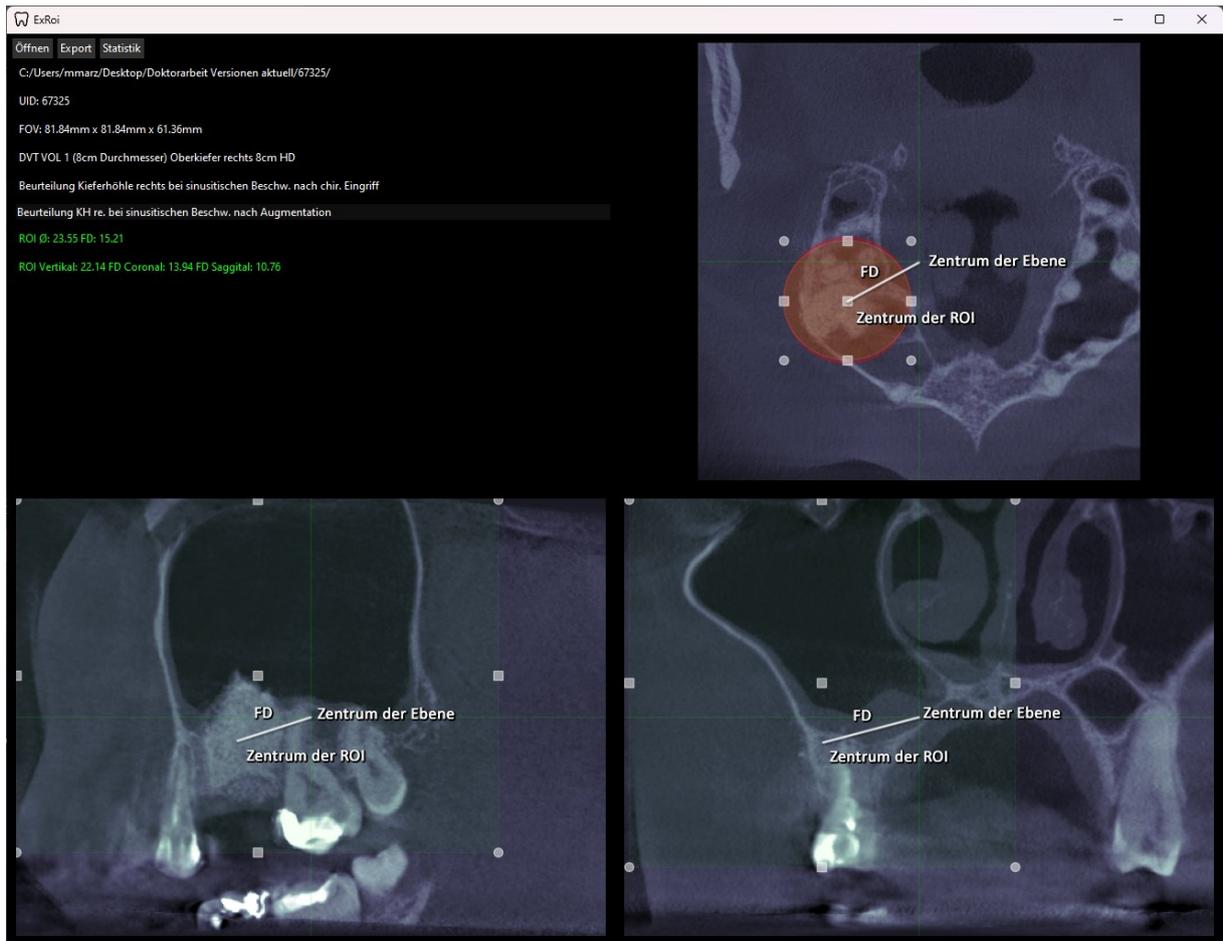


Abbildung 15: Erläuterung des Prinzips der Ermittlung der FD

Die FD wird als Strecke zwischen dem Zentrum der Ebene und dem Zentrum der ROI ermittelt.

Die Zentren liegen hier nicht genau in der Bildmitte, da zur Messung die Bilder verschoben wurden und sich somit der Bildausschnitt geändert hat.

In der Anwendung selbst werden diese Strecken und Beschreibungen nicht gezeigt, um die Übersicht bei der Messung frei von Bildschirmenlementen zu halten. Die ermittelten Werte werden oben links im grünen Text angezeigt.

Die Festlegung der adaptierten ROI anhand der zu untersuchenden Region wird nach folgenden Kriterien durchgeführt:

- Für die Implantatplanung mit Bohrschablone werden die Okklusionsflächen der Zähne des gesamten Kiefers als Auflagefläche miteinbezogen
- Für die Diagnostik einzelner Regionen werden mindestens noch angrenzende Strukturen in der Größenordnung eines Nachbarzahnes miteinbezogen
- Im Oberkiefer-Seitenzahnbereich werden für die Implantatplanung etwa die basalen 10 mm des Sinus Maxillaris, sowie in der Front der Nasenboden und 10 mm der cranial angrenzenden Strukturen ausgewählt
- Im Unterkiefer wird der gesamte Alveolarfortsatz, der Bereich des Mandibularkanals und mindestens die Höhe angrenzender Zähne der in der RI definierten Region miteinbezogen.

Die Anwendung addiert auf diese Werte selbst noch einen Sicherheitsabstand von 5 mm in jeder Richtung, also insgesamt 10 mm auf den Durchmesser und die Höhe. Dies geschieht, um Toleranzen bei der Patienten-Positionierung mit einzukalkulieren.

Zur näheren Erläuterung dienen folgende Beispiele, die bei der Vermessung der Stichprobe zu finden waren:

- a) Im Fokus der ROI sollte ein erster Molar im Unterkiefer im Rahmen der Endodontie-Diagnostik beurteilt werden. Bei der Vermessung der Höhe wurde die distale Höckerspitze des zweiten Molaren miteinbezogen, die durch eine ausgeprägte Spee-Kurve knapp 4 mm über der des ersten Molaren stand.
- b) Die Oberkiefer Prämolaren als letzte Zähne in dieser Zahnreihe sollten beurteilt werden. Die zahnlose Region distal wurde in den Ausmaßen eines Prämolaren miteinbezogen.
- c) Die Region 35 bis 37 sollte beurteilt werden. Hier wurde die Region vom Foramen Mentale bis in den retromolaren Bereich bei der Vermessung ausgewählt.
- d) Zur Beurteilung eines Weisheitszahnes in atypischer und impaktierter horizontaler Lage wurde im Unterkiefer der gesamte Zahn, der Nervenkanal und eine sagittale Ausdehnung von 10 mm miteinbezogen.
- e) Ein palatinal verlagerter Eckzahn stand im Fokus der ROI. Als Zentrum wurde die Schmelz-Zementgrenze des Eckzahnes gewählt. Der Radius wurde von dort bis in die vestibulären Teile der regulär in der Zahnreihe stehenden und nach median bis zur Sutura palatina mediana ausgedehnt.

4.3 Spezielle Methoden

4.3.1 Gewählte Volumina und Aufnahmemodi

Zunächst soll eine Übersicht über gewählte Volumina und angegebene Indikationen der vorliegenden Datensätze erstellt werden.

Der Nutzer hat die Möglichkeit, die Auflösung des Bildmaterials und dadurch die Strahlenbelastung durch Auswahl von SD, LOW oder HD am Gerät zu beeinflussen. Auch dies wird für jede der drei Möglichkeiten der Volumen-Auswahl ausgewertet.

Zusätzlich wird erfasst, ob die vom RIS übermittelte Anforderung zum axialen Durchmesser auch dem des tatsächlichen Datensatzes entspricht, da sich dies während der Messungen als nicht immer übereinstimmend gezeigt hat.

Zur Bezugnahme auf die Dosisflächenprodukte des HD, SD, oder LOW-Modus und zur Bildung eines Quotienten als Mittel zum Vergleich werden die Herstellerangaben zu den jeweiligen Werten aus der Gebrauchsanweisung²⁴ verwendet.

Das Gerät erlaubt unterschiedliche Einstellungen je nach Patientenkonstitution.

Symbol	Patientenkonstitution
	Kind
	Jugendliche(r)/Frau
	Frau/Mann
	Kräftige Menschen

Tabelle 6: Patientensymbole für die Voreinstellungen der Aufnahmeparameter²⁴

Programm: VOL1 SD				
kV/mA	85/7	85/7	85/10	85/13
Effektivstrahlzeit	3,3s	5,1s	5,1s	5,1s
Dosisflächenprodukt (mGy cm^2) bei ganzem Volumen \varnothing 8 cm x 8 cm	203	338	479	617
Dosisflächenprodukt (mGy cm^2) bei Kollimierung auf \varnothing 8 cm x 5,5 cm	142	236	334	429
Programm: VOL1 HD				
kV/mA	85/4	85/5	85/6	85/7
Effektivstrahlzeit	14,4s	14,4s	14,4s	14,4s
Dosisflächenprodukt (mGy cm^2) bei ganzem Volumen \varnothing 8 cm x 8 cm	620	781	931	1088
Dosisflächenprodukt (mGy cm^2) bei Kollimierung auf \varnothing 8 cm x 5,5 cm	431	543	648	757
Programm: VOL1 Low				
kV/mA	85/6	85/7	85/10	85/13
Effektivstrahlzeit	2,2s	2,2s	2,2s	2,2s
Dosisflächenprodukt (mGy cm^2) bei ganzem Volumen \varnothing 8 cm x 8 cm	41	48	67	86
Dosisflächenprodukt (mGy cm^2) bei Kollimierung auf \varnothing 8 cm x 5,5 cm	28	33	47	60

Tabelle 7: Spannung, Stromstärke, Strahlzeit und Dosisflächenprodukt der verschiedenen Modi von VOL1²⁴

Programm: VOL2 SD				
kV/mA	85/7	85/7	85/10	85/13
Effektivstrahlzeit	3,2s	5,0s	5,0s	5,0s
Dosisflächenprodukt (mGy cm^2) bei ganzem Volumen \varnothing 5 cm x 5,5 cm	91	151	214	275
Programm: VOL2 HD				
kV/mA	85/4	85/5	85/6	85/7
Effektivstrahlzeit	14,1s	14,1s	14,1s	14,1s
Dosisflächenprodukt (mGy cm^2) bei ganzem Volumen \varnothing 5 cm x 5,5 cm	277	348	415	485
Programm: VOL2 Low				
kV/mA	85/6	85/7	85/10	85/13
Effektivstrahlzeit	2,2s	2,2s	2,2s	2,2s
Dosisflächenprodukt (mGy cm^2) bei ganzem Volumen \varnothing 5 cm x 5,5 cm	18	21	30	38

Tabelle 8: Spannung, Stromstärke, Strahlzeit und Dosisflächenprodukt der verschiedenen Modi von VOL2²⁴

Programm: VOL3 SD				
kV/mA	85/7	85/7	85/10	85/13
Effektivstrahlzeit	3,3s	5,1s	5,1s	5,1s
Dosisflächenprodukt (mGycm ²) bei ganzem Volumen Ø 11 cm x 10 cm	331	551	781	1005
Dosisflächenprodukt (mGycm ²) bei Kollimierung auf Ø 11 cm x OK 7,5 cm / UK 8 cm	254	422	598	769
Programm: VOL3 HD				
kV/mA	85/4	85/5	85/6	85/7
Effektivstrahlzeit	14,4s	14,4s	14,4s	14,4s
Dosisflächenprodukt (mGycm ²) bei ganzem Volumen Ø 11 cm x 10 cm	1009	1271	1515	1771
Dosisflächenprodukt (mGycm ²) bei Kollimierung auf Ø 11 cm x OK 7,5 cm / UK 8 cm	773	973	1160	1356
Programm: VOL3 Low				
kV/mA	85/6	85/7	85/10	85/13
Effektivstrahlzeit	2,2s	2,2s	2,2s	2,2s
Dosisflächenprodukt (mGycm ²) bei ganzem Volumen Ø 11 cm x 10 cm	67	77	119	140
Dosisflächenprodukt (mGycm ²) bei Kollimierung auf Ø 11 cm x OK 7,5 cm / UK 8 cm	51	59	83	107

Tabelle 9: Spannung, Stromstärke, Strahlzeit und Dosisflächenprodukt der verschiedenen Modi von VOL3²⁴

4.3.2 Ausgewählte Indikationen

Zur Beschreibung der vorliegenden Datensätze, werden die Indikationen in Gruppen eingeteilt. Da auch mehrere Indikationen möglich sind (zum Beispiel Beurteilung vor Extraktion und Implantat Planung), werden diese als jeweils zwei unterschiedliche Fälle betrachtet, weswegen hier in der absoluten Menge die Größe der Stichprobe überschritten und daher nur die relative Verteilung betrachtet wird.

4.3.3 Vergleich FOV und ROI

Mit Hilfe der ermittelten Maße des Datensatzes und der Messwerte können nun Vergleichswerte erstellt werden. Zunächst werden die sich durch die unterschiedlichen Durchmesser ergebenden Unterschiede von FOV und ROI ermittelt.

Anschließend wird zunächst nur der Durchmesser eines anhand der ROI ermittelten „idealen FOV“ für die drei möglichen Durchmessereinstellungen betrachtet. Als nächster Schritt wird die absolute Differenz in Millimetern bestimmt, indem die gemessene adaptierte ROI von dem aus dem Datensatz ermittelten, axialen tatsächlichen FOV-Durchmesser abgezogen wird.

Um diese Differenz unter Berücksichtigung des jeweiligen Volumendurchmessers in einem relativen Bezug darzustellen, wird als letzter Schritt der durch die adaptierte ROI abgedeckte axiale Durchmesser in Prozent angegeben.

Ähnlich wird mit der Vertikalen verfahren: Der höhere sagittal bzw. transversal gemessene Wert wird für jede der drei Volumen-Optionen mit einem Sicherheitsabstand von 5 mm in jede Richtung betrachtet.

Auch hier lässt sich daraufhin wieder eine absolute Differenz in Millimetern errechnen. Die Umrechnung, wieviel Prozent der Höhe der FOV durch die ROI genutzt werden, setzt die beiden Werte in relativen Bezug zueinander.

4.3.4 Bestimmung der Differenzen der Zentren von ROI und FOV

Um zu ermitteln, welche Abweichungen sich zwischen ROI und dem ausgewählten FOV ergeben, wird die Fokus-Distanz für jede der drei Ebenen gemessen.

Hierfür berechnet ExRoi die Differenz der Koordinaten der Mittelpunkte von FOV von ROI und bildet so eine Strecke mit der Formel:

$$d = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2}$$

Formel 1: Berechnung der Länge einer Strecke aus den Differenzen der Koordinaten ihrer Endpunkte

[d] steht hier exemplarisch für die Bezeichnung einer Strecke.

4.3.5 Statistische Methodik

Die erhobenen Daten werden deskriptiv ausgewertet und mit Hilfe von Diagrammen illustriert. Quantitative Zielgrößen werden mit Mittelwerten, Standardabweichungen, Median-Werten, Interquartilabständen, sowie Minima beziehungsweise Maxima und nominalen Zielgrößen über absolute und relative Häufigkeiten erfasst. Zusätzlich werden gegebenenfalls Konfidenzintervalle berechnet.

Mit Hilfe des Shapiro-Wilk Signifikanztestes wird ermittelt, ob die verschiedenen vorliegenden Messwerte einer Normalverteilung unterliegen.

Hierbei zeigt sich, dass keine der Messreihen normalverteilte Werte hat, da die resultierten p-Werte das für diesen Test festgelegte Signifikanzniveau von 0,05 unterschreiten.

Folglich wird nun der nicht parametrische, einseitige Wilcoxon-Matched-Pairs-Test zum Vergleich von FOV und adaptierter ROI für den Durchmesser, die Höhe und die Fokus-Distanz genutzt, bzw. der einseitige Wilcoxon-Signed-Rank-Test für die Differenz-Werte.

