

Aus dem Institut für 3D-Dentalradiologie - MESANTIS Berlin

DISSERTATION

Die Bedeutung des Field of View für die dreidimensionale kieferorthopädische Behandlungsplanung auf der Basis digitaler Volumentomographien

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Sven Lichtenfeld

aus Marburg

Datum der Promotion: 12.09.2014

Inhaltsverzeichnis

ABBILDUNGSVERZEICHNIS	IV
TABELLENVERZEICHNIS	VI
ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	IX
VERWENDETE FORMELZEICHEN	X
ZUSAMMENFASSUNG	XI
ABSTRACT	XII
1 EINLEITUNG	1
<hr/>	
1.1 BILDGEBENDE VERFAHREN IN DER KIEFERORTHOPÄDIE	1
1.2 STRAHLENBELASTUNG BILDGEBENDER VERFAHREN IN DER KIEFERORTHOPÄDIE	6
1.3 DVT UND KIEFERORTHOPÄDISCHE BEHANDLUNGSPLANUNG	11
1.4 BEDEUTUNG DES FIELD OF VIEW FÜR DIE BEHANDLUNGSPLANUNG IN DER KIEFERORTHOPÄDIE	15
2 FRAGESTELLUNG	22
<hr/>	
3 MATERIAL UND METHODEN	24
<hr/>	
3.1 ALLGEMEINE METHODEN UND MATERIAL	24
3.1.1 PATIENTENGUT	24
3.1.2 DVT-AUFNAHMEN	24
3.1.3 AUSWERTUNGSSOFTWARE	26
3.1.4 MESSUNGEN	26
3.1.5 FORMELN	28
3.2 SPEZIELLE METHODEN	31
3.2.1 HÖHE DES FOV	31
3.2.2 DURCHMESSER DES FOV	31
3.2.3 FOV IN ABHÄNGIGKEIT VOM ALTER	32
3.2.4 FOV IN ABHÄNGIGKEIT VOM GESCHLECHT	33
3.2.5 ERFASSUNG VON STRUKTUREN IM ZYLINDRISCHEN FOV	33
3.2.6 ERFASSUNG VON STRUKTUREN IM SPHÄRISCHEN FOV	34

4	ERGEBNISSE	37
4.1	ERFORDERLICHE HÖHE DES FOV	37
4.2	DURCHMESSER DES FOV	38
4.3	FOV IN ABHÄNGIGKEIT VOM ALTER	40
4.4	FOV IN ABHÄNGIGKEIT VOM GESCHLECHT	43
4.5	ERFASSUNG VON STRUKTUREN IM ZYLINDRISCHEN FOV	45
4.6	ERFASSUNG VON STRUKTUREN IM SPHÄRISCHEN FOV	51
5	DISKUSSION	57
5.1	DISKUSSION DER METHODEN	59
5.2	DISKUSSION DER ERGEBNISSE	60
5.2.1	HÖHE DES FOV	60
5.2.2	DURCHMESSER DES FOV	61
5.2.3	FOV IN ABHÄNGIGKEIT VOM ALTER	62
5.2.4	FIELD OF VIEW IN ABHÄNGIGKEIT VOM GESCHLECHT	66
5.2.5	ERFASSUNG VON STRUKTUREN IM ZYLINDRISCHEN FIELD OF VIEW	67
5.2.6	ERFASSUNG VON STRUKTUREN IM SPHÄRISCHEN FIELD OF VIEW	71
6	SCHLUSSFOLGERUNGEN	73
6.1	HÖHE DES FOV	73
6.2	DURCHMESSER DES FOV	73
6.3	ABHÄNGIGKEIT VOM ALTER	73
6.4	ABHÄNGIGKEIT VOM GESCHLECHT	74
6.5	ERFASSUNG VON STRUKTUREN IM ZYLINDRISCHEN FIELD OF VIEW	75
6.6	ERFASSUNG VON STRUKTUREN IM SPHÄRISCHEN FIELD OF VIEW	76
7	LITERATURVERZEICHNIS	78
8	ANHANG	87
8.1	EIDESSTÄTTLICHE ERKLÄRUNG	87
8.2	LEBENS LAUF	88
8.3	DANKSAGUNG	89

Abbildung 1: Orthopantomogramm [72]: Übersichtsaufnahme eines Patienten, zur Darstellung aller angelegter Zähne (besonders Milchzahn 75 oder auch retienierte und verlagerte Zähne 28 und 38), sowie des Unter- und Oberkiefers mit den Proc. condylares und den Sinus maxillares.	1
Abbildung 2: Zahnärztlicher Röntgenstatus aus Einzelbildern [74], zur Darstellung der Zähne und zahnnahe Strukturen und entzündlichen Prozessen.	2
Abbildung 3: Fernröntgenseitenbild [71] zur Darstellung der Kieferbasen und des Gesichtsschädels sowie des Profils des Patienten.	3
Abbildung 4: Schematische Darstellung einer Computer Tomographie (links) und einer Cone beam computed tomography (rechts) [57].	5
Abbildung 5: Schnittbild in der Axialebene mit Darstellung von Pronasale und Basion innerhalb des weißen Kreises und den lateralen Kondylenpolen außerhalb. Der weiße Kreis symbolisiert die äußere Grenze des Field of View.	16
Abbildung 6: Schnittbild in der Axialebene mit Darstellung von Basion und den lateralen Kondylenpolen innerhalb des weißen Kreises und u.a. Pronasale außerhalb. Der weiße Kreis symbolisiert die äußere Grenze des Field of View.	17
Abbildung 7: Schnittbild in der Axialebene mit Darstellung von Pronasale, Basion und den lateralen Kondylenpolen innerhalb des weißen Kreises. Der weiße Kreis symbolisiert die äußere Grenze des Field of View.	17
Abbildung 8: Schnittbild in der Sagittalebene mit Darstellung von Nasion, Basion und Weichgewebsmenton außerhalb bzw. innerhalb des weißen Vierecks. Das weiße Viereck symbolisiert hier die äußere Grenze des Field of View- Ausschnitts.	18
Abbildung 9: Schnittbild in der Sagittalebene mit Darstellung von Nasion und Weichgewebsmenton innerhalb und Basion außerhalb des weißen Kreises. Der weiße Kreis symbolisiert hier die äußere Grenze des Field of View- Ausschnitts.	19

Abbildung 10: Schnittbild in der Sagittalebene mit Darstellung von Nasion und Weichgewebsmenton außerhalb und Basion innerhalb des weißen Kreises. Der weiße Kreis symbolisiert hier die äußere Grenze des Field of View- Ausschnitts.	19
Abbildung 11: Schnittbild in der Sagittalebene mit Darstellung von Nasion außerhalb und Weichgewebsmenton und Basion innerhalb des weißen Kreises. Der weiße Kreis symbolisiert hier die äußere Grenze des Field of View- Ausschnitts.	20
Abbildung 12: Schnittbild in der Sagittalebene mit Darstellung von Nasion, Basion und Weichgewebsmenton innerhalb des weißen Kreises. Der weiße Kreis symbolisiert hier die äußere Grenze des Field of View- Ausschnitts.	21
Abbildung 13: Messungen in der Axialebene	27
Abbildung 14: Messungen in der Sagittalebene	28
Abbildung 15: Beschriftung der Strecken zur Berechnung einer Sehne in einem Kreis.	29
Abbildung 16: Größe des Radius' eines Kreisausschnitts einer Kugel, abhängig von der Entfernung vom Mittelpunkt.	30
Abbildung 17: Schematische Darstellung und Verschiebung eines Kreisausschnittes eines sphärischen FOVs.	36
Abbildung 18: Säulendiagramm zur Darstellung der Entwicklung der relativen Anzahl der erfassten jugendlichen und erwachsenen Patienten in Abhängigkeit von der Größe des Durchmessers.	42
Abbildung 19: Säulendiagramm zur Darstellung der relativen Anzahl der erfassten jugendlichen Patienten in Abhängigkeit vom notwendigen Volumen.	48
Abbildung 20: Säulendiagramm zur Darstellung des prozentualen Anteils der vollständig abgebildeten erwachsenen Patienten, in Abhängigkeit von der Größe des Volumens.	49
Abbildung 21: Perzentilenkurven für die Körperentwicklung für Jungen (a) und Mädchen (b).	64