Für alle Tests wird ein Signifikanzniveau α von 5% festgelegt.

5.2 Angeforderte Volumina

Die Verteilung der angeforderten Volumina stellt sich folgendermaßen dar:

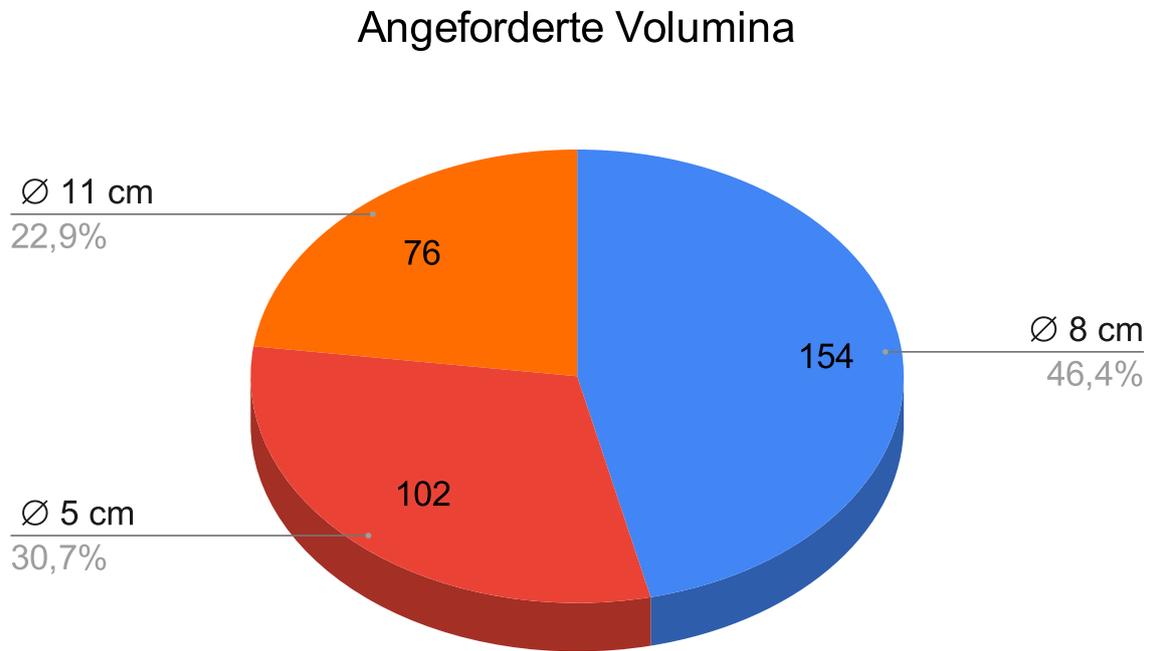


Abbildung 17: Übersicht der angeforderten Volumina, n= 332

Der Vergleich der angeforderten mit den tatsächlich durchgeführten FOV ergab unterschiedliche Werte bei den drei Volumengrößen. Die meisten Datensätze wichen in dieser Hinsicht beim 5 cm-Volumen ab.

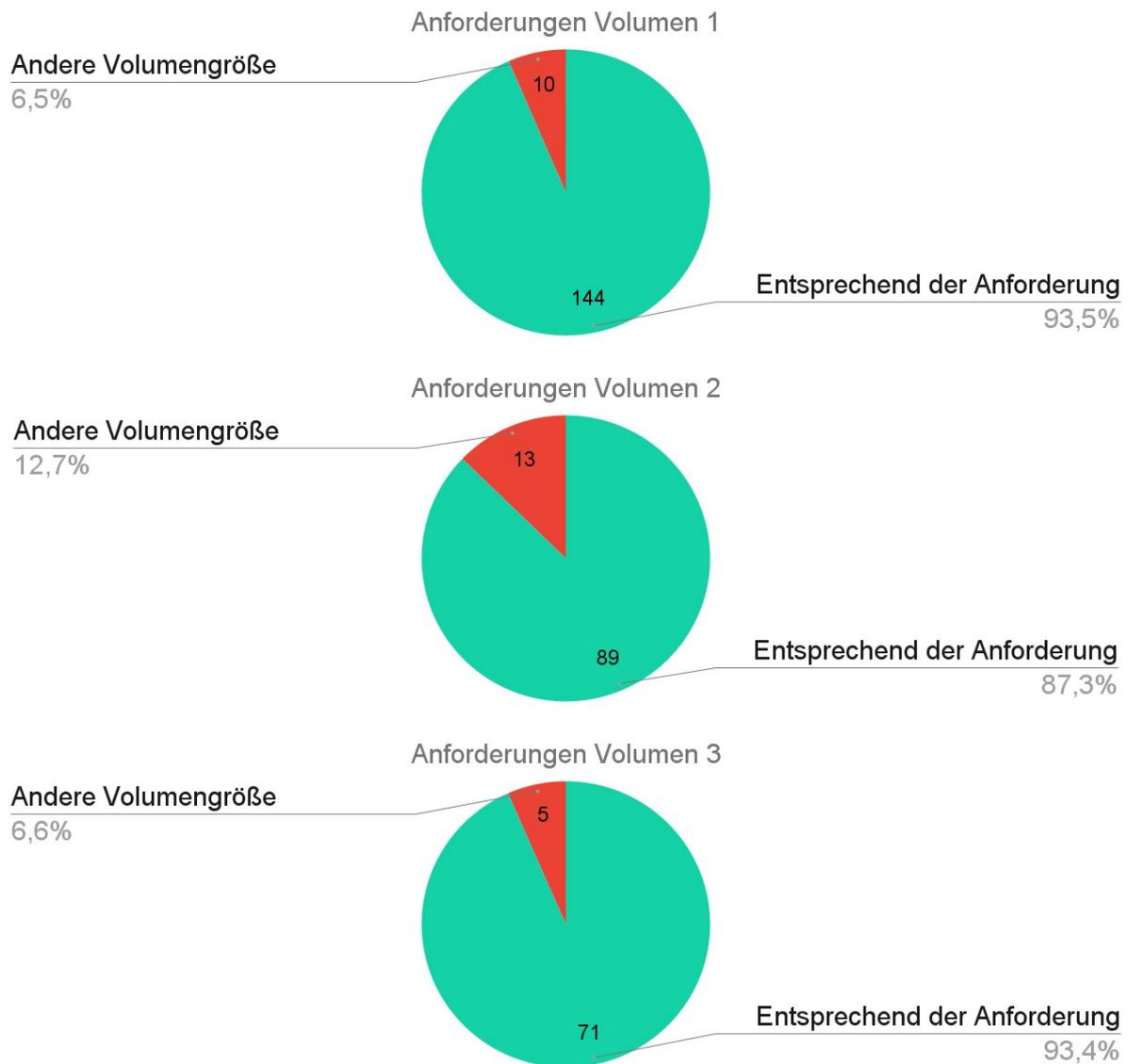


Abbildung 18: Darstellung der Diskrepanz zwischen Anforderung und tatsächlichem axialen Durchmesser für die 3 Volumina

Hierbei sind für das VOL1 6 mal die größere und 4 mal die kleinere Einstellung gewählt worden. Insgesamt wurde in 19 Fällen ein größeres Volumen erstellt, als in der Anforderung beschrieben.

Nun werden die einzelnen Volumina hinsichtlich ihres Zentrums des FOV und der verwendeten Auflösung betrachtet:

Angeforderter Modus und Zentrum des FOV	Anzahl der Datensätze	Prozentualer Anteil der 154 Volumina
OK Mitte HD	42	27.27 %
UK Mitte HD	22	14.29 %
OK links HD	19	12.34 %
OK rechts HD	15	9.74 %
UK links HD	15	9.74 %
UK rechts HD	8	5.19 %
Links HD	6	3.90 %
OK anterior HD	4	2.60 %
Rechts HD	3	1.95 %
UK links LOW	2	1.30 %
UK links HD	2	1.30 %
OK links SD	2	1.30 %
UK rechts HD	2	1.30 %
OK Mitte LOW	2	1.30 %
Kiefergelenk rechts HD	1	0.65 %
Kiefergelenk links SD	1	0.65 %
UK anterior HD	1	0.65 %
OK rechts LOW	1	0.65 %
OK rechts HD	1	0.65 %
OK anterior LOW	1	0.65 %
UK Kiefergelenk Mitte	1	0.65 %
OK rechts SD	1	0.65 %
UK-Kiefergelenk rechts	1	0.65 %
Links SD	1	0.65 %

Tabelle 10: Übersicht der 154 Volumina mit 8cm Durchmesser

Für das VOL1 bestehen insgesamt folgende Einstellmöglichkeiten:

3x (Oberkiefer, Unterkiefer, Ober- und Unterkiefer)

4x (anterior, posterior, Kiefergelenk rechts, Kiefergelenk links)

3x (Rechts, Links, Mitte)

3x (SD, LOW, HD)

Die Anwahl der Kiefergelenke ist sowohl mit Unter- als auch Oberkiefer und mit beiden Kiefern gleichzeitig möglich. Die Anteriore Auswahl ist nicht mit „Links“ oder „Rechts“ kombinierbar. So ergeben sich insgesamt 90 Möglichkeiten, von denen 29 in der vorliegenden Stichprobe genutzt wurden.

Etwa 20% der 8cm-Volumina wurden verwendet, um den Oberkiefer in der HD-Auflösung darzustellen, jeweils 10%, um den Unterkieferanterior median, den Unterkiefer links und rechts, sowie den Oberkiefer links und rechts abzubilden.

Das Kiefergelenk wurde nicht als sagittale Volumenlage angefordert.

Außerdem wurde hauptsächlich die HD-Auflösung verwendet.

Höheneinstellung	Anzahl der Datensätze	Prozentualer Anteil der 76 Volumina
5.5 cm	113	73.38 %
8.0 cm	41	26.62 %

Tabelle 11: Übersicht der gewählten Höheneinstellungen für ein FOV von 8 cm Durchmesser

Hier wurde in den meisten Fällen die kleinere vertikale Einstellung von 5.5 cm gewählt.

Angeforderter Modus und Zentrum des FOV	Anzahl der Datensätze	Prozentualer Anteil der 102 Volumina
OK Front HD	33	32,35 %
OK Molar rechts HD	14	13.72 %
OK Molar links HD	10	9.80 %
UK Molar links HD	8	7.84 %
UK Molar rechts HD	6	5.88 %
OK Prämolarm links HD	6	5.88 %
OK Prämolarm rechts HD	5	4.90 %
UK Prämolarm rechts HD	5	4.90 %
UK Molar links HD	4	3.92 %
UK Front HD	3	2.94 %
OK Prämolarm links HD	2	1.96 %
UK Prämolarm links HD	2	1.96 %
UK Prämolarm links SD	1	0.98 %
UK Molar rechts SD	1	0.98 %
OK Front SD	1	0.98 %
OK Prämolarm rechts HD	1	0.98 %

Tabelle 12: Übersicht der 102 Volumina mit 5cm Durchmesser

Für das VOL2 bestehen insgesamt folgende Einstellmöglichkeiten:

2x (Oberkiefer, Unterkiefer)

3x (Prämolarm, Molar, Front)

3x (Rechts, Links, Mitte)

3x (SD, LOW, HD)

Hier muss in Betracht gezogen werden, dass für die Front nicht „Links“ oder „Rechts“ gewählt werden kann. Für (Prä-) Molaren kann nicht „Mitte“ ausgewählt werden.

So ergeben sich insgesamt 30 Kombinationsmöglichkeiten

16 dieser Kombinationen wurden in der vorliegenden Stichprobe genutzt.

Bei den Volumina mit 5 cm Durchmesser stehen vor allem die Frontaufnahmen des Oberkiefers im Fokus. Insgesamt fast 30% machen hier die Optionen „OK Front Mitte“ und „OK-Front“ zusammen aus.

Die übrigen FOV-Zentren sind gleichmäßig verteilt. Auch hier fällt wieder eine geringe Nutzung der SD-Auflösung auf. LOW wurde nicht verwendet.

Angeforderter Modus und Rotationspunkt	Anzahl der Datensätze	Prozentualer Anteil der 102 Volumina
Anterior OK + UK HD	83	96.05%
Posterior OK HD	1	1.32%
Posterior OK+UK LOW	1	1.32%
Anterior OK+UK SD	1	1,32%

Tabelle 13: Übersicht der 76 Volumina mit 11 cm Durchmesser

Für das VOL3 bestehen insgesamt:

4x (anterior, posterior, Kiefergelenk rechts, Kiefergelenk links)

3x (OK, UK, OK+UK)

3x (SD, LOW, HD)

Dies ergibt 36 verschiedene Kombinationsmöglichkeiten, wenn in Betracht gezogen wird, dass die Kiefergelenk Optionen auch die Auswahl des Oberkiefers oder Ober- und Unterkiefer erlauben.

5 dieser Kombinationen wurden in der vorliegenden Stichprobe genutzt.

Im Folgenden sollen nun die gewählten Höheneinstellungen betrachtet werden:

Höheneinstellung	Anzahl der Datensätze	Prozentualer Anteil der 76 Volumina
7.5 cm	50	65.80 %
10.0 cm	17	22.37 %
8.0 cm	9	11.84 %

Tabelle 14: Übersicht der gewählten Höheneinstellungen für ein FOV von 11 cm Durchmesser

Die geringste wählbare Höhe von 7.5 cm wurde hier am häufigsten gewählt, obwohl die meisten Anforderungen den gesamten Ober- und Unterkiefer erfassen sollten.

Auflösungsmodi

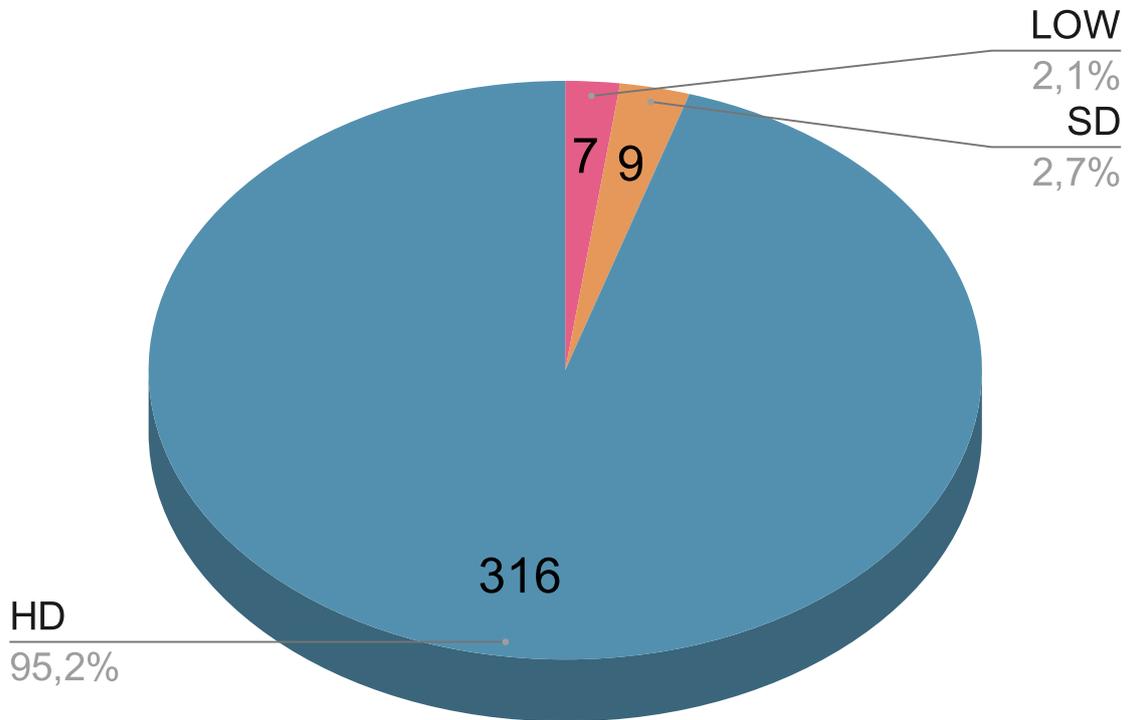


Abbildung 19: Übersicht Verwendung Auflösungsmodi

Insgesamt wurden rund 95% der Aufnahmen im HD-Modus erstellt. Sieben Mal wurde ein LOW, neun Mal ein SD-Volumen verwendet.