Tabelle 1: Auszug aus Tabelle 2 der Metaanalyse von Lorenzoni et al. [39]: Vergleich der effektiven Dosis verschiedener DVT-Geräte in verschiedenen Einstellungen nach den ICRP-Protokollen 2005 und 2007.	10
Tabelle 2: Aufnahmemodi des KaVo 3DeXam [32]	25
Tabelle 3: Prozentuale Verteilung der erfassten Patienten in Abhängigkeit von der Höhe des FOV.	37
Tabelle 4: Prozentuale Erfassung von Patienten für die jeweilige Höhe des FOV.	38
Tabelle 5: Prozentuale Verteilung der erfassten Patienten in Abhängigkeit vom Durchmesser des FOV.	39
Tabelle 6: Absolute und relative Anzahl erfasster Patienten in Abhängigkeit vom Durchmesser.	40
Tabelle 7: Prozentuale Verteilung der erfassten jugendlichen und erwachsenen Patienten in Abhängigkeit von der Größe des Durchmessers des FOV.	41
Tabelle 8: Prozentuale Verteilung der erfassten jugendlichen und erwachsenen Patienten in Abhängigkeit von der Größe der Höhe des FOV.	43
Tabelle 9: Prozentuale Verteilung der erfassten männlichen und weiblichen Patienten in Abhängigkeit von der Größe des Durchmessers des FOV.	44
Tabelle 10: Prozentuale Verteilung der erfassten weiblichen und männlichen Patienten in Abhängigkeit von der Größe der Höhe des FOV.	45
Tabelle 11: Anzahl der vollständig erfassten Patienten bei einer Auswahl an DVT-Geräten mit unterschiedlich großem FOV.	45
Tabelle 12: Prozentuale Verteilung der erfassten erwachsenen und jugendlichen, weiblichen und männlichen Patienten in Abhängigkeit von der Größe der Höhe des FOV bei fünf unterschiedlichen Tomographen.	46
Tabelle 13: Prozentuale Verteilung der erfassten jugendlichen Patienten in Abhängigkeit von der Größe des gewählten FOV.	47

Tabelle 14: Relative Anzahl der erfassten erwachsenen Patienten in Prozent in Abhängigkeit von dem gewählten Durchmesser und der gewählten Höhe.	49
Tabelle 15: Prozentuale Verteilung der erfassten weiblichen Patienten in Abhängigkeit von dem Volumen des FOV.	50
Tabelle 16: Prozentuale Verteilung der erfassten männlichen Patienten in Abhängigkeit von dem Volumen des FOV.	51
Tabelle 17: Prozentuale Verteilung der erfassten Patienten bei einem Kugeldurchmesser von 15 cm. Der Anteil der erfassten Patienten ist außerdem von der Verschiebung (siehe 3.2.6) in dorso-kaudaler Richtung abhängig. Die meisten Erfassten sind in der Gruppe der Mädchen, von den Männern wird keiner erfasst.	52
Tabelle 18: Prozentuale Verteilung der erfassten Patienten bei einem Kugeldurchmesser von 16 cm. Der Anteil der erfassten Patienten ist außerdem von der Verschiebung (siehe 3.2.6) in dorso-kaudaler Richtung abhängig. Die meisten Erfassten sind in der Gruppe der Mädchen – bei den Männern sind es maximal 1,26 %.	52
Tabelle 19: Prozentuale Verteilung der erfassten Patienten bei einem Kugeldurchmesser von 17 cm. Der Anteil der erfassten Patienten ist außerdem von der Verschiebung (siehe 3.2.6) in dorso-kaudaler Richtung abhängig. Die meisten Erfassten werden in allen Gruppen bei einer Verschiebung um 35 mm erzielt. Bei den Männern sind dies trotzdem nur 14,83 %, hingegen bei den Mädchen über 95 %.	53
Tabelle 20: Prozentuale Verteilung der erfassten Patienten bei einem Kugeldurchmesser von 18 cm. Der Anteil der erfassten Patienten ist außerdem von der Verschiebung (siehe 3.2.6) in dorso-kaudaler Richtung abhängig. Außer bei den Männern werden in jeder Gruppe über 97 % der Patienten vollständig erfasst.	53
Tabelle 21: Prozentuale Verteilung der erfassten Patienten bei einem Kugeldurchmesser von 19 cm. Der Anteil der erfassten Patienten ist außerdem von der Verschiebung (siehe 3.2.6) in dorso-kaudaler Richtung abhängig. Es werden in jeder Gruppe über 96 % der Patienten vollständig abgebildet.	54

- Tabelle 22: Prozentuale Verteilung der erfassten Patienten bei einem Kugeldurchmesser von 20 cm. Der Anteil der erfassten Patienten ist außerdem von der Verschiebung (siehe 3.2.6) in dorso-kaudaler Richtung abhängig. Es werden mit Ausnahme eines Patienten alle vollständig abgebildet. 55
- Tabelle 23: Prozentuale Verteilung der erfassten Patienten bei einem Kugeldurchmesser von 21 cm. Der Anteil der erfassten Patienten ist außerdem von der Verschiebung (siehe 3.2.6) in dorso-kaudaler Richtung abhängig. In jeder Gruppe werden 100 % der Patienten vollständig erfasst. 56
- Tabelle 24: Vergleich von drei unterschiedlichen FOV-Größen. Es wird deren Volumen und relative Größe zueinander, sowie die relative Menge der erfassten jugendlichen Patienten verglichen. 68
- Tabelle 25: Vergleich von vier unterschiedlich großen FOV. Es wird deren Volumen und relative Größe zueinander, sowie die relative Menge der erfassten erwachsenen Patienten verglichen. Zweidrittel des größten Volumens reichen aus, um immer noch 97,39 % der erwachsenen Patienten vollständig abzubilden. 69
- Tabelle 26: Vergleich der notwendigen Aufnahmevolumina nach Rasch und Lichtenfeld bei jugendlichen und erwachsenen Patienten im zylindrischen FOV (Angaben in cm³). 71
- Tabelle 27: Vergleich der notwendigen Aufnahmevolumina in einem sphärischen FOV nach Rasch und Lichtenfeld (Angaben in cm³). 72
- Tabelle 28: Vergleich der Aufnahmevolumina für zylindrische Field of Views bei Jungen, Mädchen, Männern und Frauen, um 100 % der Patienten vollständig abzubilden im Vergleich zu den notwendigen Aufnahmegrößen, ab denen keine weitere signifikante Steigerung der Erfassungen vorhanden war. 75
- Tabelle 29: Vergleich der Aufnahmevolumina für sphäroidale Field of Views bei Jungen, Mädchen, Männern und Frauen, um 100 % der Patienten vollständig abzubilden im Vergleich zu den notwendigen Aufnahmegrößen, ab denen keine weitere signifikante Steigerung der Erfassungen vorhanden war. 76

Abkürzungsverzeichnis

3D	dreidimensional
A / mA	Ampère / Milliampère
ALARA	As low as reasonably achievable
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
CBCT	Cone-Beam computed tomography
CCD	Charged-cupled Device
cm	Zentimeter
CT	Computertomographie
DGZMK	Deutsche Gesellschaft für Zahn-Mund-Kieferheilkunde
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DVT	Dentale Volumetomographie
FOV	Field of View
FRS	Fernröntgenseitenbild
Inc.	incorporated
IRCP	International commission of radiological protection
Mfg.	Manufactoring
MDCT	Multi Detektor Computertomographie
mGy	Milligray
mm	Millimeter
OPG	Orthopantomogramm
POI	Point of interest
%	Prozent
PSA	Panoramaschichtaufnahme
s	Sekunde
Sv / mSv / μ Sv	Sievert / Millisievert / Microsievert
V / kV	Volt / Kilovolt

Verwendete Formelzeichen

d	Durchmesser
l1	Strecke vom Nasion bis zur Tangente auf Weichgewebsmenton
l3	Strecke vom Schnittpunkt von s1 mit l1 bis zur Tangente auf Weichgewebsmenton
m	Senkrechte auf der Sehne bis zur Peripherie durch den Durchmesser
n	Variable zur Veränderung von S_2 und r
r	Radius
r_n	Radius in Abhängigkeit von n
s	Sehne des Kreischnitts
s1	Strecke zwischen Pronasale und Basion
s2	Strecke zwischen Pronasale und der Fossa-Linie
s3	Strecke vom Schnittpunkt s1 mit l1 bis zur Fossa-Linie
t1	Strecke zwischen den Tangenten auf den lat. Kondylenpolen
x	Senkrechte auf dem Durchmesser nach s

In dieser Studie sollte ermittelt werden, wie groß das Field of View gewählt werden muss, um den Großteil der in Deutschland lebenden Bevölkerung im Sinne der kieferorthopädischen Diagnostik vollständig abzubilden.