Diese verteilen sich auf die einzelnen Volumina wie folgt:

Axialer Durchmesser	LOW	SD
80 mm	6	5
50 mm	0	3
110 mmm	1	1

Tabelle 15: Verwendung der SD und LOW-Modi

Jeweils etwa 4% der Aufnahmen mit 8cm Durchmesser sind LOW oder SD-Aufnahmen.

3% der Aufnahmen mit 5cm Durchmesser sind SD-Aufnahmen, es gibt hier keine Aufnahmen mit LOW-Auflösung.

Jeweils 1% der Aufnahmen mit 11cm Durchmesser sind LOW- und SD-Aufnahmen.

5.3 Vergleich des axialen Durchmessers von adaptierter ROI und FOV

Zur weiteren Veranschaulichung werden die Ergebnisse nun grafisch und in Tabellen dargestellt und beschrieben.

In allen folgenden Tabellen steht „n“ für die Größe der Stichprobe, „p“ beschreibt den p-Wert, „M“ den Mittelwert in Millimetern, „X“ den Median in Millimetern, „s“ die Standardabweichung in Millimetern, „KI“ das Konfidenzintervall für den Mittelwert in Millimetern und „IQR“ den Interquartilabstand.

Für alle Tests wurde das Signifikanzniveau von $\alpha = 5\%$ festgelegt.

Der p-Wert wird für die Differenz-Messungen mit dem nicht parametrischen Wilcoxon-Matched-Pairs-Test bestimmt, da sich bei der Anwendung des Shapiro-Wilk-Tests auf Normalverteilung alle Wertereihen als nicht normalverteilt gezeigt haben.

Trotz der geringen Aussagekraft von Standardabweichung und Mittelwert bei nicht normalverteilten Werten werden diese hier der Vollständigkeit halber dokumentiert.

Abweichende Maßeinheiten werden direkt in der Tabelle definiert. Alle Endwerte sind auf zwei Dezimalstellen oder weniger gerundet.

Programmbedingt werden in den Tabellen Punkte zur Abtrennung der Dezimalstellen verwendet.

Zur grafischen Darstellung der Ergebnisse werden Boxplot-Diagramme verwendet. Diese eignen sich für Messreihen mit möglichen Ausreißern und zur Einschätzung von Werteverchiebungen. Dazu lässt sich die Werteverteilung in Perzentilen betrachten.

5.3.1 Vergleich von adaptierter ROI und FOV in der Transversalen

Zunächst wird nur der von der ROI benötigte Durchmesser im Sinne eines idealisierten FOV betrachtet.

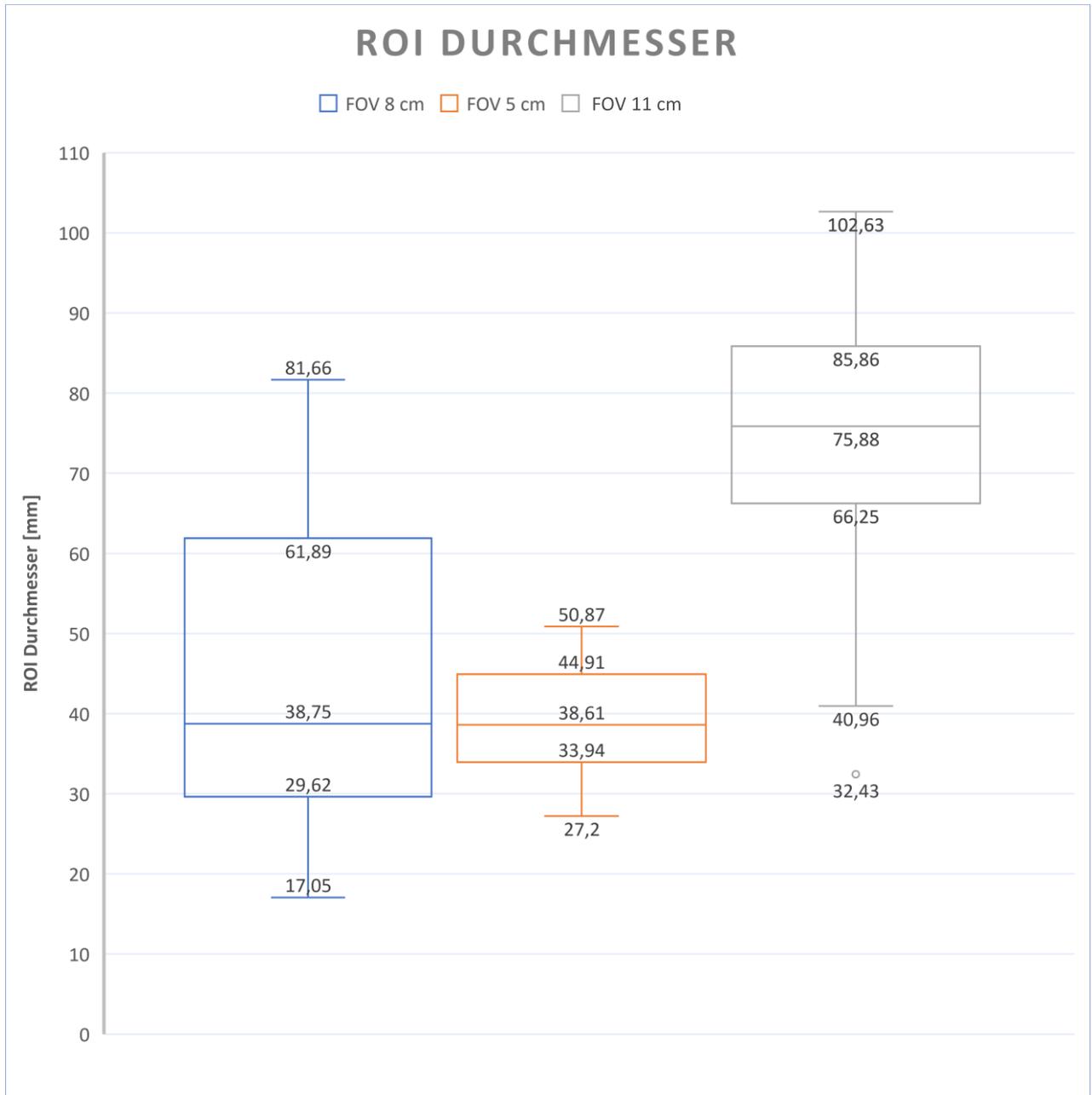


Abbildung 20: ROI-Durchmesser [mm]

Variable	n	p	M	s	X	KI	IQR
ROI-Durchmesser Axial FOV 8cm	154	-	44.83	18.11	38.75	[41.98, 47.68]	32.27
ROI-Durchmesser Axial FOV 5cm	102	-	39.26	8.26	38.61	[37.66, 40.86]	10.97
ROI-Durchmesser Axial FOV 11cm	67	-	76.03	13.81	75.88	[72.94, 79.12]	19.61

Tabelle 16: ROI-Durchmesser [mm]

5.3.2 Differenzen der Durchmesser von ROI und FOV in mm

Nun werden gemessener ROI und tatsächlicher FOV-Wert in Bezug gesetzt und ihre absolute Differenz in Millimetern beurteilt.

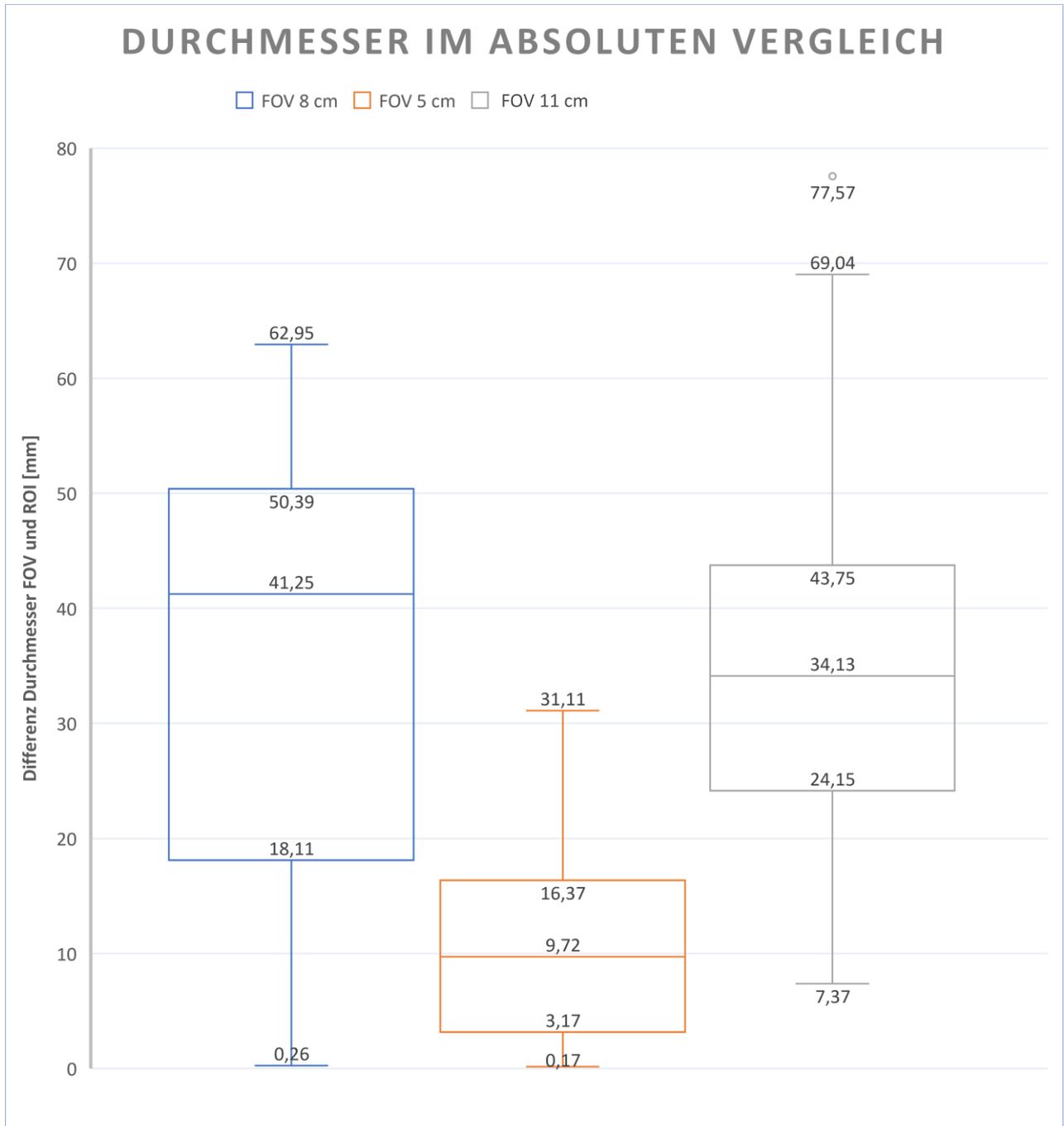


Abbildung 21: Differenz Durchmesser [mm]

Variable	n	p	M	s	X	KI	IQR
ROI-Durchmesser Axial FOV 8cm	154	0.03	35.2	18.05	41.25	[32.36, 38.04]	32.28
ROI-Durchmesser Axial FOV 5cm	102	0.01	10.79	8.21	9.72	[9.21, 12.37]	13.2
ROI-Durchmesser Axial FOV 11cm	67	0.02	33.97	13.81	34.13	[30.88, 37.06]	19.6

Tabelle 17: Differenz Durchmesser [mm]

5.3.3 Differenz der ROI und FOV im relativen Vergleich

Um die soeben erläuterten Werte in relativen Bezug zu setzen, wird nun dargestellt, wie viel Prozent der FOV durch die ROI „genutzt“ werden.

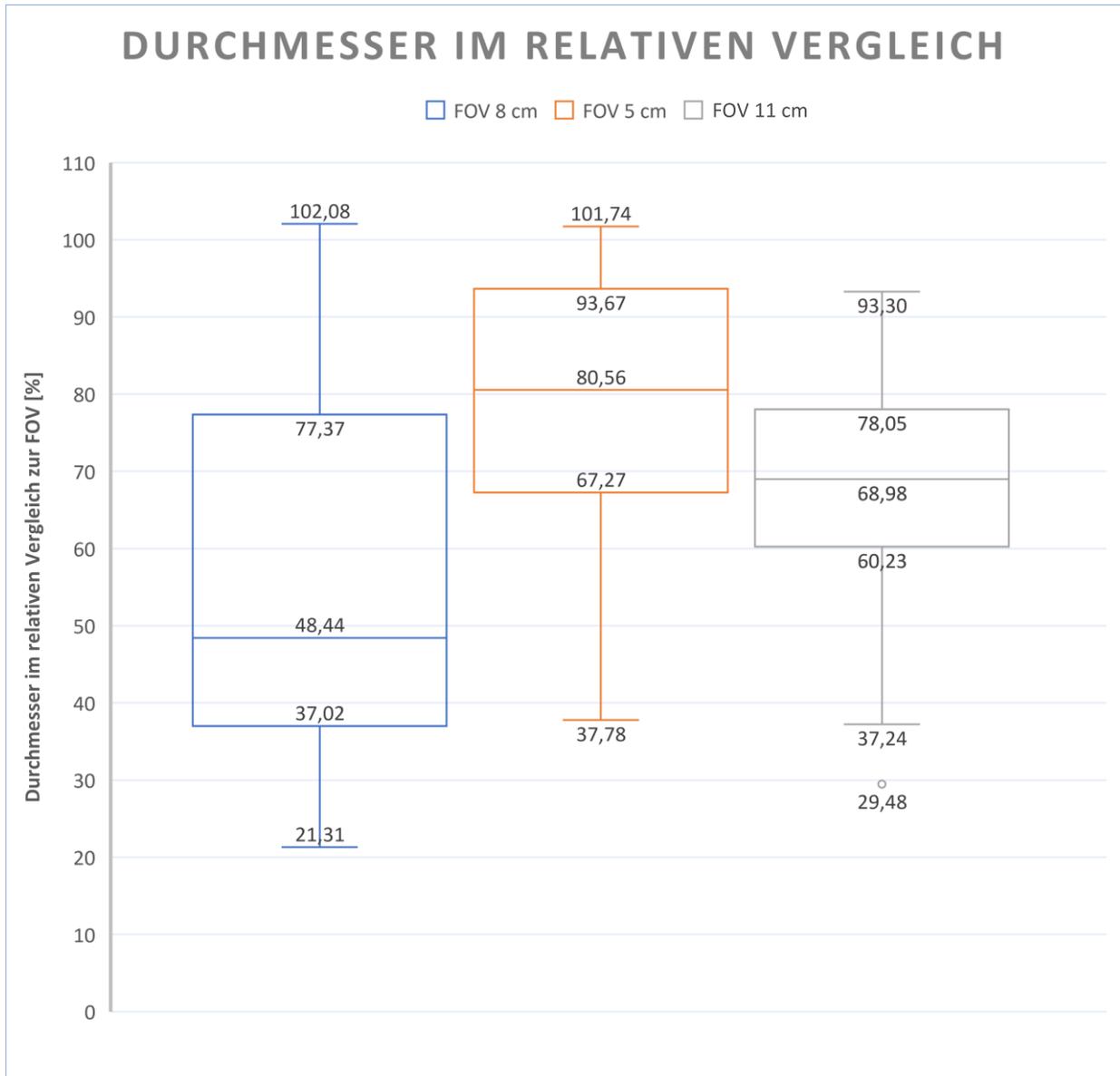


Abbildung 22: Differenz der ROI und FOV im relativen Vergleich [%]

Variable	n	p	M	s	X	KI	IQR
Durch ROI genutzter axialer Durchmesser [%] FOV 8cm	154	0.03	56.04	22.64	48.44	[52.48, 59.6]	40.35
Durch ROI genutzter axialer Durchmesser [%] FOV 5cm	102	0.01	78.52	16.52	80.56	[75.33, 81.71]	26.4
Durch ROI genutzter axialer Durchmesser [%] FOV 11cm	67	0.02	69.12	12.55	68.98	[66.31, 71.93]	17.82

Tabelle 18: Durch ROI genutzter Durchmesser der FOV [%]

Die Daten ergeben, dass in der transversalen Ausdehnung immer die gesamte ROI erfasst wird.