Für die Untersuchung wurden vorhandene digitale Volumentomographien von 1285 Patienten vermessen; 317 Männer, 449 Frauen, 238 Jungen und 281 Mädchen. Die Altersgrenze wurde dabei auf unter 18 Jahren und 18 Jahre und älter festgelegt.

Für die Vermessung wurden zur äußeren Begrenzung Punkte ausgewählt, die bereits aus der kieferorthopädischen Kephalometrie bekannt sind und festgelegt, dass wenn die Strecke zwischen den Punkten vollständig abgebildet werden könnte, die Region von Interesse vollständig dargestellt würde. Dazu wurden für zylindrische und sphäroidale Aufnahmegeometrien Formeln erstellt und für jeden Patienten die Berechnung durchgeführt, ob die gemessenen Strecken in verschieden großen FOV vollständig abgebildet worden wären.

Die statistische Auswertung brachte das Ergebnis, dass sich beide Abbildungsgeometrien in der Größe der Volumina nicht deutlich voneinander unterscheiden um 100% der Patienten vollständig zu erfassen. Für die Gruppe der Männer und Mädchen ergab sich für das zylindrische FOV ein kleineres Volumen als für das Sphärische und bei den Jungen und Frauen ein umgekehrtes Ergebnis. Deutlich wird der Unterschied des erforderlichen FOV zwischen den einzelnen, nach Geschlechtsmerkmal und Alter unterteilten Gruppen.

Um 100% zu erfassen, benötigte die Gruppe der Mädchen das kleinste FOV. Es folgten die Gruppe der Jungs, der Männer und das größte FOV bei einer zylindrischer Aufnahmegeometrie benötigen die Frauen. Bei sphärischem FOV war die notwendige Größe für die jugendlichen Gruppen gleich groß. Es folgten die Frauen und das größte FOV wurde für die Gruppe der Männer festgestellt.

Weiterhin konnte erwiesen werden, dass drei der fünf in den Vergleich einbezogenen Tomographen für den überwiegenden Anteil der Bevölkerung ein hinreichend großes FOV anbieten.

The goal of this study was to determine the effective size of cylindrical and/or spherical recording geometries of cone beam cts (cbct) for orthodontic purposes to best examine the majority of people living in Germany. During this study the cone beam ct of 1285 patients was analyzed. The sample consisted of 317 males, 449 females, 238 boys and 281 girls. The patients were age-grouped into 18 years of age and older and under 18 years of age.

Points for the external limitation were chosen for the different measurements in the images of the cbcts, based on orthodontic cephalometrics. In addition, it was determined that the entire region of interest would be shown where the line between the points of external limitation were able to be imaged. To evaluate this, distinct mathematical formulas were established for cylindrical and spherical cone beam cts. For each patient, these formulas were applied to analyze the extent to which the measured lines between points of external limitation were imaged completely in different fields of view.

A statistical evaluation showed that the necessary voluminas required to image 100 % of the patients for both kinds of cbcts are not distinguishable. For adult male patients and girls a smaller field of view for the cylindrical cbct is needed than for the spherical cbct. For adult female patients and boys the spherical cbct can be smaller than the cylindrical cbct.

Dividing the groups by age and gender has resulted in a clear difference in required field of view between the two types of cbcts. In order to image 100 % of the girls the smallest cylindrical field of view is needed, followed by the group of boys and males. The biggest cylindrical field of view was needed to image the female group of patients. With regard to the spherical cbct, the optimum size of the field of view for boys and girls was the same. The Adult male group required the biggest spherical field of view.

Finally, this study showed that three of the five tomographs used in this study provide an adequate field of view in order to properly and effectively image the majority of the population.

1 Einleitung

1.1 Bildgebende Verfahren in der Kieferorthopädie

Für die kieferorthopädische Diagnostik ist die Untersuchung verschiedener Strukturen des Viscerocraniums notwendig. Deren Darstellung kann durch unterschiedliche bildgebende Verfahren erfolgen.

Das Orthopantomogramm (OPG, Abbildung 1), liefert Informationen über die Zahnanzahl und kariöse Veränderungen, über den Zustand des Parodontiums und über Lage, Größe und Form der Zähne, Zahnkeime und Zahnwurzelveiläufe. Weiterhin können Veränderungen am knöchernen Kieferkörper und Kiefergelenk festgestellt werden. Bei der Aufnahme fährt ein Röntgentubus gekoppelt mit einem Sensor oder Film um den Kopf des Patienten und erzeugt eine Schichtaufnahme der Kiefer und Zähne. Hierfür stehen heutzutage analoge (Film) und digitale (Sensor, Folien) Verfahren zur Verfügung.



Abbildung 1: Orthopantomogramm [72]: Übersichtsaufnahme eines Patienten, zur Darstellung aller angelegter Zähne (besonders Milchzahn 75 oder auch retinierte und verlagerte Zähne 28 und 38), sowie des Unter- und Oberkiefers mit den Proc. condylares und den Sinus maxillares.

Mit Ausnahme der Beurteilung des Kiefergelenks und Anteile des Kieferkörpers, können oben genannte Strukturen auch mit Einzelbildaufnahmen in Form eines Röntgenstatus, wie er in Abbildung 2 dargestellt ist, sichtbar gemacht werden.

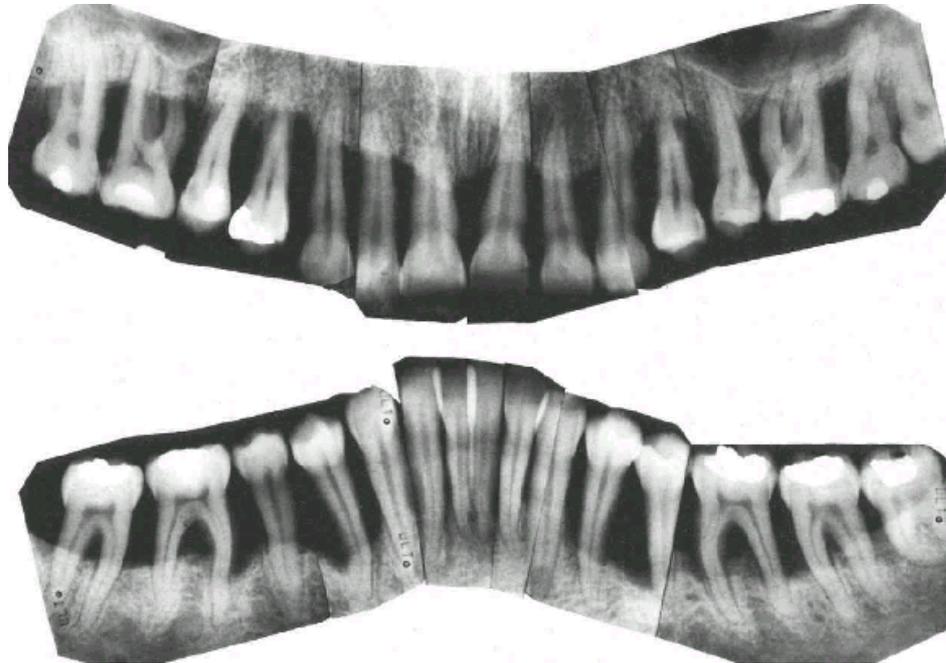


Abbildung 2: Zahnärztlicher Röntgenstatus aus Einzelbildern [74], zur Darstellung der Zähne und zahnnahe Strukturen und entzündlichen Prozessen.

Hierbei liegt im Vergleich zum OPG ein Vorteil in der Detaillierbarkeit. Allerdings ist ein Nachteil die aufsummierte Strahlenbelastung und der vergleichsweise größere Aufwand.

Eine weitere, bedeutsame Aufnahme in der kieferorthopädischen Diagnostik ist das Fern-Röntgen-Seitenbild (FRS, Abbildung 3). Diese Aufnahmetechnik erlaubt die Darstellung des Patientenschädels in der Mediansagittalebene und somit eine Beurteilung der Kieferbasen hinsichtlich ihrer Lage im Schädel und ihrer Größe, die Achsstellung der Frontzähne sowie die metrische Analyse des Schädels. Außerdem wird das Weichgewebsprofil abgebildet.



Abbildung 3: Fernröntgenseitenbild [71] zur Darstellung der Kieferbasen und des Gesichtsschädels sowie des Profils des Patienten

1931 entwickelte Broadbent [6] den Cephalostat. Das Besondere an diesem Röntgengerät war der spezielle Kopfhalter, der es ihm ermöglichte Röntgenaufnahmen in der Mediansagittalebene reproduzierbar durchzuführen, da immer der gleiche Abstand des Patienten zum Röntgentubus und zum Film eingestellt war.

Bereits 1971 beschrieb Baumrind et al. [10] die Hauptfehlerquellen der Diagnostik mit Fernröntgenseitenbildern, unter anderem das Problem der Identifikation der verschiedenen Strukturen. Houston [25] bestätigte 1983 diese Problematik und proklamierte, dass eine der größten Messfehler durch die Identifizierung der Messpunkte zustande käme. 1986 verdeutlichte er, dass die persönliche Erfahrung und Genauigkeit der Behandler das Ergebnis in hohem Maße beeinflusst [26].

Weiterhin wurde von Houston [25] die Möglichkeit einer genauen Messung in Fernröntgenseitenbildern bemängelt. 1989 untersuchte Miethke [46] den Einfluss des Untersuchers auf die Messfehler und bestätigte, dass abhängig von dessen Erfahrung und Akkuratessse die Messung variiert.

Desweiteren muss das grundsätzliche Problem thematisiert werden, dass ein dreidimensionales Gebilde auf eine zweidimensionale Darstellung reduziert wird. Jung et al. [28] zeigten bereits 1984, dass es bei dieser Aufnahmetechnik zu Überlagerungen von Strukturen und dadurch zu Ungenauigkeiten in der Analyse kommt.

Strukturen, die weit auseinander liegen, wie zum Beispiel die Unterkieferäste, weisen laut Bergersen [4] Vergrößerungsfaktoren auf, die ca. 7% voneinander abweichen. Bei skelettalen Fehlbildungen ist dieser Unterschied noch deutlicher [13, 14]

Selbst wenn diese Fehler vernachlässigt werden, stehen laut Schopf [60] einem Kieferorthopäden mehr als 100 unterschiedliche Möglichkeiten der Auswertung zur Verfügung, wodurch wiederum die persönliche Erfahrung des Kieferorthopäden stärker in den Vordergrund tritt.

Auf der anderen Seite gibt es aber auch Befürworter der 2D Cephalometrie. Kragkov et al. [34] stellen in ihrer Untersuchung eine den 2D Aufnahmen eine höhere Verlässlichkeit aus, als der 3D Röntgenuntersuchung.

Die Computertomographie (CT), für deren Entwicklung Hounsfield und Cormack [52] 1979 den Nobelpreis erhielten, wird aufgrund der hohen Strahlenbelastung seltener in der kieferorthopädischen Diagnostik genutzt. Vor allem bei schweren Dysgnathien oder Arthropatien kommt die CT zum Einsatz. Dabei kann neben den bisher genannten Strukturen auch der restliche Schädel beurteilt werden, wodurch weitere unter Umständen notwendige ergänzende Aufnahmen nicht angefertigt werden müssen.

Bei der Computertomographie werden die Bilder nicht direkt erstellt, sondern nach der Registrierung auf einem Detektor und der Umwandlung in ein elektrisches Signal als computerberechnete Rekonstruktion dargestellt [16, 17].

Ursprünglich wurde durch einen fächerförmigen Röntgenstrahl, der das Untersuchungsobjekt durchstrahlt (Abbildung 4), zweidimensionale Schnittbilder erzeugt [61]. Seit 1989 wird ein Spiralmodus verwendet, durch welchen laut Kalender [29] eine Verkürzung der Belichtungszeit ermöglicht wurde und somit eine Verringerung der Strahlenbelastung. Die Einführung von Mehrzeilendetektoren 1998 führte zu einer weiteren Reduktion der Strahlenbelastung beim Patienten [54].

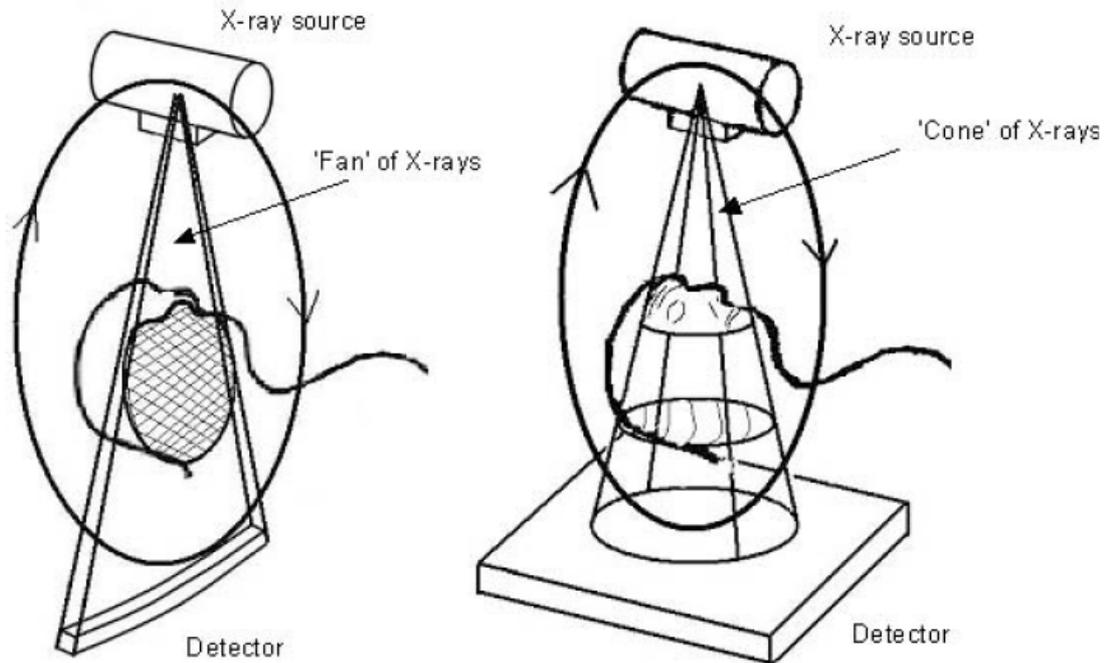


Abbildung 4: Schematische Darstellung einer Computer Tomographie (links) und einer Cone beam computed tomography (rechts) [57]

Die digitale Volumentomographie (DVT) / Cone beam computed tomography (CBCT) bietet eine weitere Möglichkeit der Darstellung des Schädels in Schichttechnik und ermöglicht, wie das CT, eine computererrechnete dreidimensionale Rekonstruktion. Hierbei wird im Vergleich zum CT eine technisch bedingte geringere Strahlendosis benötigt, was einen Vorteil dieser Methode darstellt. 1997 wurde der Vorläufer des DVT vorgestellt [10].

Der Unterschied beider Techniken liegt in der Form des emittierten Röntgenstrahls. Beim CT wird ein flacher fächerförmiger Röntgenstrahl ausgesendet. Dieser durchstrahlt das Objekt und wird von einem Detektor aufgenommen. Beides, Röntgenstrahlquelle und Detektor, rotieren 360 Grad um eine definierte Achse um den Patienten. Dieser Vorgang wiederholt sich mit jeder Verschiebung des Patienten entlang der Achse, wodurch Schnittbilder in verschiedenen Ebenen entstehen. Bei der Sonderform der Spiral-CT wird dabei ein Volumendatensatz produziert [58].

Im Gegensatz dazu wird beim DVT ein kegel- oder pyramidenförmiger Strahl erzeugt (Abbildung 4). Durch das Rotieren um das Objekt um 180 bzw. 360 Grad

wird von dem Detektor ein Aufnahmevolumen erfasst [69]. Aus den Einzelbildern wird anschließend ein dreidimensionales Bild rekonstruiert.

1.2 Strahlenbelastung bildgebender Verfahren in der Kieferorthopädie

Generell soll in der medizinischen Radiologie nach dem Grundsatz „As low as reasonably achievable“ (ALARA; freie Übersetzung ins Deutsche: so gering, wie vernünftigerweise möglich) verfahren werden. Das bedeutet, dass der Mediziner grundsätzlich, auch bei der röntgenologischen Diagnostik, Nutzen und Schädigung durch ionisierende Strahlung abwägen soll. Eine vergleichende Studie von Calvocorressi et al. [7] zeigt, dass ein statistischer Zusammenhang zwischen der Art und Häufigkeit zahnärztlicher Röntgenaufnahmen und der Erkrankungswahrscheinlichkeit an Meningiomen bestünde.