5.4 Vergleich der vertikalen Ausdehnung von adaptierter ROI und FOV

Im Folgenden wird die Höhe der ROI im Vergleich zur FOV betrachtet. Auch hier wird nicht die genaue dem Nutzer am Gerät angezeigte Höhe des FOV erreicht, sondern meist einige Millimeter mehr.

5.4.1. Höhe der ROI

Zunächst wird die reine Höhe der ROI der einzelnen Volumina untersucht.

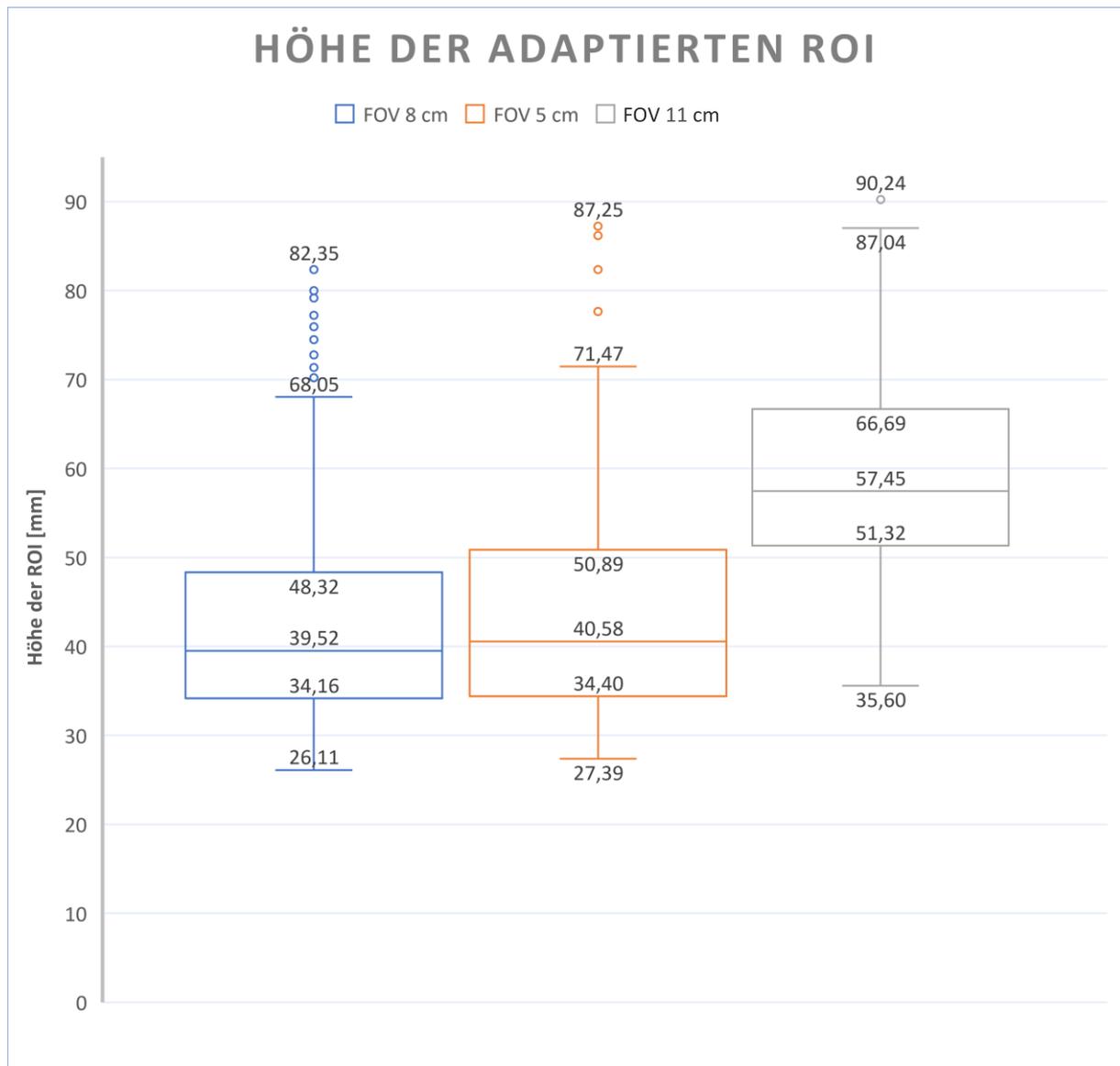


Abbildung 23: ROI Vertikal [mm]

Variable	n	p	M	s	X	KI	IQR
ROI Höhe FOV 8cm	154	-	44.28	16.32	39.52	[41.72, 46.84]	14.16
ROI Höhe FOV 5cm	102	-	43.82	17.1	40.58	[40.52, 47.12]	16.49
ROI Höhe FOV 11cm	67	-	59.34	13.98	57.45	[56.21, 62.47]	15.37

Tabelle 19: ROI Vertikal [mm]

5.4.2. Absolute vertikale Differenz zwischen ROI und FOV

Durch die verschiedenen Auswahlmöglichkeiten für die Vertikale (beim VOL 1 5,5 bzw. 8 cm, beim VOL 3 7,5, 8 und 10 cm) lässt sich die Kongruenz mit den reinen Höhe-Werten der ROI nicht vollständig beurteilen. Mehr Aussagekraft hat der hier ermittelte Differenz-Wert zwischen ROI und FOV.

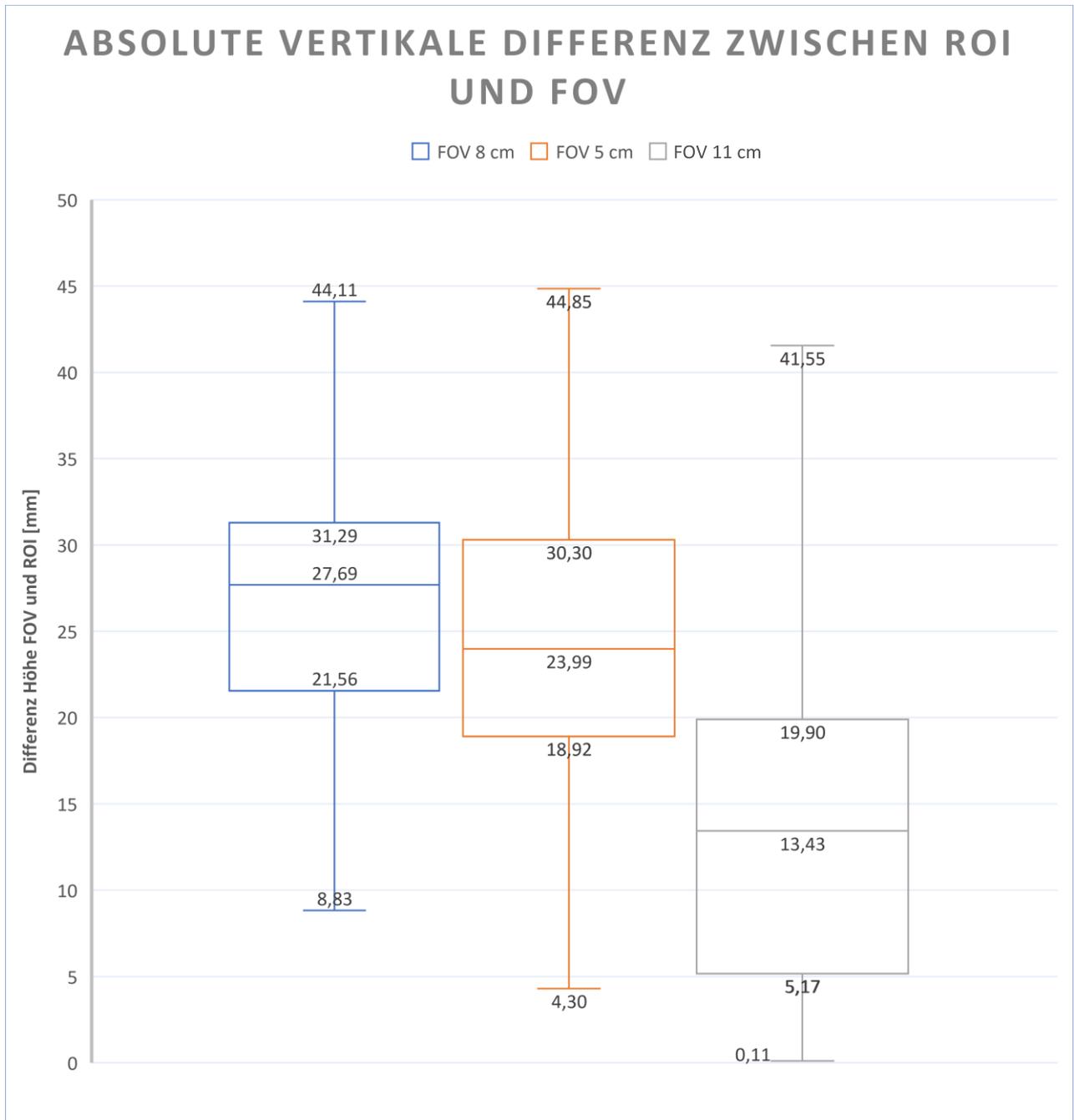


Abbildung 24: Differenz Vertikal [mm]

Variable	n	p	M	s	X	KI	IQR
Vertikale Differenz FOV 8cm	154	0.03	26.48	11.54	27.69	[24.67, 28.29]	9.73
Vertikale Differenz FOV 5cm	102	0.01	17.34	10.31	23.99	[15.35, 19.33]	11.38
Vertikale Differenz FOV 11cm	67	0.02	13.72	9.87	13.43	[11.51, 15.93]	14.73

Tabelle 20: Differenz Vertikal [mm]

5.4.3. Relative vertikale Differenz zwischen ROI und FOV

Abschließend wird betrachtet, wie viel Prozent der FOV durch die ROI in der Vertikalen genutzt werden.

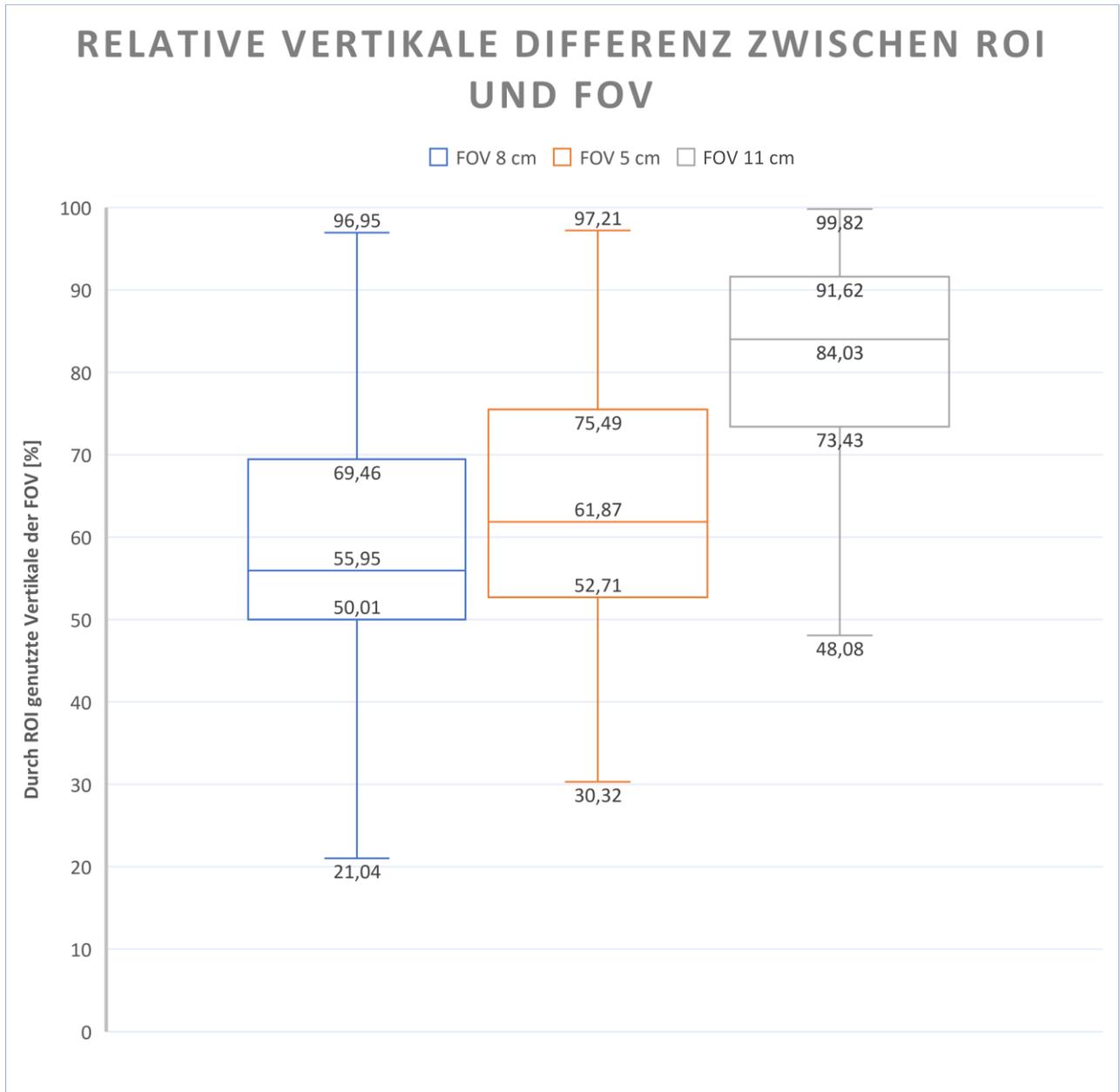


Abbildung 25: Durch ROI genutzte Vertikale der FOV [%]

Variable	n	p	M	s	X	KI	IQR
Durch ROI genutzte Vertikale [%] FOV 8cm	154	0.03	58.76	14.04	55.94	[56.55, 60.97]	19.45
Durch ROI genutzte Vertikale [%] FOV 5cm	102	0.01	64.47	13.63	61.86	[61.84, 67.1]	22.78
Durch ROI genutzte Vertikale [%] FOV 11cm	67	0.02	81.87	12.29	84.03	[79.12, 84.62]	18.19

Tabelle 21: Durch ROI genutzte Vertikale der FOV [%]

Die Daten ergeben, dass in der vertikalen Ausdehnung immer die gesamte ROI erfasst wird.

5.5 Fokusdistanz in drei Ebenen

Im Folgenden wird in allen drei Ebenen dargestellt, wie groß die Distanz zwischen den Zentren von FOV und ROI.

5.5.1 Axiale Fokus Distanz

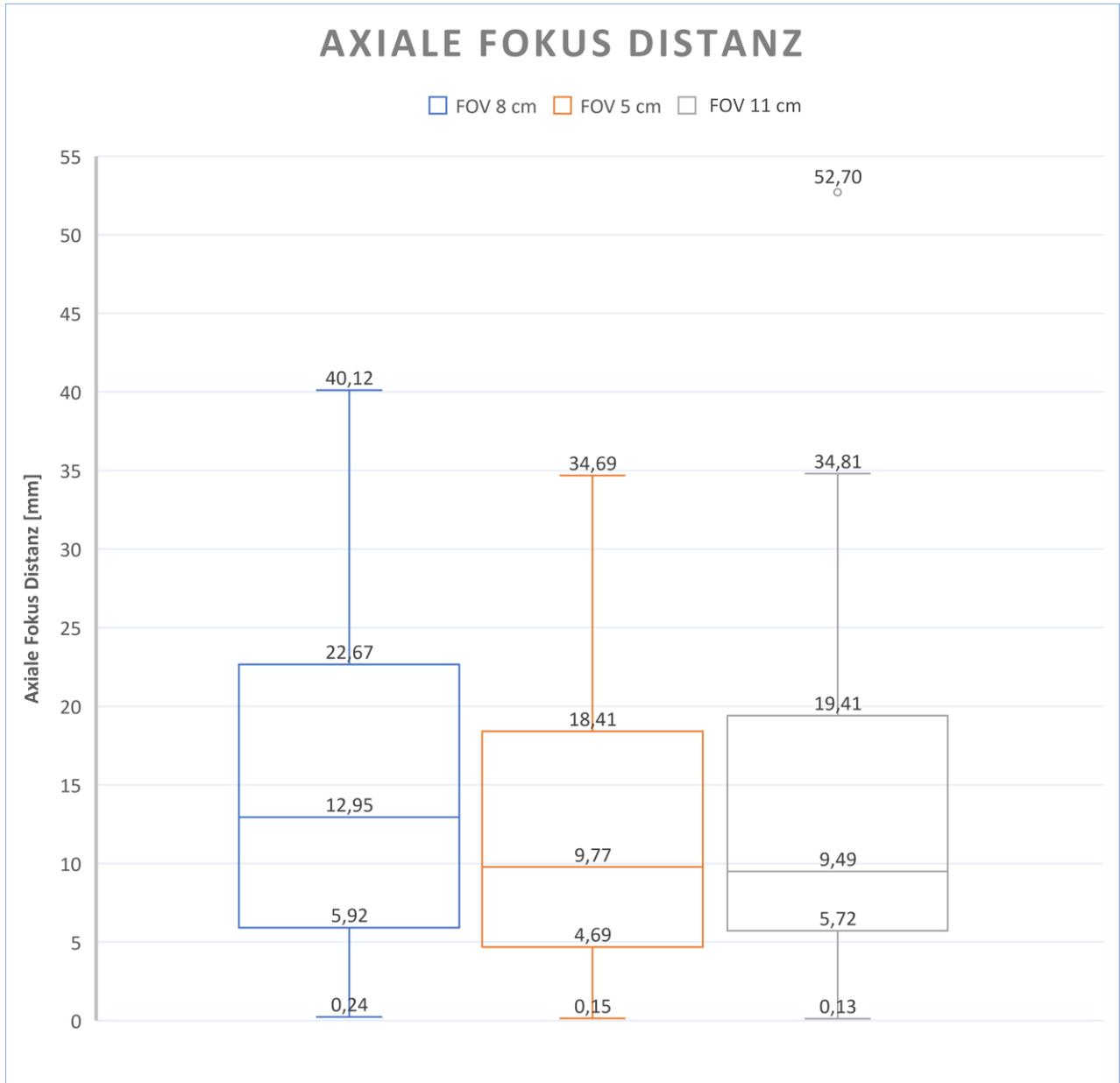


Abbildung 26: FD Axial [mm]

Variable	n	p	M	s	X	KI	IQR
Fokus-Distanz Axial FOV 8cm	154	0.03	14.17	9.91	12.95	[12.61, 15.73]	16.75
Fokus-Distanz Axial FOV 5cm	102	0.01	12.29	8.64	9.77	[10.62, 13.96]	13.72
Fokus-Distanz Axial FOV 11cm	67	0.02	12.47	9.82	9.49	[10.27, 14.67]	13.69

Tabelle 22: FD Axial [mm]

Die Medianwerte der axialen Fokus-Distanz der Volumina mit 5 cm und 11 cm Durchmesser liegen knapp unter 10 mm. Für das Volumen mit 8 cm Durchmesser zeigt sich ein Median von 12.95 cm.

5.5.2 Sagittale Fokus Distanz

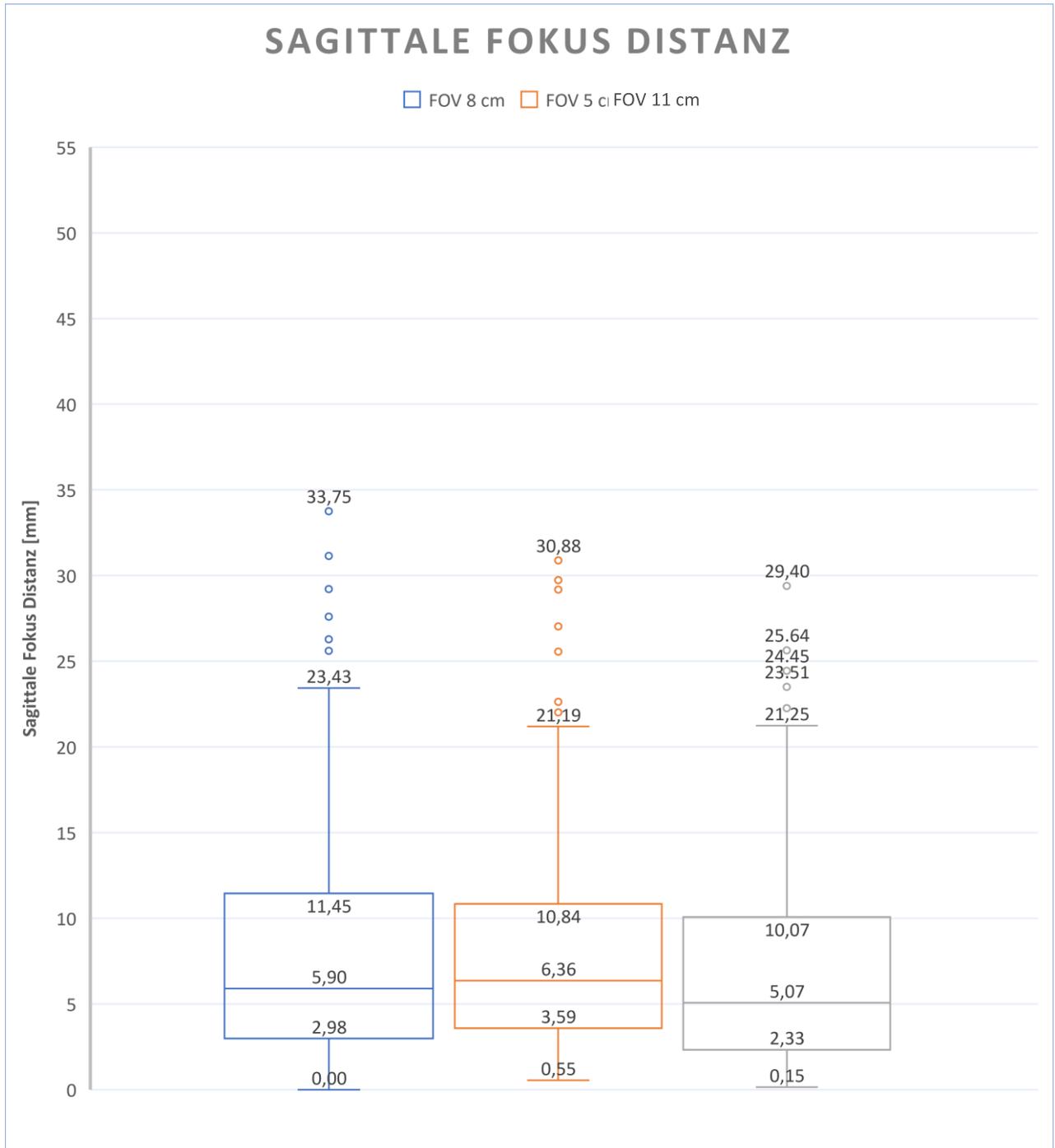


Abbildung 27: FD Sagittal [mm]

Variable	n	p	M	s	X	KI	IQR
Fokus-Distanz Sagittal FOV 8cm	154	0.04	7.96	7.07	5.9	[6.85, 9.07]	8.47
Fokus-Distanz Sagittal FOV 5cm	102	0.01	8.64	7.26	6.36	[7.24, 10.04]	7.25
Fokus-Distanz Sagittal FOV 11cm	67	0.02	7.61	7.28	5.07	[5.98, 9.24]	7.74

Tabelle 23: FD Sagittal [mm]

Die Medianwerte der sagittalen Fokus-Distanz aller drei Volumendurchmesser liegen unter 10 mm.

5.5.3 Coronale Fokus Distanz

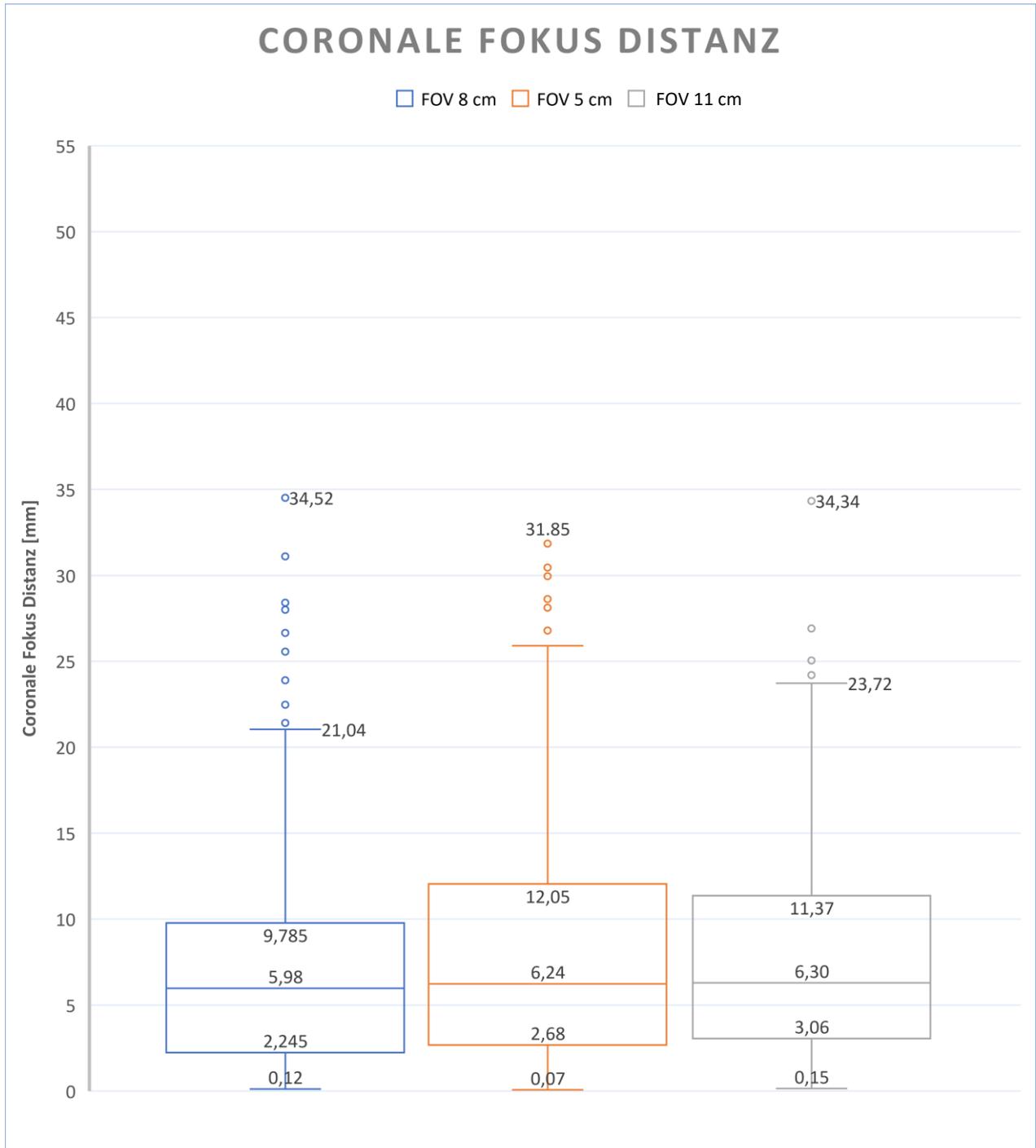


Abbildung 28: FD Coronal [mm]

Variable	n	p	M	s	X	KI	IQR
Fokus-Distanz Coronal FOV 8cm	154	0.02	7.85	7.45	5.98	[6.68, 9.02]	7.54
Fokus-Distanz Coronal FOV 5cm	102	0.01	8.56	7.86	6.24	[7.04, 10.08]	11.98
Fokus-Distanz Coronal FOV 11cm	67	0.02	8.86	7.4	6.3	[7.2, 10.52]	8.31

Tabelle 24: FD Coronal [mm]

Die Medianwerte der coronalen Fokus-Distanz aller drei Volumendurchmesser liegen unter 10 mm.

5.6 Statistische Auswertung

Für die Untersuchung der ersten Hypothese „Die ROI lag vollständig im gewählten FOV“, wurde der Anteil an Bildern berechnet, die diese Bedingung erfüllten. Bei der Vermessung der Datensätze zeigte sich, dass dies bei allen 332 Bildern der Fall war (100% der Fälle). Dies entspricht einem Konfidenzintervall für den Anteil von [0.991, 1.000].

Im Rahmen der zweiten Forschungsfrage „Die Zentren von ROI und FOV wichen um maximal 10 mm voneinander ab“ wird die Toleranzschwelle von 10 mm festgelegt und die Differenz-Werte werden damit verglichen.

637 der Werte (63,96 %) zeigen eine Fokus-Distanz von weniger oder gleich 10 mm, 359 Werte (36,04 %) überschreiten die festgelegte Toleranzgrenze von 10 mm. Dies entspricht einem Konfidenzintervall von [0.61, 0.79] für den Anteil der Werte, die kleiner als 10 mm sind.

Da die Verteilung der Daten signifikant von der Normalverteilung abweicht, wird ein einseitiger Einstichproben-Wilcoxon-Signed-Rank-Test mit der Nullhypothese „Die Fokus-Distanz ist kleiner oder gleich 10 mm“ und der Alternativhypothese „Die Fokus-Distanz ist größer als 10 mm“ durchgeführt. Die resultierenden p-Werte sind kleiner als 0,05. Danach kann die Nullhypothese abgelehnt werden. Die Fokus-Distanzen sind also signifikant größer als die Toleranzgrenze.

Die dritte Forschungshypothese „Die Dimension des FOV war überdimensioniert“ führt zur Aufstellung von Tests mit der Nullhypothese „Die Dimensionen des FOV und der ROI liegen unter der Toleranzgrenze von 10 mm“ jeweils für die absoluten und relativen Werte. Da hier bereits bei der Messung eine Toleranz von 10 mm berücksichtigt wurde, kann direkt mit den Ergebnissen gearbeitet werden.

Für die verfügbaren Volumina ergeben sich bei der Durchführung von Einstichproben-Wilcoxon-Signed-Rank-Tests für die Differenz der Vertikalen und des Durchmessers folgende p-Werte:

(Es wird auf fünf Dezimalstellen gerundet, da für die folgende Korrektur des p-Wertes eine höhere Genauigkeit benötigt wird.)