Das Strahlenschutzvorsorgegesetz vom 19. Dezember 1986 sieht einen jährlichen Bericht vor, in dem die Entwicklung der Radioaktivität in der Umwelt und in der Zivilisation beschrieben wird [73].

Der aktuellste Parlamentsbericht aus dem Jahr 2010 zeigt, dass die jährlich aufgenommene Strahlendosis der in Deutschland lebenden Bevölkerung durch die natürliche Hintergrundstrahlung bei 2 bis 3 mSv und im Schnitt bei 2,1 mSv lag [73]. Weiterhin beschreibt er, dass die mittlere effektive Strahlendosis durch Röntgenuntersuchungen im Jahr 2009 pro Patient etwa 1,7mSv betrug.

Auffällig ist die Entwicklung der Strahlenbelastung ohne CT im Vergleich zur Strahlenbelastung durch die CT in den Jahren 1996 bis 2009. Zu Beginn der Untersuchung war der Anteil der Gesamtstrahlenbelastung ohne CT höher als die Belastung durch das CT. Im Jahr 2004 waren die Dosen etwa gleich groß und ab 2005 ist der Dosisanteil allein durch die CT höher als die gesamte restliche Röntgendiagnostik. Im Jahr 2009 wurde durch die CT eine Strahlenbelastung pro Patient von ungefähr 1,0 mSv erzeugt während die restliche Gesamtbelastung bei ca. 0,7 mSv lag.

Zur Beurteilung kleiner Bereiche, in diesem Falle die Region der Zähne und angrenzender Strukturen, wird in der Zahnheilkunde, aufgrund der geringen Strahlendosis, in der Regel eine Einzelaufnahme (Intraorale-) Aufnahme angefertigt.

Hierzu hat 1988 Gibbs [17] einige Studien veröffentlicht. Er ermittelte für die Strahlendosis durch Bissflügelaufnahmen Werte zwischen 10 und 12 μSv . Für einen Röntgenstatus ergaben sich Werte zwischen 64 und 74 μSv . Durch die Verwendung einer Rechteckblende konnten diese Dosen auf 2,5-2,6 μSv für die Bissflügelaufnahmen und 13-14 μSv für den Zahnfilmstatus minimiert werden. Allerdings muss bei der Verwendung der Blende bedacht werden, dass die Fehlertoleranz deutlich vermindert wird und wiederholte Aufnahmen nötig werden, wodurch die Strahlenbelastung wiederum zunimmt.

Mit der digitalen Aufnahmetechnik konnte durch Verstärkersysteme die benötigte Strahlenmenge reduziert werden. Patel [50] stellte in seiner Veröffentlichung von 2009 hierzu Werte von 1 μSv bis 8,3 μSv vor.

Die in der Zahnheilkunde gebräuchlichste Übersichtsaufnahme ist das Orthopantomogramm (OPG). Bereits 1988 veröffentlichte Underhill [64] eine Studie zur Röntgenbelastung bei OPG – Aufnahmen. Er ermittelte bei fünf analogen Geräten Strahlendosen zwischen 3,9 und 5,3 μSv .

Wenige Jahre später postuliert White [67] einen Wert von 6,7 μSv für ein analoges OPG. In aktuelleren Studien werden ähnliche bis geringere Werte erreicht.

Danforth [12] veröffentlichte im Jahr 2000 Ergebnisse von 3,85 μSv bei 60 kV und 4 mA, ähnlich wie Lecomber [35], welcher ein Jahr später 4 μSv berechnete. Allerdings hatte er bei gleicher Leistung das Sichtfeld auf die Zahnbögen reduziert und die Kiefergelenke nicht mit abgebildet.

Im Jahr 2005 erschien von Gijbels [18] eine vergleichende Studie zwischen oben genannten Ergebnissen und seinen Untersuchungen an digitalen Geräten. Dabei erzielten die Geräte mit der geringeren Stromstärke und der größeren Spannung eine geringere effektive Dosis, als die Geräte mit umgekehrter Einstellung. Für die zuerst genannte Option lag die effektive Dosis zwischen 2,4 und 3,3 μSv , für die zweite zwischen 4,5 und 6,2 μSv .

Gänzlich anderes Ergebnis erzielten Ludlow et al. [43] im September 2008. Die Arbeitsgruppe hat ebenfalls eine vergleichende Studie zum Patientenrisiko bei verschiedenen Röntgenaufnahmen in der Zahnheilkunde veröffentlicht. Die Neubewertung erfolgt dabei nach den 2007 ermittelten Empfindlichkeitswerten der verschiedenen Gewebe des IRCP (International Commission on Radiological Protection). Darin wird eine Strahlendosis von 24,3 μSv für ein OPG der Firma

Planmeca mit CCD Sensor angegeben. Die deutlich höhere Dosis wird hierbei durch die sensibler bewerteten Speicheldrüsen und Mundschleimhaut verursacht, als sie im Vergleich noch 1990 oder 2005 eingestuft wurden.

Die in der Kieferorthopädie gebräuchlichste Übersichtsaufnahme ist das Fernröntgenseitenbild. An ihr erfolgt in der Regel die röntgenologische kieferorthopädische Kephalmetrie.

Gijbels [18] hat sich auch mit der Strahlenbelastung ausgehend von der Aufnahme eines FRS beschäftigt und gelangte bei zwei verschiedenen digital aufnehmenden Geräten zu Werten von 1,6-1,7 μSv .

Lorenzoni et al. [37] geben in ihrer Übersicht über die Strahlenbelastung in der Zahnheilkunde von 2012 einen Wert um 5,6 μSv für ein FRS an.

Bei einem CT des Kopfes und Halses werden deutlich höhere effektive Dosen erreicht als bei den bisher genannten Verfahren. Allerdings ist bei der CT das Field of view (FOV) bzw. der abgebildete Bereich deutlich größer.

Rogers [56] postulierte eine effektive Dosis einer Kopf-Hals-CT bei 280 mAs von 6000 μSv ; also ungefähr das 100-fache im Vergleich zu einem FRS oder OPG erzeugt wird. Dabei hat Rogers durch die Verringerung der Ladung von 280 mAs auf 120 mAs die Dosis auf 2600 μSv reduzieren können, ohne dabei große Informationsverluste hinnehmen zu müssen.

Cohnen [41] beschrieb die Strahlenbelastung durch Dental-CTs (single-slice-Detektor) und Dental Multislice CTs (multi-slice-Detektor) und untersuchte sowohl den Einfluss der Ladung auf die Dosis, als auch den des Pitchfaktors. Dieser beschreibt das Verhältnis von Tischvorschub zu Strahlkollimierung und Schichtdicke. Bei gleicher Spannung und Stromstärke kommt es bei höherem Pitchfaktor zu einer geringeren Strahlenbelastung. Cohnen [41] hat bei 140 kV, 94 mA und einem Pitchfaktor von 1 eine Dosis von 610 μSv gemessen. Bei einer Stromstärke von 60 mA und einem Pitchfaktor von 1,5 und gleicher Spannung waren es nur noch 360 μSv gewesen und bei einer noch geringeren Stromstärke von 43 mA noch 150 μSv .

Sowohl Ngan [48] in der Untersuchung von Strahlendosen bei CT und zahnärztlicher Röntgenologie als auch Ludlow [42] in der Beschreibung der

Möglichkeiten des Zahn- und Gesichtsröntgens, geben eine Dosis von 2100 μSv für eine CT der beiden Kiefer an.

Schließlich hat van der Molen [66] einen Vergleich der effektiven Dosen bei Kopf-Hals-CTs vier verschiedener Tomographen vorgelegt, bei denen Werte in Höhe von 1400 bis 2300 μSv erreicht wurden. Die Scans waren dabei von der Größe und Schichtdicke nicht miteinander vergleichbar, sondern weit gefächert, weshalb die reelle Dosis einer Untersuchung in dem angegebenen Bereich liegen wird.

Die Strahlenbelastung bei der digitalen Volumentomographie wird sehr kontrovers diskutiert, was in der Neuheit der Technik und der damit verbundenen starken Weiterentwicklung begründet liegt.

Im Jahr 2009 hat die DGZMK, als Instrument für die Herausgabe von offiziellen Stellungnahmen und Leitlinien in der Zahnheilkunde, eine mittlere effektive Dosis von $201 \mu\text{Sv} \pm 275 \mu\text{Sv}$ für DVT-Geräte angegeben. Die DGZMK bezog sich dabei auf vier Studien von Lofthag-Hansen et al. [38], Loubele [40] und Ludlow [39,45]. Die Spanne der verschiedenen Geräte lag dabei zwischen 13 μSv und 1073 μSv womit die mittlere effektive Dosis aussagegelos ist. Weiterhin wurde hier die Größe des FOV außeracht gelassen, die die effektive Dosis maßgeblich beeinflusst.

Von den Herstellern wird häufig die Angabe großes, mittleres oder kleines FOV gemacht. Allerdings gibt es dafür keine strikte und schon gar keine offizielle Einteilung. Die Firma Orange dental gibt auf ihrer Homepage folgende Einteilungen an: Großes FOV 20 x 19 cm, mittleres 12 x 8,5 cm und kleines 8 x 5 cm.

Lorenzoni [39] hat hierzu in seiner im Jahr 2012 veröffentlichten Metaanalyse (Tabelle 1) effektive Dosen von DVT-Scans mit großem FOV zwischen 30 μSv und 1025,4 μSv angegeben. Beachtenswert ist, dass der Tomograph von CB Mercur Rayin mit den Einstellungen 120 kV und 15 mA nach den Untersuchungen von Ludlow et al. [39,44] als einziges Gerät eine Dosis von mehr als 1000 μSv erzeugt. Hingegen wird in der Untersuchung von Palomo bei scheinbar gleichen Einstellungen mit einer Dosis von 761 μSv ein deutlich geringerer Wert erzielt. Eindeutig ist, dass die anderen Geräte, bis auf eine Ausnahme, Werte für die effektive Dosis von weit unter 500 μSv erreichen. Etwas weniger als die Hälfte der Geräte erzielten sogar Werte unter 100 μSv .

Tabelle 1: Auszug aus Tabelle 2 der Metaanalyse von Lorenzoni et al. [39]: Vergleich der effektiven Dosis verschiedener DVT-Geräte in verschiedenen Einstellungen nach den ICRP-Protokollen 2005 und 2007

Gerät, Größe des FOV und Einstellungen	Effektive Dosis [μ Sv] ICRP 2005	Effektive Dosis [μ Sv] ICRP 2007
Classic i-CAT/FOV22 cm/120 kV/3–8mA [55]		182.1
Classic i-CAT/FOV22 cm/120 kV/5.7mA [42]	193.4	
Classic i-CAT/FOV22 cm/120 kV/3–8 mA/2 x 20 s [40]		82
Next Generation i-CAT/FOV23 cm/120 kV/5 mA/19mAs/8.9 s [44]		74
NewTom3G/FOV19 cm/110 kV/1.5 mA/8.09mAs/36 s [39,44]		68
NewTom3G/FOV19 cm/110 kV/<15mA [40]		30
NewTom9000/FOV23 cm/110 kV/5.4mA [47]	56.2	
CBMercurRay/FOV19 cm/100 kV/10mA/100mAs/10 s [39,44]	557.6	569
CBMercurRay/FOV19cm/120kV/15mA/150mAs/10s [39,44]	1025.4	1073
CBMercurRay/FOV19cm/100kV/15mA [49]	479	
CBMercurRay/FOV19 cm/120 kV/15 mA [49]	761	
CBMercurRay/FOV19 cm/100 kV/10 mA [49]	306	
CBMercurRay/FOV19 cm/100 kV/5 mA [49]	177	
CBMercurRay/FOV19 cm/100 kV/2 mA [49]	86	
Iluma/FOV19 cm/120 kV/1 mA/20 mAs/20 s [44]		98
Iluma/FOV19 cm/120 kV/3.8 mA/152 mAs/40 s [44]		498
Kodak9500/FOV18 cm/80 kV/86.4 mAs [41]		93
Kodak9500/FOV18 cm/85 kV/108 mAs [41]		163
Kodak9500/FOV18cm/90kV/108mAs [41]		260
Kodak9500/FOV18cm/90kV/108mAs [51]		136
SkyView/FOV17cm/90kV/51 mAs [51]		87

1.3 DVT und kieferorthopädische Behandlungsplanung

Ein breites Spektrum der Nutzung von DVTs findet sich in der Kieferorthopädie und kieferorthopädischen Chirurgie. Der Vorteil des DVTs besteht darin, dass bei geringerer Strahlenbelastung als durch ein CT, in einer Aufnahme sämtliche relevanten Strukturen des Schädels dargestellt werden können. Kamp [30] beschreibt, dass die kieferorthopädische Röntgendiagnostik, bestehend aus PSA, OPG und Einzelbildern, eine ähnlich hohe Dosis erzeugt, wie ein DVT mit 60 μ Sv. Außerdem werden durch die Schichtaufnahme bzw. die dreidimensionale Rekonstruktion deutlich mehr Informationen, wie zum Beispiel die vestibuläre Knochendicke oder die Beschaffenheit der Kiefergelenke, zur Verfügung gestellt. Einerseits Honey [24] andererseits auch Scarfe [70] und Braumann [5] vertreten die Meinung, dass durch die Gesamtdarstellung des Schädels sowohl die kieferorthopädische Behandlungsplanung als auch die kombiniert kieferorthopädisch-kieferchirurgische Planung deutlich erleichtert wird.

Bereits 1989 veröffentlichten Matteson et al. [45] eine Studie zur Genauigkeit der Wiedergabe von Schädeln in Fernröntgenseitenbildern und posterior-anterior-Aufnahmen mit 3D-Aufnahmen und den abgelichteten Schädeln. Sie kamen zu dem Schluss, dass die 3D-Aufnahme deutlicher die Deformationen wiedergaben und somit besser für die kieferorthopädisch/ kieferchirurgische Behandlung geeignet sind.

Nach Kau [31] bestehen weitere Vorteile des DVTs darin, dass es möglich ist, neben Strecken und Winkeln, auch das Volumen eines Objektes oder Hohlraumes zu erfassen.

Cevitanes [8] sagt außerdem, dass mit Hilfe des DVTs an allen Zähnen Wurzeltorque und -inklination besser beurteilen könne als bei der herkömmlichen Röntgendiagnostik. Außerdem könne die Knochendichte und -ausdehnung besser eingeschätzt werden um die Insertation von Minischrauben/ Mini-Implants planen oder um die Bewegung der Zähne bemessen zu können. Weiterhin verweist Cevitanes auf den Vorteil der Darstellung der oberen Atemwege.

Auch nutzen Gracco [19] und Kim [33] die Möglichkeit des DVT, um den Einsatz von Mini-Implants besser bewerten zu können.

Holberg [22] sieht in dieser Technik, im Gegensatz zum FRS, Vorteile darin, Strukturen überlagerungsfrei darstellen zu können. Er wendet aber ein, dass die

Entscheidung zum höheren Einsatz an Röntgenstrahlung nicht leichtfertig getroffen werden dürfe, dies jedoch vor allem bei skelettalen Entwicklungsstörungen in transversaler Richtung angemessen sei.

Außerdem müssen in der kieferorthopädischen Behandlung auch andere Strukturen, die den Behandlungserfolg einschränken können, dargestellt und entsprechend beurteilt werden.

So werden durch Braumann [5] Vorteile dahingehend angegeben, dass bei der dreidimensionalen Bildgebung, wie zum Beispiel bei einem DVT, morphologische Veränderungen oder überzählige Zahnanlagen eindeutig im Raum einzuordnen seien, wie es bei einer Panoramaschichtaufnahme nicht möglich wäre. Als Beispiel werden hier die Mesiodents genannt, die bei einer PSA außerhalb der Abbildungsebene liegen können und somit nicht entdeckt werden würden, aber trotzdem ein Durchbruchshindernis darstellen können. Sollte es zu einer operativen Entfernung kommen, wäre bei einer vorliegenden digitalen Volumentomographie die Lage zu anderen Strukturen, wie dem Boden der Nasennebenhöhle oder der Nasenhöhle bereits geklärt und zusätzliche Aufnahmen würden entfallen.

Ebenso untersuchte Liu [37] den Nutzen der dreidimensionalen Darstellung bei der Diagnostik überzähliger Zähne und der Therapieentscheidung. Auch hier wurde als Ergebnis herausgestellt, dass gefährdete Nachbarstrukturen besser beurteilbar seien und somit die Behandlungsplanung erleichtert und der Patient geschont würde.