	Differenz Durchmesser absolut	Differenz Durchmesser relativ	Differenz Vertikale absolut	Differenz Vertikale relativ
FOV 8 cm	0.02476	0.02488	0.02497	0.02459
FOV 5 cm	0.01469	0.01283	0.01168	0.01157
FOV 11 cm	0.01845	0.01869	0.02158	0.02274

Tabelle 25: p-Werte der Differenzen von Durchmesser und Vertikale für die drei Volumina

Für jedes der FOVs (8, 5 und 11 cm) wird eine Signifikanzkorrektur nach Bonferroni für jeweils zwei Tests (jeweils für den Durchmesser und die Höhe) durchgeführt und entsprechend die p-Werte mit dem korrigierten Signifikanzniveau von 2,5% verglichen. Dabei sind absolute und relative Werte als separat zu betrachten. Entsprechend den Ergebnissen kann die Nullhypothese für jede der drei FOV-Einstellungen abgelehnt werden.

6. Diskussion

6.1 Diskussion der Messmethoden

In Anlehnung an die Dissertation von Vetter⁷⁰ wurde eine Stichprobe von 332 Datensätzen ausgewählt.

Die Messmethode wurde im Vergleich zu Vetter angepasst, da keine Screenshots der Programmauswahl für Vergleichsmessungen zur Verfügung standen, weil mit dem Orthophos SL 3D ausschließlich vordefinierte FOV ausgewählt werden können. Außerdem bestand die Aufgabenstellung auch darin, aus den Bilddaten softwaregestützt Daten zu ermitteln und nicht durch analoge Messungen wie bei Vetter.

Durch die große Vielfalt an Programmbibliotheken der gewählten Programmiersprache und deren zu Grunde liegenden Funktionen einerseits, aber auch durch deren gute Verknüpfbarkeit andererseits konnte vom Autor eine genau auf die vorgesehene Anwendung zugeschnittene Software entwickelt werden. Der Vorteil dieser Software ist, dass Messungen, Vermerke und Datenanalysen sowie Visualisierung alle in einer Anwendung und genau auf das benötigte Anwendungsgebiet zugeschnitten durchgeführt werden können.

Methodisch liegt der Ermittlung der Umstände und genauen rechtfertigenden Indikation der ausgewählten Datensätze eine Auswertung der Patientenakten zugrunde. Hierbei war nicht auszuschließen, dass die Eintragungen missverständlich oder unvollständig waren, so dass die Rekonstruktion der rechtfertigenden Indikation durch den Autor nicht immer der Ausgangssituation beim Stellen der RI durch den Behandler identisch gewesen sein kann.

Trotz der sehr genauen Messung der adaptierten ROI-Bereiche nach festgelegten Kriterien, besteht bei der verwendeten Methode dennoch eine gewisse Subjektivität durch die Festlegung der Auswahlkriterien. Die Kriterien wurden großzügig und mit deutlichem Abstand zu den zu untersuchenden Strukturen gewählt. Ohne diese Sicherheitsabstände hätte sich eine weitaus größere Differenz zwischen FOV und adaptierter ROI ergeben. Dies wäre aber unter den Umständen der Toleranzen bei der Patientenpositionierung und den vom Gerät vorgegebenen Positionen der FOVs nicht sinnvoll gewesen.

6.2 Diskussion der Ergebnisse

6.2.1 Angeforderte Volumina und Indikationen

Das VOL1 war mit 46,4 % der Stichprobe das meistgenutzte Volumen. 30,7 % der Stichprobe wurden mit dem kleineren VOL2, 22,9 % mit dem großen VOL3 angefertigt. Es lässt sich also klar erkennen, dass VOL1 für die meisten Indikationen das Mittel der Wahl für die Anwendenden zu sein schien.

Die Intention hinter der vom Hersteller des Geräts festgelegten Nummerierung der Volumina ohne Bezug zu ihrem Durchmesser soll vermutlich widerspiegeln, dass VOL1 mit 8 cm Durchmesser für die meisten Indikationen passend sei. Das könnte den Anwender dazu „verleiten“ dieses Volumen „standardmäßig“ auszuwählen.

Bei der Verteilung der Platzierungen der FOV-Zentren für VOL1 fällt auf, dass für den Oberkiefer die mittige Position doppelt so häufig wie für den Unterkiefer gewählt wird. Beim Abgleich mit den rechtfertigenden Indikationen zeigt sich, dass diese Einstellung hauptsächlich zur Implantatplanung verwendet wird. Linke oder rechte Quadranten oder das Kiefergelenk werden vergleichsweise selten mit dem 8er Volumen dargestellt.

Zur Einstellung der Höhe sind bei diesem Volumendurchmesser 5,5 cm und 8,0 cm verfügbar.

Bei 73,38 % der Volumina wurde hier die kleinere Einstellung von 5,5 cm verwendet. Dies passt sowohl zu den Indikationen als auch zu dem Median-Wert der adaptierten ROI von 39,52 mm und der Tatsache, dass 75% der Werte kleiner als 48,06 mm sind. Diese Einstellung wurde also bewusst oder als Routine in fast allen Fällen passend gewählt.

Hauptsächlich wird die HD-Auflösung verwendet.

Bei VOL2 stehen vor allem die Frontaufnahmen des Oberkiefers im Fokus. Hier zeigt sich ähnlich wie bei VOL1 eine verstärkte Nutzung dieser Einstellung zur Planung von Implantaten im Frontzahnbereich.

Auch hier fällt wieder eine geringe Nutzung der SD-Auflösung auf. LOW wurde nicht verwendet. Dies lässt sich vermutlich mit dem Anspruch der Nutzer begründen, für die kleine ROI dieser Volumina ein möglichst detailreiches Bild zur Diagnostik kleinster Strukturen zu erhalten.

Knapp 99% der Volumina dieser Stichprobe mit einem axialen Durchmesser von 11cm sollen Ober- und Unterkiefer zusammen darstellen. Hier zeigt sich, dass diese Einstellung der DVT hauptsächlich zur Planung von Implantaten mit Bohrschablonen verwendet wird. Sowohl SD als auch LOW Auflösung wurden nur jeweils ein Mal verwendet.

Obwohl der Hersteller die passende Höheneinstellung für Erfassung beider Kiefer mit 10,0 cm angibt, werden 65,80 % der Volumina mit 11 cm Durchmesser mit einer Höhe von 7,5 cm erstellt. Dies entspricht der kleinstmöglichen Einstellung für dieses Volumen. Dass diese Einstellung aber in den meisten Fällen für die adaptierte ROI ausreicht, zeigt sich in den ermittelten Messwerten: Median 57,45 mm, oberes Quartil 65,24 mm.

Insgesamt wurden nur knapp 5% der Stichprobe im LOW- oder SD-Modus angefertigt.

Die Indikationsstellungen lassen den Hauptverwendungszweck der DVT erkennen: Implantat-Planung. Zweitrangig folgen Extraktionsplanungen, vornehmlich bei Weisheitszähnen. Erwartungsgemäß werden endodontische Indikationen nur selten vertreten. Anhand dieser Verteilung lässt sich

schlussfolgern, dass die Stichprobe eine gute Annäherung an die Fallverteilung der gesamten Aufnahmen mit dem Gerät ist. Fraglich ist, weshalb der vom Hersteller vorgesehene SD-Modus (Standard-Definition Modus) im Vergleich zum deutlich strahlungsintensiveren High-Definition Modus so selten verwendet wird. Es besteht hierbei die Vermutung, dass der einmalig ausgewählte HD-Modus für weitere Aufnahmen von den Ausführenden übernommen wurde, da dieser im Gegensatz zum LOW-Modus, der geräteseitig automatisch nicht beibehalten wird, nicht wieder zurückgesetzt wurde. Alternativ könnte auch zur besseren Beurteilungsfähigkeit dieser Modus gewünscht und im Gerät als Standard-Einstellung festgelegt worden sein.

Der Hersteller gibt Dosisflächenprodukte für die verschiedenen Modi mit einer Wertetoleranz von 20% an. Hierbei werden auch je nach Patientenkonstitution verschiedene Spannungen/ Stromstärken/ Effektivstrahlzeiten gewählt, die dieses beeinflussen.

Die verwendeten „“ Symbole stehen hierbei von links nach rechts für Kinder, Jugendliche/Frauen, Erwachsene und Menschen mit kräftigem Körperbau.

Bei der Berechnung eines Quotienten der Dosisflächenprodukte* zwischen HD, SD und LOW-Modus (LD) ergeben sich folgende Werte:

DFP-Quotient VOL1				
HD / SD	3,0	2,3	1,9	1,8
SD / LD	5,1	7,2	7,1	7,2
HD / LD	15,4	16,6	13,8	12,8

Tabelle 26: Quotienten der Dosisflächenprodukte (DFP) der verschiedenen Auflösungen und Modi von Volumen 1

DFP-Quotient VOL2				
HD / SD	3,0	2,3	1,9	1,8
SD / LD	5,1	7,2	7,1	7,2
HD / LD	15,4	16,6	13,8	12,8

Tabelle 27: Quotienten der Dosisflächenprodukte (DFP) der verschiedenen Auflösungen und Modi von Volumen 2

DFP-Quotient VOL3				
HD / SD	3,0	2,3	1,9	1,8
HD / SD	3,0	2,3	1,9	1,8
SD / LD	4,9	7,2	6,6	7,2
SD / LD	5,0	7,2	7,2	7,2
HD / LD	15,1	16,5	12,7	12,7
HD / LD	15,2	16,5	14,0	12,7

Tabelle 28: Quotienten der Dosisflächenprodukte (DFP) der verschiedenen Auflösungen und Modi von Volumen 3

*Ausgangswerte für die Dosisflächenprodukte siehe Bedienungsanleitung Orthophos-SL 3D²⁴

Bei der Wahl des HD anstatt des SD-Modus kann also ein bis zu drei Mal größeres Dosisflächenprodukt entstehen. Mit der Wahl des LOW-Modus kann ein bis zu 16,6 mal geringeres Dosisflächenprodukt im Vergleich zum HD-Modus erreicht werden.

Die Auswertung der Volumina ergab, dass in 10% der Fälle ein größeres axiales Ausmaß durchgeführt wurde, als in der Anforderung festgelegt war. Dies ist möglich, da der im RIS angeforderte Auftrag nicht unmittelbar die FOV-Einstellungen des Gerätes vorgibt, sondern durch eine Eingabe des Nutzers bestimmt wird. Offen bleibt, ob es sich hier um eine bewusste Entscheidung des Fachkundigen oder einen Fehler bei der Eingabe der Parameter handelt. Zu einer Verfehlung der ROI hat diese Differenz zwar in keinem Fall geführt, wohl aber zu einer anderen Strahlenexposition als initial bestimmt wurde.

6.2.2 Fokuskongruenz in drei Ebenen

Die Ansicht der reinen ROI-Durchmesser zeigt, dass erwartungsgemäß die Volumina mit größerem FOV-Durchmesser auch eine ROI mit größerem Durchmesser besitzen. Hier fällt auf, dass sich die FOV von VOL1 und VOL2 zwar um 30 mm in ihrem Durchmesser, die mittlere ROI aber nur um rund 5 mm unterscheiden.

Die breite Wertstreuung des VOL1 lässt auf eine Verwendung als Universal-Volumen für ein breites Indikationsspektrum schließen.

VOL2 scheint hier mit seiner ROI der FOV am nächsten zu kommen, da sich der Median nah am Wert der FOV befindet.

Werte für die adaptierte ROI, die über die Grenzen von 80 mm, 50 mm bzw. 110 mm hinausgehen, lassen sich dadurch erklären, dass die FOV nicht exakt diese Durchmesser-Werte hat, sondern eine gewisse Varianz oberhalb dieser Werte aufweist.

Im absoluten Vergleich von ROI und FOV hat VOL1 auch hier die größte Streuung. VOL1 und VOL3 haben eine ähnliche Differenz zum FOV, während VOL2 im Mittel nur etwa 11 mm weniger Durchmesser als das FOV benötigt.

Betrachtet man nun, wie viel Prozent des Durchmessers des FOV durch die ROI genutzt wurden, fällt hier im Wesentlichen auf, dass 50% der Stichprobe von VOL1 (77 der 154 Fälle) weniger als 48,44 % des Durchmessers der FOV benötigen. Diese Diskrepanz lässt sich vermutlich wieder auf das weite Indikationsspektrum dieses Volumens zurückführen. Die beiden anderen Volumina haben die Tendenz, einen Großteil des FOV zur Darstellung der ROI zu benötigen.

In der Gesamtheit weist VOL1 die durchschnittlich größte Inkongruenz von axialem Durchmesser der adaptierten ROI und des FOV auf, zeigt aber auch die größte Wertstreuung.

Bei der Betrachtung der Differenzen der Zentren von FOV und ROI ergeben sich deutliche Unterschiede zwischen der axialen Ebene einerseits und den beiden anderen Ebenen andererseits. Axial liegt der Mittelwert mit fast 13 mm beim VOL1 am höchsten und ist damit nahezu doppelt so groß wie in den anderen Ebenen. Bei VOL2 und VOL3 ergibt sich ein ähnliches Bild.

Außergewöhnlich sind hier die Ausnahmen, also Maxima und Ausreißer. In der axialen Ebene zeigt sich eine maximale Abweichung der Mittelpunkte der ROI und des Drehzentrums von etwa 40 mm, was rund 50% der Grundfläche des Volumens entspricht. Eine Erklärung hierfür wäre, dass eine Mittellage gewählt wurde, obwohl eine Fokussierung auf den Seitenbereich bzw. auf eine andere Zahngruppe besser mit der ROI übereinstimmt.

Für VOL2 zeigt sich eine Abweichung des Fokus von maximal 30-35 mm, was knapp 70% des Durchmessers des Volumens entspricht.

Eine Erklärung dafür kann sein, dass in diesen (seltenen) Fällen entweder die Positionierung des Patienten Mängel aufwies oder die Wahl der Lage des FOV bezogen auf die Indikation nicht korrekt war.

Sagittal lassen sich mittlere Abweichungen der Mittelpunkte von FOV und ROI von 5-6 mm finden. Dennoch gibt es hier im Vergleich zur Axial-Ebene einige wenige Messungen mit Ausreißer-Werten. Die Maxima betragen hier Werte zwischen 20 mm und 25 mm. Die Ausreißer-Werte sind im Vergleich des Durchmessers wieder für VOL2 wieder besonders hoch.

Gleichermaßen verhält es sich auch mit der coronalen Fokus-Distanz: Hier zeigt sich eine ähnlich präzise Trefferquote wie in der Sagittal-Ebene mit Werten um 6 mm. Auffällig sind die vielen Ausreißer-Werte bei VOL1, was auf eine vertikale Abweichung zwischen FOV und ROI in diesen Ausnahmefällen hinweist. Hier liegt die Vermutung nahe, dass die Patientenpositionierung mit dem Aufbissstück suboptimal war.

Die ähnlichen Werte in der sagittalen und coronalen Ebene lassen sich dadurch erklären, dass in beiden Fällen die Lage der Zentren in der vertikalen Dimension berücksichtigt wurde während in der axialen Ebene die „Verschiebung“ in der lateralen und sagittalen Richtung zum Tragen kommt.

6.2.4 Trefferquote der ROI

Zur Trefferquote muss zunächst bemerkt werden, dass in allen 332 Datensätzen der Stichprobe die ROI samt Sicherheitsabstand mit der FOV getroffen wurde. In keinem Fall waren ROI und FOV aber völlig kongruent.

Vilela et al. zeigen, dass die Verwendung von Scout-Shots „effektiv zur Zentralisierung der ROI innerhalb der FOV führt“⁸⁴.

Die Bestrahlungsdosis steigt dabei unweigerlich an, wenn auch sehr gering. Diese steht aber in keinem Vergleich zur Dosis einer größeren FOV. Auch der höhere Zeitbedarf zur Anfertigung einer Scout-Aufnahme sollte erwähnt werden.

Das in der vorliegenden Arbeit berücksichtigte Gerät bietet keine Möglichkeit zur Durchführung einer Scout-Aufnahme. Generell ist auch zu beobachten, dass die Mehrzahl der auf dem Markt angebotenen Geräte diese Option nicht (mehr) vorsieht.