Tantanapornkul [62] untersuchte die Darstellung von Weisheitszähnen im Unterkiefer und ihre Lage zum Canalis mandibularis bzw. zum Nervus alveolaris inferior in DVT-Aufnahmen und Panoramaschichtaufnahmen. Ein Freilegen des Nerves konnte mit Hilfe der digitalen Volumentomographie mit einer Sensitivität von 93 % und einer Spezifität von 77 % vorausgesagt werden. Hingegen lagen bei den Panoramaschichtaufnahmen die Werte bei 70 % und 63 %. Dadurch wurde die größere Genauigkeit der Bildgebung mittels DVTs, bzw. dessen klinische Relevanz im Vergleich zu einer Panoramaschichtaufnahme bestätigt.

Ein Risiko der kieferorthopädischen Behandlung bzw. nach Unfällen besteht darin, dass das Bewegen der Zähne im Alveolarknochen zu Resorptionen an der Wurzel führen kann. Durch ein behutsames Vorgehen wird in der Kieferorthopädie versucht, dies zu vermeiden. Cohenca [9] sieht in der digitalen

Volumentomographie eine gute Möglichkeit der Diagnostik, vor allem posttraumatischer Wurzelresorptionen und damit eine Verringerung des Risikos durch eine kieferorthopädischen Behandlung.

Ein weiteres unerwünschtes Ergebnis der kieferorthopädischen Behandlung ist die Entstehung von Fenestrations des Knochens bei der Bewegung der Zähne zum knöchernen Rand hin. In einer Untersuchung der Darstellung von Knochenläsionen hat Schattmann [59] festgestellt, dass bei geringer Voxelgröße 97 % der Defekte mit einer Größe von 0,3 mm oder mehr in DVTs zu erkennen und zu vermessen waren. Somit könnte durch gezielte Untersuchung mittels einer DVT-Aufnahme eine Vergrößerung einer Fenestration verhindert, bzw. eine solche erkannt werden und die Behandlungsplanung entsprechend modifiziert werden.

Weiterhin kann auch das Kiefergelenk durch eine digitale Volumentomographie besser beurteilt werden als durch eine Panoramaschichtaufnahme oder ein Fernröntgenseitenbild. Hilgers [21] untersuchte den Bereich des Kiefergelenks und hat Messungen in DVT-Aufnahmen mit denen in Fernröntgenseitenbildern und denen am Messobjekt verglichen. Das Ergebnis dieser Studie zeigte, dass die Übereinstimmungen der Messungen in den DVT-Aufnahmen mit denen am Objekt hoch sind, während deutliche Unterschiede zwischen den Messungen am Objekt und den Messungen im FRS vorlagen.

Honda et al. [23] bestätigen in ihrer Veröffentlichung, dass das Kiefergelenk durch die digitale Volumentomographie besser dargestellt wird.

Außerdem ist es entscheidend, dass die knöchernen Strukturen des Schädels eindeutig zu beurteilen sind, so dass Messungen am richtigen Punkt vorgenommen werden können.

Im Jahr 2006 veröffentlichten Wortche et al. [68] eine Untersuchung an Spaltpatienten hinsichtlich der Genauigkeit der DVT-Aufnahmen im Vergleich zu CT-Aufnahmen. Sie sind zu dem Schluss gelangt, dass die digitale Volumentomographie der Computertomographie in Bezug auf die Bildqualität unterlegen, aber für diagnostische Zwecke hinreichend ist und interdisziplinäre Behandlungsplanungen leichter zu erstellen sind.

Weiterhin muss vorausgesetzt werden, dass die 3D-Bildgebung und deren Verrechnung verlässlich sind. Dazu haben verschiedene Arbeitsgruppen Untersuchungen vorgenommen und veröffentlicht.

EI-Beialy et al. [13] haben 2011 ihre Arbeit über die Genauigkeit und Verlässlichkeit der digitalen Volumentomographie in Abhängigkeit zur Schädelposition vorgestellt. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass die Übereinstimmungen der Messergebnisse der Untersucher bei wiederholten Messungen als auch bei verschiedenen Untersuchern sehr hoch waren, genauso wie die vergleichenden Messungen zwischen den DVT-Aufnahmen mit denen direkt am Schädel. Der Vergleich der Messungen in den verschiedenen Schädelpositionen ergab ebenfalls eine hohe Übereinstimmung, so dass EI-Beialy et al. [13] zu dem Schluss gekommen sind, dass die Genauigkeit und Verlässlichkeit nicht von der Positionierung des Schädels abhängt, solange eine sichere Lagerung gewährleistet ist.

Bereits 2009 untersuchten Baumgaertel et al. [2] ebenfalls die Zuverlässigkeit und Genauigkeit von Messungen in DVT-Aufnahmen. Sie führten dazu an 30 Schädeln zehn kieferorthopädische Messungen, wie z.B. die Bestimmung des Overjet und Overbites durch. Die Messungen führten sie zum einem direkt am Schädel mit einem digitalen Messschieber durch und zum anderen in DVT-Aufnahmen. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass beide Messmethoden sehr zuverlässig seien, die digitalen Volumentomographien die anatomischen Strukturen aber tendenziell leicht verkleinert wiedergaben. Dies wurde allerdings nur bei aufeinander aufbauenden Messungen statistisch relevant und eine Anpassung an diesen Fehler kann für eine höhere Genauigkeit sorgen.

Farronato et al. [14] haben 2010 die Messgenauigkeit in niedrig dosierten digitalen Volumentomographien mit der in Fernröntgenseitenbildern verglichen. Aufgrund der Überlagerungen der verschiedenen Strukturen bei FRS - Aufnahmen ist die Identifizierung der Strukturen im Gegensatz zum DVT erschwert. Dennoch sind sie in ihrer Studie zu dem Ergebnis gelangt, dass statistisch kein großer Unterschied zwischen den Längen- und Winkelmessungen in FRS- und DVT - Aufnahmen besteht, betonen aber ausdrücklich, dass bei 3D-Projektionen der menschliche Fehler drastisch reduziert werden kann.

Al-Ekrish und Ekram [1] veröffentlichten 2011 ihre Studie zum Vergleich der Genauigkeit und Zuverlässigkeit von Längenmessungen in Multidetector-Computertomographien (MDCT) und digitalen Volumentomographien. Der Mittlere Fehler lag bei den MDCT bei 0,75 mm und bei den DVTs bei 0,49 mm. Somit konnten sie für beide Methoden einen statistisch relevanten Fehler nachweisen,

wobei sich die größere Genauigkeit bei der digitalen Volumentomographie herausstellte und sie eine hohe Zuverlässigkeit für beide Tomographien attestierten.

2012 wurde nochmals die Zuverlässigkeit von DVT-Aufnahmen untersucht. Dalessandri et al. [11] verglichen Messungen zwischen Guttapercha-Markierungen in Lammschädeln in den Darstellungen zweier verschiedener digitalen Volumentomographen mit den Messungen digitaler Messschieber. Sie kamen zu dem Schluss, dass es einzelne minimale Unterschiede zwischen den Messungen mit dem Messschieber und in den DVTs gibt, aber keine Unterschiede zwischen den beiden verschiedenen Tomographen.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass durch die digitale Volumentomographie dem Behandler eine Möglichkeit gegeben ist, sehr genaue Aussagen über die verschiedenen Strukturen und deren Orientierung im Schädel zu treffen. Unumstritten ist der Vorteil, diese Strukturen überlagerungsfrei beurteilen zu können.

Leichte Messfehler kommen zwar in der digitalen Volumentomographie vor [58, 59, 60], werden aber als geringfügig erachtet und seien theoretisch durch Anpassung ausgleichbar. Im Vergleich zu anderen bildgebenden Verfahren wird die Genauigkeit von Messungen in der digitalen Volumentomographie fast durchweg als größer angegeben.

1.4 Bedeutung des Field of View für die Behandlungsplanung in der Kieferorthopädie

Für die ausführliche Therapieplanung in der Kieferorthopädie wird in der Regel eine Vermessung des Gesichtsschädels vorgenommen. Nach Schopf [60] stehen einem Kieferorthopäden dabei über 100 verschiedene Möglichkeiten der Vermessung zur Verfügung. Abhängig davon, für welche Methode sich der Kieferorthopäde entscheidet, müssen unterschiedliche knöcherne und weichgewebige Strukturen durch die Röntgenaufnahme erfasst werden. Das FOV

muss demnach groß genug sein, um alles abzubilden, soll aber auf der anderen Seite keine unnötige Strahlenbelastung erzeugen.