Es stellt sich also die Frage, ob eine perfekt getroffene ROI in der Gesamtheit zu einer alltagstauglichen und strahlensparenden Anfertigung von DVT-Aufnahmen führt. Dazu sind weitere Studien notwendig.

Sieht man sich nun die Ergebnisse der hier vorliegenden Messreihe mit einem Gerät ohne Scout-Aufnahmen an, lässt sich feststellen, dass vor allem der Abstand der Mittelpunkte von ROI und FOV im Mittel für alle Ebenen insgesamt nur rund 10 mm abweicht.

6.2.5 ROI im Bezug zur FOV

Bei der Betrachtung des durch die ROI genutzten axialen Durchmessers zeigt sich eine durchschnittliche Nutzung von rund 70% der FOV, wobei das kleinste Volumen die höchste und das am häufigsten genutzte 8er Volumen die geringste Ausnutzung der FOV in dieser Ebene hat. Dies lässt darauf schließen, dass oft auch das Volumen mit einem Durchmesser von 50 mm zur Erfassung der ROI ausgereicht hätte.

Erwähnenswert ist, dass in dieser Studie etwaige Nebenbefunde durch die Wahl eines größeren Volumens nicht berücksichtigt wurden.

Ein systemischer Review stellt fest, dass zwischen 24,6% und 94,3% der untersuchten dentalen Aufnahmen eines CBCT Nebenbefunde enthalten. Die meisten dieser Befunde betreffen die Luftwege, wie beispielsweise Schleimhautretentionszysten oder eine Sinusitis. Nur in 1,4% der Fälle werden lebensbedrohliche Nebenbefunde festgestellt⁸⁵.

Auffallend bei der Betrachtung der Messwerte ist, dass die durchschnittlichen Höhen der ROI von VOL1 und VOL2 ähnlich sind. Dies allein hat aber zunächst wenig Aussagekraft, da das VOL1 auf die Höhe von VOL2 kollimiert werden kann. Betrachtet man nun aber, dass durchschnittlich nur weniger als 60 % der Höhe der FOV bei VOL1 genutzt werden, wird klar, dass häufig 80 mm Höhe gewählt wurden, wengleich 60% davon, also knapp 50 mm gereicht hätten. Auch für VOL2 reicht durchschnittlich eine Höhe von 60% der vorgegebenen 50 mm. Dies entspricht etwa 35 mm.

VOL3 benötigt einen Großteil der verwendeten Höhe (etwa 80%), was darauf zurückzuführen ist, dass häufig mehrere Strukturen in beiden Kiefern beurteilt werden sollen, wie etwa für multiple Implantationen mit Bohrschablonen.

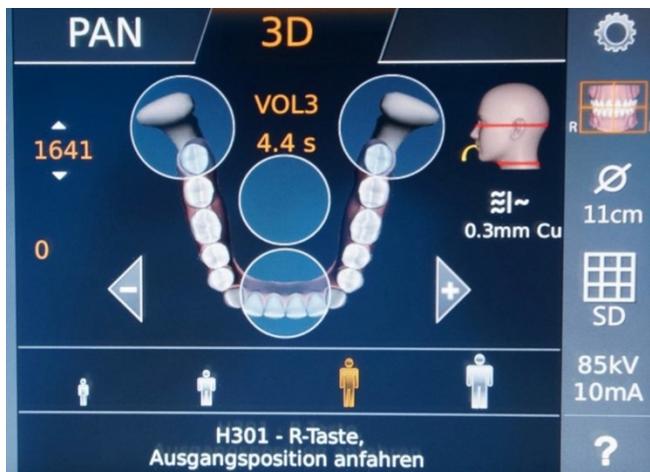


Abbildung 29: Ausschnitt der Auswahlmöglichkeiten am Easypad für das Volumen mit 11cm Durchmesser

Ein weiterer Faktor für die Differenzen ist möglicherweise auch die Visualisierung der Auswahlmöglichkeiten für den Anwender am Easypad, was zur Wahl eines zu großen FOV führen könnte. Die Darstellungen suggerieren, dass der Durchmesser kleiner ist als das tatsächlich resultierende Volumen. Zwar wird nach Auswahl der jeweiligen FOV im Zahnbogen durch eine Umrandung der voraussichtlich mit dem Volumen erfassten Zähne die tatsächliche Größe verdeutlicht, aber dies wird eventuell vom Anwender nicht entsprechend wahrgenommen und berücksichtigt.

7. Schlussfolgerung

Aus den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit lassen sich wichtige Rückschlüsse zur Kongruenz von FOV und ROI ziehen.

Am meisten sticht der Fakt heraus, dass die Zentren von FOV und ROI mit arbiträr gewählten FOV-Mittelpunkten durchschnittlich eine Abweichung von nicht mehr als 10 mm pro Ebene aufweisen. Dies ist insofern bemerkenswert, als das zur Erstellung der Datensätze verwendete DVT-Gerät Orthophos SL-3D keine Scout-Funktion besitzt. Auch bietet das Gerät als Kontroll-Laserlinien zur Patientenpositionierung nur eine obere und untere Begrenzung des bestrahlten Feldes, während in der Sagittalen und Transversalen der Bediener die Lage des FOV am Patienten nicht überprüfen kann. Zu beachten sind aber einige Ausreißer-Werte und der Median-Wert von knapp 13 mm für das VOL1 in der axialen Ebene. Dies liegt außerhalb der für diese Arbeit definierten Toleranzgrenze von 10 mm.

In allen Fällen wurde die ROI mit dem für diese Studie gewählten Sicherheitsabstand mit dem FOV getroffen. Somit kann festgestellt werden, dass die arbiträren Auswahloptionen des Gerätes zuverlässig geeignet sind, dem Anwender die nötige Sicherheit bei der Auswahl des FOV zu geben.

Von Bedeutung ist aber die Tatsache, dass axialer Durchmesser und Höhe des FOV oft größer als nötig waren. Vor allem beim VOL1 wurden durchschnittlich nur 60% der Höhe und des axialen Durchmessers des FOV zur Darstellung der ROI benötigt. Die beiden anderen Volumina schnitten diesbezüglich etwas besser ab.

Unter dem Gesichtspunkt der Strahlenhygiene ist anzumerken, dass der SD-Modus nur selten verwendet und der HD-Modus mit seinem im Vergleich zum SD-Modus ca. drei Mal höheren Dosisflächenprodukt und im Vergleich zum LOW-Modus ca. 16 Mal größeren Dosisflächenprodukt weit überwiegend genutzt wurde.

Perspektivisch kann empfohlen werden, den SD-Modus als Standard zu etablieren, wenn es die diagnostischen Anforderungen zulassen. Zusätzlich ist es empfehlenswert, bei der Verwendung von VOL1 abzuwägen, ob das VOL2 auch ausreichen würde und die Möglichkeit der Auswahl der Höhe bei VOL1 und VOL3 gezielter zu nutzen.

Die Vertikale ist der Faktor, den der Anwender durch die Patientenpositionierung am Aufbiss selbst ändern kann. Betrachtet man die Messwerte in der Studie von Vetter⁷⁰ stellt sich heraus, dass dort in der Vertikalen die größten Abweichungen bestanden. Ein direkter Vergleich mit der vorliegenden Studie lässt sich trotz der Gemeinsamkeit der variablen vertikalen Positionierung des Patienten nicht ziehen, da eine unterschiedliche Methodik in der Analyse der Datensätze verwandt wurde.

In der vorliegenden Studie zeigen sich die größten Abweichungen in der axialen Ebene. Der Anwender muss sich bei der Auswahl zur Platzierung des FOVs für eine der Optionen am Easy-Pad entscheiden. Daher liegt die Vermutung nahe, dass hier eine mögliche Fehlerquelle liegt, die zu diesen Abweichungen führt.

8. Zusammenfassung

Diese Arbeit hatte das Ziel, die Größe einer DVT-Aufnahme (FOV) mit der Größe der durch die Indikationsstellung definierten Region (ROI) zu vergleichen. Durch eine speziell dafür entwickelte Software sollten Messungen in den Datensätzen ermöglicht werden.

Die dazu verwendeten 332 Datensätze wurden zufallsverteilt aus den mit einem Orthophos SL-3D DVT-Gerät der Firma Dentsply Sirona in der Poliklinik für zahnärztliche Chirurgie und Implantologie des ZZMK (Carolinum) in Frankfurt angefertigten Röntgenaufnahmen selektiert.

Es wurde die Auswertungssoftware ExRoi entwickelt, mit der die Werte des axialen Durchmessers, die Höhe (vertikale Dimension) sowie die Distanz der Mittelpunkte von FOV und ROI direkt in den Datensätzen bestimmt werden konnten. Zusätzlich wurde festgehalten, welche rechtfertigenden Indikationen gestellt und welche Auflösungsmodi verwendet wurden.

Die Stichprobe bestand aus Aufnahmen mit einem axialen Durchmesser von 8 cm [VOL 1] (n= 76, entsprechend 46,39%), 5 cm Durchmesser [VOL 2] (n = 102, entsprechend 30,72%) und 11 cm Durchmesser [VOL 3] (n= 154, entsprechend 22,89%). 95,18% der Aufnahmen wurden im HD-Modus mit laut Herstellerangaben vier Mal so vielen Aufnahmen im Vergleich zum SD-Modus angefertigt. Hauptindikationen waren Implantat Planung (45,1%) und Planungen komplizierter Zahn-Extraktionen (25,5%).

Die Messungen zum Vergleich des axialen Durchmessers zeigten, dass bei Verwendung des VOL 2 die ROI im Mittel den größten Anteil der FOV nutzt (78,52 %), den kleinsten Anteil nutzt durchschnittlich VOL 1 (56,04 %). Dazwischen liegt VOL 3 (69,12 %).

In der Vertikalen nutzt die ROI von VOL 3 mittelwertig den größten Anteil der FOV (81,87 %), den kleinsten Mittelwert hat VOL 1 (58,76 %). VOL 2 liegt zwischen diesen Werten (64,47 %).

In allen Fällen war das FOV größer als die ROI und die ROI lag im Bereich des gewählten FOV.

Die Mittelpunkte von FOV und ROI lagen im Mittel in der axialen Ebene in Abhängigkeit vom gewählten Volumen um rund 9-13 mm auseinander, in der coronalen und sagittalen Ebene um rund 5-6mm.

Aus diesen Ergebnissen kann für das verwendete Gerät eine gute Trefferquote für die ROI abgeleitet werden. Höhe und Durchmesser des FOV hätten in den meisten Fällen kleiner gewählt werden können, liegen aber angesichts der vorhandenen Auswahl-Optionen des Röntgengeräts zur Dimensionierung der Volumina in einem akzeptablen Bereich.

9. Abstract

This study aimed to compare the actual size of a cone beam computed tomography (CBCT) image (field of view, FOV) with the size of the region of interest (ROI) defined by the indication. A specially developed software was used to enable measurements in the datasets.

The 332 datasets used for this purpose were randomly selected from the X-ray images taken with an Orthophos SL-3D CBCT device from Dentsply Sirona in the outpatient department specialized on oral surgery and implantology of the ZZMK (Carolinum) in Frankfurt am Main.

The evaluation software ExRoi was developed by the author to determine the values of the axial diameters, distance between the centers of FOV and ROI, as well as the vertical dimension directly in the datasets. Additionally, the justifying indications and resolution modes used were recorded.

The sample consisted of images with an axial diameter of 8 cm (n= 76, corresponding to 46.39%), 5 cm diameter (n= 102, corresponding to 30.72%), and 11 cm diameter (n= 154, corresponding to 22.89%). 95.18% of the images were taken in HD mode with four times higher radiation dose compared to SD mode. The main indications were planning for oral implants (45.1%) and complicated tooth extractions (25.5%).

28 out of 332 images did not meet the radiographic requirement from the RIS in terms of their axial dimensions. However, this did not lead to missing the ROI. In 19 of these cases a larger FOV spacing was chosen.

The measurements comparing the axial diameter showed that volume 2 on average utilized the largest proportion of the FOV (78.52%), while volume 1 utilized the smallest proportion on average (56.04%). Volume 3 fell in between (69.12%).

In the measurement of the vertical dimension, the ROI of volume 3 on average utilized the largest proportion of the FOV (81.87%), while volume 1 had the smallest mean value (58.76%). Volume 2 fell between these values (64.47%).

In all cases, the FOV was larger than the ROI, and the ROI was within the selected FOV range.

In all cases, the FOV was larger than the ROI, and the ROI was within the selected FOV. On average, the centers of FOV and ROI were around 9-13 mm apart in the axial plane, and around 5-6 mm apart in the coronal and sagittal planes.

From these results, it can be inferred that the device used in this study has a good accuracy rate for capturing the ROI. The height and diameter of the FOV could have been chosen smaller in most cases, but they still fall within an acceptable range given the available options for dimensioning volumes offered by the X-ray device.

Literaturverzeichnis

1. Heiland M, Pohlenz P, Blessmann M, et al. Cervical soft tissue imaging using a mobile CBCT scanner with a flat panel detector in comparison with corresponding CT and MRI data sets. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007;104(6):814-820. doi:10.1016/j.tripleo.2007.04.031
2. Ludlow JB, Ivanovic M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008;106(1):106-114. doi:10.1016/j.tripleo.2008.03.018
3. Berkhout WER. Het ALARA-principe. Achtergronden en toepassing in de praktijk. *Ned Tijdschr Tandheelkd.* 2015;122(5):263-270. doi:10.5177/ntvt.2015.5.14227
4. Jaju PP, Jaju SP. Cone-beam computed tomography: Time to move from ALARA to ALADA. *Imaging Sci Dent.* 2015;45(4):263-265. doi:10.5624/isd.2015.45.4.263
5. StrlSchG - nichtamtliches Inhaltsverzeichnis. Published December 5, 2022. Accessed December 5, 2022. <https://www.gesetze-im-internet.de/strlschg/>
6. ARö, DGZMK. „Dentale digitale Volumetomographie“: Langversion 3.0. [AWMF-Registernummer: 083-005]. 2022. Accessed March 11, 2023. <https://www.awmf.org/leitlinien/detail/II/083-005.html>
7. Pauwels R, Beinsberger J, Stamatakis H, et al. Comparison of spatial and contrast resolution for cone-beam computed tomography scanners. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2012;114(1):127-135. doi:10.1016/j.oooo.2012.01.020
8. Schulze R, Heil U, Gross D, et al. Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofac Radiol.* 2011;40(5):265-273. doi:10.1259/dmfr/30642039
9. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. *Br J Radiol.* 1973;46(552):1016-1022. doi:10.1259/0007-1285-46-552-1016
10. Nasseh I, Al-Rawi W. Cone Beam Computed Tomography. *Dent Clin North Am.* 2018;62(3):361-391. doi:10.1016/j.cden.2018.03.002
11. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *European radiology.* 1998;8(9):1558-1564. doi:10.1007/s003300050586
12. Lübbbers H-T, Dula K. *Digitale Volumetomografie.* Springer Berlin; Springer; 2019.
13. Buzug TM. *Einführung in Die Computertomographie: Mathematisch-Physikalische Grundlagen Der Bildrekonstruktion.* Springer Berlin; 2014.
14. Demehri S, Muhit A, Zbijewski W, et al. Assessment of image quality in soft tissue and bone visualization tasks for a dedicated extremity cone-beam CT system. *European radiology.* 2015;25(6):1742-1751. doi:10.1007/s00330-014-3546-6
15. Schulze R. *Lehrbuch zahnärztliches Röntgen : Grundlagen, Technik, Anwendung : Hintergrundinformationen;* 2019.
16. Pauwels R, Araki K, Siewerdsen JH, Thongvigitmanee SS. Technical aspects of dental CBCT: state of the art. *Dentomaxillofac Radiol.* 2015;44(1):20140224. doi:10.1259/dmfr.20140224
17. Liang X, Jacobs R, Hassan B, et al. A comparative evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT) Part I. On subjective image quality. *European Journal of Radiology.* 2010;75(2):265-269. doi:10.1016/j.ejrad.2009.03.042
18. Maret D, Peters OA, Galibourg A, et al. Comparison of the accuracy of 3-dimensional cone-beam computed tomography and micro-computed tomography reconstructions by using different voxel sizes. *Journal of Endodontics.* 2014;40(9):1321-1326. doi:10.1016/j.joen.2014.04.014
19. Hassan B, van der Stelt P, Sanderink G. Accuracy of three-dimensional measurements obtained from cone beam computed tomography surface-rendered images for cephalometric analysis: influence of patient scanning position. *Eur J Orthod.* 2009;31(2):129-134. doi:10.1093/ejo/cjn088

20. zm-online. Morita: Wegweisende Impulse im DVT-Bereich. Published November 15, 2022. Accessed November 15, 2022. <https://www.zm-online.de/markt/news/detail/morita-wegweisende-impulse-im-dvt-bereich/>
21. Dürr Dental. Vista Vox S Volumenform. 2023;5. Accessed January 17, 2023. <https://dlc.duerrdental.com/download/Bildgebung/R%C3%B6ntgenger%C3%A4t/VistaVox+S/4444840.dd>
22. Kiljunen T, Kaasalainen T, Suomalainen A, Kortesiemi M. Dental cone beam CT: A review. *Physica Medica*. 2015;31(8):844-860. doi:10.1016/j.ejmp.2015.09.004
23. Reznik N, Komljenovic PT, Germann S, Rowlands JA. Digital radiography using amorphous selenium: photoconductively activated switch (PAS) readout system. *Med Phys*. 2008;35(3):1039-1050. doi:10.1118/1.2839279
24. Sirona Dental Systems GmbH. Gebrauchsanweisung ORTHOPHOS SL 2D, 3D, 2D Ceph, 3D Ceph. 2017.
25. Feldkamp LA, Davis LC, Kress JW. Practical cone-beam algorithm. *J Opt Soc Am A*. 1984;1(6):612. doi:10.1364/JOSAA.1.000612
26. DICOM Modalities. Published November 22, 2022. Accessed November 22, 2022. <http://dicomlookup.com/modalities.asp>
27. Wagner M. Bildgebende_Verfahren_DICOM_Zahnarztpraxis. Accessed November 22, 2022. https://lzk-bw.de/fileadmin/user_upload/Downloads/Rund_um_die_Praxisf%C3%BChrung/Bildgebende_Verfahren_DICOM_Zahnarztpraxis.pdf
28. postDICOM. Online DICOM Viewer + Medical Imaging Data Storage Solution. Published November 23, 2022. Accessed November 23, 2022. <https://www.postdicom.com/de/services/ris>
29. Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und nukleare Sicherheit (BMU), www.bmu.de. Sachverständigen-Prüfrichtlinie. Accessed November 23, 2022. <http://www.verwaltungsvorschriften-im-internet.de/pdf/BMU-SII3-20200701-KF-001-A001.pdf>
30. zm-online. DICOM-Format wird nicht Pflicht. Published November 23, 2022. Accessed November 23, 2022. https://www.zm-online.de/archiv/2020/15_16/zahnmedizin/dicom-format-wird-nicht-pflicht
31. Harris D, Horner K, Gröndahl K, et al. E.A.O. guidelines for the use of diagnostic imaging in implant dentistry 2011. A consensus workshop organized by the European Association for Osseointegration at the Medical University of Warsaw. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23(11):1243-1253. doi:10.1111/j.1600-0501.2012.02441.x
32. Radiation CtAHRfEtLLol. *Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation: BEIR VII Phase 2*. National Academies Press; 1900.
33. Lee H, Badal A. A Review of Doses for Dental Imaging in 2010-2020 and Development of a Web Dose Calculator. *Radiol Res Pract*. 2021;2021:6924314. doi:10.1155/2021/6924314
34. Friedberg W, Copeland K, Duke FE, O'Brien K, Darden EB. Radiation exposure during air travel: guidance provided by the Federal Aviation Administration for air carrier crews. *Health Phys*. 2000;79(5):591-595. doi:10.1097/00004032-200011000-00018
35. Ludlow JB, Timothy R, Walker C, Hunter R, Benavides E, Samuelson DB. Correction to Effective dose of dental CBCT--a meta analysis of published data and additional data for nine CBCT units. *Dentomaxillofac Radiol*. 2015;44(7):20159003. doi:10.1259/dmfr.20159003
36. Ludlow JB, Walker C. Assessment of phantom dosimetry and image quality of i-CAT FLX cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2013;144(6):802-817. doi:10.1016/j.ajodo.2013.07.013
37. Marcenes W, Kassebaum NJ, Bernabé E, et al. Global burden of oral conditions in 1990-2010: a systematic analysis. *J Dent Res*. 2013;92(7):592-597. doi:10.1177/0022034513490168

38. Huth KC, Lussi A, Gygax M, et al. In vivo performance of a laser fluorescence device for the approximal detection of caries in permanent molars. *J Dent.* 2010;38(12):1019-1026. doi:10.1016/j.jdent.2010.09.001
39. Kühnisch J, Söchtig F, Pitchika V, et al. In vivo validation of near-infrared light transillumination for interproximal dentin caries detection. *Clin Oral Investig.* 2016;20(4):821-829. doi:10.1007/s00784-015-1559-4
40. Woelber JP, Fleiner J, Rau J, Ratka-Krüger P, Hannig C. Accuracy and Usefulness of CBCT in Periodontology: A Systematic Review of the Literature. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2018;38(2):289-297. doi:10.11607/prd.2751
41. Walter C, Schmidt JC, Rinne CA, Mendes S, Dula K, Sculean A. Cone beam computed tomography (CBCT) for diagnosis and treatment planning in periodontology: systematic review update. *Clin Oral Invest.* 2020;24(9):2943-2958. doi:10.1007/s00784-020-03326-0
42. Hassan BA, Payam J, Juyanda B, van der Stelt P, Wesselink PR. Influence of scan setting selections on root canal visibility with cone beam CT. *Dentomaxillofac Radiol.* 2012;41(8):645-648. doi:10.1259/dmfr/27670911
43. Zhang R, Wang H, Tian Y-Y, Yu X, Hu T, Dummer PMH. Use of cone-beam computed tomography to evaluate root and canal morphology of mandibular molars in Chinese individuals. *Int Endod J.* 2011;44(11):990-999. doi:10.1111/j.1365-2591.2011.01904.x
44. Jeger FB, Janner SFM, Bornstein MM, Lussi A. Endodontic working length measurement with preexisting cone-beam computed tomography scanning: a prospective, controlled clinical study. *J Endod.* 2012;38(7):884-888. doi:10.1016/j.joen.2012.03.024
45. Petersson A, Axelsson S, Davidson T, et al. Radiological diagnosis of periapical bone tissue lesions in endodontics: a systematic review. *Int Endod J.* 2012;45(9):783-801. doi:10.1111/j.1365-2591.2012.02034.x
46. Patel S, Brown J, Semper M, Abella F, Mannocci F. European Society of Endodontology position statement: Use of cone beam computed tomography in Endodontics: European Society of Endodontology (ESE) developed by. *Int Endod J.* 2019;52(12):1675-1678. doi:10.1111/iej.13187
47. DGZMK. Therapie des dentalen Traumas bleibender Zähne: Langversion 2.0, AWMFRegistriernummer: 083-004. 2022. Accessed March 12, 2023. <https://register.awmf.org/de/leitlinien/detail/083-004>
48. Dula K, Benic GI, Bornstein M, et al. SADMFR Guidelines for the Use of Cone-Beam Computed Tomography/Digital Volume Tomography. *Swiss Dent J.* 2015;125(9):945-953.
49. Salineiro FCS, Kobayashi-Velasco S, Braga MM, Cavalcanti MGP. Radiographic diagnosis of root fractures: a systematic review, meta-analyses and sources of heterogeneity. *Dentomaxillofac Radiol.* 2017;46(8):20170400. doi:10.1259/dmfr.20170400
50. Mayor A. Artefakte in der Computertomografie. *Radiopraxis.* 2015;8(03):145-160. doi:10.1055/s-0041-102575
51. Verweij JP, Jongkees FA, Anssari Moin D, Wismeijer D, van Merkesteyn JPR. Autotransplantation of teeth using computer-aided rapid prototyping of a three-dimensional replica of the donor tooth: a systematic literature review. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.* 2017;46(11):1466-1474. doi:10.1016/j.ijom.2017.04.008
52. Honda MJ, Imaizumi M, Tsuchiya S, Morsczeck C. Dental follicle stem cells and tissue engineering. *J Oral Sci.* 2010;52(4):541-552. doi:10.2334/josnusd.52.541
53. Leitlinie der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik. *Deutsches Ärzteblatt.* 2022. doi:10.3238/arztebl.2022.LL_Qualitätssicherung_Röntgendiagnostik
54. McNamara C, House K, Davies R, et al. The current status of 3D imaging in dental practice. *Dental update.* 2011;38(10):679-82, 684-6, 688-90. doi:10.12968/denu.2011.38.10.679

55. Tahmaseb A, Wu V, Wismeijer D, Coucke W, Evans C. The accuracy of static computer-aided implant surgery: A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29 Suppl 16:416-435. doi:10.1111/clr.13346
56. Dodson TB, Susarla SM, Chuang S-K, Donoff RB. Third molars and TMD. *J Am Dent Assoc.* 2007;138(5):576, 578; author reply 578, 580.
57. Rood JP, Shehab BA. The radiological prediction of inferior alveolar nerve injury during third molar surgery. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 1990;28(1):20-25. doi:10.1016/0266-4356(90)90005-6
58. Hasani A, Ahmadi Moshtaghin F, Roohi P, Rakhshan V. Diagnostic value of cone beam computed tomography and panoramic radiography in predicting mandibular nerve exposure during third molar surgery. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.* 2017;46(2):230-235. doi:10.1016/j.ijom.2016.10.003
59. Neugebauer J, Shirani R, Mischkowski RA, et al. Comparison of cone-beam volumetric imaging and combined plain radiographs for localization of the mandibular canal before removal of impacted lower third molars. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics.* 2008;105(5):633-42; discussion 643. doi:10.1016/j.tripleo.2007.08.041
60. Su N, van Wijk A, Berkhout E, et al. Predictive Value of Panoramic Radiography for Injury of Inferior Alveolar Nerve After Mandibular Third Molar Surgery. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.* 2017;75(4):663-679. doi:10.1016/j.joms.2016.12.013
61. Vermeylen K, Collaert B, Lindén U, Björn A-L, Bruyn H de. Patient satisfaction and quality of single-tooth restorations. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14(1):119-124. doi:10.1034/j.1600-0501.2003.140116.x
62. Jepsen S, Berglundh T, Genco R, et al. Primary prevention of peri-implantitis: managing peri-implant mucositis. *J Clin Periodontol.* 2015;42 Suppl 16:S152-7. doi:10.1111/jcpe.12369
63. Grunder U, Gracis S, Capelli M. Influence of the 3-D bone-to-implant relationship on esthetics. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2005;25(2):113-119.
64. Zeller T. Möglichkeiten und Grenzen der DVT. *HNO Nachrichten.* 2014;44(6):25-27. doi:10.1007/s00060-014-0457-8
65. Spitta Verlag GmbH & Co. Field-of-View und die Qualität von CT- und DVT-Aufnahmen | Fachgebiete | ZMK-aktuell.de. Published December 5, 2022. Accessed December 5, 2022. https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/allgemeine-zahnheilkunde/story/Ueber-den-einfluss-des-field-of-view-auf-die-qualitaet-von-implantologisch-indizierten-ct--und-dvt-aufnahmen--teil-1__397.html
66. Roberts JA, Drage NA, Davies J, Thomas DW. Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry. *Br J Radiol.* 2009;82(973):35-40. doi:10.1259/bjr/31419627
67. Krause J. *Untersuchungen Zum Erforderlichen Field of View Für Die Bildgebende 3D- Diagnostik in Der Zahnmedizin:* Charité - Universitätsmedizin Berlin; 2013.
68. Lofthag-Hansen S, Thilander-Klang A, Gröndahl K. Evaluation of subjective image quality in relation to diagnostic task for cone beam computed tomography with different fields of view. *European Journal of Radiology.* 2011;80(2):483-488. doi:10.1016/j.ejrad.2010.09.018
69. Hirsch E, Wolf U, Heinicke F, Silva MAG. Dosimetry of the cone beam computed tomography Veraviewepocs 3D compared with the 3D Accuitomo in different fields of view. *Dentomaxillofac Radiol.* 2008;37(5):268-273. doi:10.1259/dmfr/23424132
70. Vetter KL. *Analyse Von DVT-Datensätzen Unter Dem Gesichtspunkt Der "Region of Interest" (ROI).* Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt am Main; 2020.
71. Orthophos SL von Dentsply Sirona Deutschland GmbH - Produktinformation - www.dentalkompakt-online.de. Published March 24, 2023. Accessed March 24, 2023. https://www.dentalkompakt-online.de/produktdetail/produkt/orthophos_sl__6173.html
72. VanRossum G, Drake FL. *The Python Language Reference.* Release 3.0.1 [repr.]. Python Software Foundation; SoHo Books; 2010.

73. Mason D. SU-E-T-33: Pydicom: An Open Source DICOM Library. *Med Phys*. 2011;38(6Part10):3493. doi:10.1118/1.3611983
74. Hunter JD. Matplotlib: A 2D Graphics Environment. *Comput Sci Eng*. 2007;9(3):90-95. doi:10.1109/MCSE.2007.55
75. Harris CR, Millman KJ, van der Walt SJ, et al. Array programming with NumPy. *Nature*. 2020;585(7825):357-362. doi:10.1038/s41586-020-2649-2
76. Lundh F. An introduction to tkinter. 1999. <https://docs.python.org/3/library/tkinter.html>
77. McKinney W. Data Structures for Statistical Computing in Python:56-61. doi:10.25080/Majora-92bf1922-00a
78. Virtanen P, Gommers R, Oliphant TE, et al. SciPy 1.0: fundamental algorithms for scientific computing in Python. *Nat Methods*. 2020;17(3):261-272. doi:10.1038/s41592-019-0686-2
79. Darcy Mason and pydicom contributors. Pydicom Documentation. Accessed January 20, 2023. <https://pydicom.github.io/pydicom/dev/>
80. Innolitics LL. Performed Procedure Step ID Attribute – DICOM Standard Browser. Published December 11, 2022. Accessed December 11, 2022. <https://dicom.innolitics.com/ciods/parametric-map/general-series/00400253>
81. Innolitics LL. Patient Comments Attribute – DICOM Standard Browser. Published December 11, 2022. Accessed December 11, 2022. <https://dicom.innolitics.com/ciods/rt-beams-treatment-record/patient/00104000>
82. Innolitics LL. Pixel Spacing Attribute – DICOM Standard Browser. Published December 11, 2022. Accessed December 11, 2022. <https://dicom.innolitics.com/ciods/rt-dose/image-plane/00280030>
83. Innolitics LL. Study Description Attribute – DICOM Standard Browser. Published December 11, 2022. Accessed December 11, 2022. <https://dicom.innolitics.com/ciods/raw-data/general-study/00081030>
84. Da Vilela DS, Manhães Júnior LRC, Nascimento MdCC, Oenning ACC, Junqueira JLC, Martinez EF. Evaluation of the dosimetry and centralization of scout-view function in CBCT. *Braz Dent J*. 2022;33(4):31-39. doi:10.1590/0103-6440202204926
85. Dief S, Veitz-Keenan A, Amintavakoli N, McGowan R. A systematic review on incidental findings in cone beam computed tomography (CBCT) scans. *Dentomaxillofac Radiol*. 2019;48(7):20180396. doi:10.1259/dmfr.20180396