Deshalb muss das FOV den kompletten Gesichtsschädel sowie die Kiefergelenke erfassen.

Eine exakte kieferorthopädische Kephalometrie anhand der Röntgenaufnahmen des Patienten ist nicht möglich, wenn das FOV nicht ausreichend groß ist. Abbildung 5 und Abbildung 6 zeigen Beispiele, wie sich ein zu kleines FOV in der Axialebene auswirken kann. Dabei ist das FOV durch einen weißen Kreis illustriert. In Abbildung 5 sind die Punkte Pronasale und Basion bei einer zylindrischen Aufnahmetechnik komplett erfasst, die Kondylen jedoch bestenfalls nur angeschnitten.



Abbildung 5: Schnittbild in der Axialebene mit Darstellung von Pronasale und Basion innerhalb des weißen Kreises und den lateralen Kondylenpolen außerhalb. Der weiße Kreis symbolisiert die äußere Grenze des Field of View.

In Abbildung 6 ist das FOV in der gleichen Größe dargestellt, allerdings wurde das FOV nach dorsal verschoben. Diese weitere Verschiebung des Field of View in Richtung der Kondylen führt zwar dazu, dass die Kondylen nahezu vollständig abgebildet werden, dafür liegen allerdings die Nase und der anteriore Gesichtsschädel außerhalb des Betrachtungsfeldes.



Abbildung 6: Schnittbild in der Axialebene mit Darstellung von Basion und den lateralen Kondylenpolen innerhalb des weißen Kreises und u.a. Pronasale außerhalb. Der weiße Kreis symbolisiert die äußere Grenze des Field of View.

In Abbildung 7 wurde der Kreisdurchmesser um 1,2 cm erhöht. Dadurch wurde es möglich die genannten Begrenzungen, Pronasale, Basion und die lateralen Kondylenpole, in der Axialebene komplett zu erfassen.



Abbildung 7: Schnittbild in der Axialebene mit Darstellung von Pronasale, Basion und den lateralen Kondylenpolen innerhalb des weißen Kreises. Der weiße Kreis symbolisiert die äußere Grenze des Field of View.

In der Sagittalebene stellt sich diese Art des Problems bei einem zylindrischen Field of View nicht dar, da der Ausschnitt eines Zylinders, abhängig von der Schnittebene durch den Körper und von der Länge und dem Durchmesser die Form eines Rechtecks oder eines Quadrats erhält. Daraus folgt, dass es auch keine Verjüngung wie bei Kreisen gibt. Wird demnach die richtige Länge und Höhe

(Abbildung 8) gewählt, wenn das Problem in der Axialebene gelöst ist, dann können alle Punkte erfasst werden.

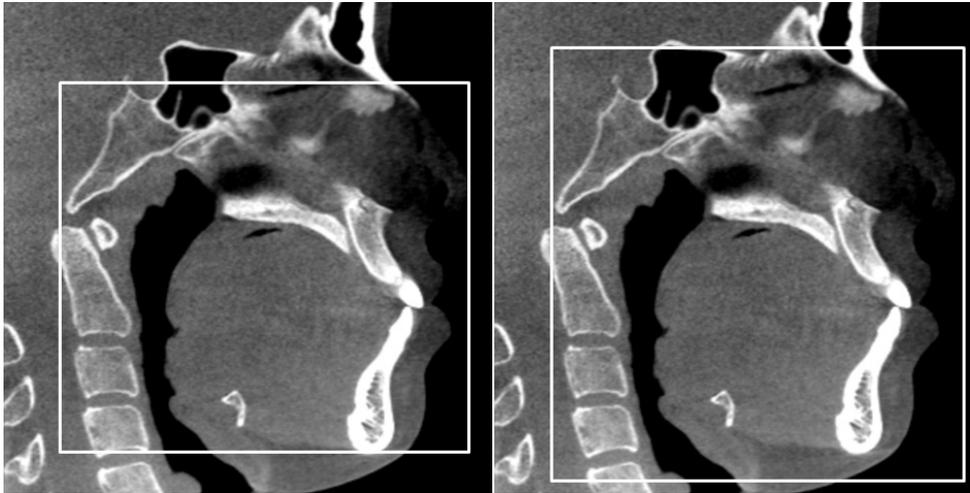


Abbildung 8: Schnittbild in der Sagittalebene mit Darstellung von Nasion, Basion und Weichgewebsmenton außerhalb bzw. innerhalb des weißen Vierecks. Das weiße Viereck symbolisiert hier die äußere Grenze des Field of View- Ausschnitts.

Im sphäroidalen FOV verhält es sich in der Sagittalebene anders. Der Kugelausschnitt ist im Gegensatz zum zylindrischen FOV nicht rechteckig oder quadratisch, sondern kreisförmig. Damit tritt beim sphäroidalen FOV auch in der Sagittalebene das oben beschriebene Problem der Verjüngung des Kreises zu den Polen hin auf.

In Abbildung 9 wird gezeigt, wie bei einem zu kleinen Durchmesser der Kugel zwar noch die Punkte Nasion und Weichgewebsmenton erfasst werden, der Punkt Basion allerdings weit außerhalb des Kreises liegt. Außerdem liegt ein großer Anteil des Sichtfeldes vor dem Kopf des Patienten, wodurch ein großer Teil der aufgewendeten Strahlung nicht zur Bildgebung beiträgt.

Wenn der Kreisausschnitt nach dorsal verschoben wird (Abbildung 10), kann zwar das Basion erfasst werden, aber sowohl das Nasion als auch die Projektion von Menton auf das Weichgewebe wären nicht mehr abgebildet. Damit wäre eine Einstellung in dieser Position nicht geeignet für eine kephalometrische, kieferorthopädische Untersuchung und der Patient müsste erneut der Röntgenstrahlung ausgesetzt werden, da eine weitere Aufnahme nötig wäre.



Abbildung 9: Schnittbild in der Sagittalebene mit Darstellung von Nasion und Weichgewebsmenton innerhalb und Basion außerhalb des weißen Kreises. Der weiße Kreis symbolisiert hier die äußere Grenze des Field of View- Ausschnitts.

Dadurch würde in Summation eine höhere effektive Dosis zustande kommen, als wenn bei der ersten Röntgenuntersuchung ein größeres FOV eingestellt worden wäre.



Abbildung 10: Schnittbild in der Sagittalebene mit Darstellung von Nasion und Weichgewebsmenton außerhalb und Basion innerhalb des weißen Kreises. Der weiße Kreis symbolisiert hier die äußere Grenze des Field of View- Ausschnitts.

Eine weitere Verschiebung des Feldes nach dorsal und kaudal (Abbildung 11) würdedazu führen, dass die Punkte Weichgewebsmenton und Basion erfasst wären, allerdings würde das Nasion dann deutlich außerhalb des Sichtfeldes liegen. Somit wäre auch eine Einstellung in dieser Form für eine

kieferorthopädische Diagnostik nicht sinnvoll. Hierdurch zeigt sich, dass in diesem Beispiel der Durchmesser des FOV zu klein gewählt ist und größer angelegt werden müsste, um die gewünschten Strukturen vollständig darzustellen.



Abbildung 11: Schnittbild in der Sagittalebene mit Darstellung von Nasion außerhalb und Weichgewebsmenton und Basion innerhalb des weißen Kreises. Der weiße Kreis symbolisiert hier die äußere Grenze des Field of View- Ausschnitts.

Erst eine Vergrößerung des Durchmessers um einen halben Zentimeter mit optimierter Ausrichtung (Abbildung 12) des FOV würde in diesem Beispiel dazu führen, dass die notwendigen Punkte dargestellt wären.

Damit hat sich gezeigt, welche Bedeutung die Größe des FOV hat. Ein deutlich zu großer Ausschnitt verursacht eine unnötig hohe Strahlenbelastung. Wenn dabei die Einstellungen schlecht gewählt sind und zu ein großer Anteil des FOVs vor dem Patienten oder zu weit kaudal liegt, ist diese für die Kieferorthopädie zusätzlich noch ohne diagnostischen Wert.

Auch bei einer zu kleinen Größe des FOV kann keine vollständige Vermessung aus kieferorthopädischer Sicht vorgenommen werden.

Bei angemessener Größe und Einstellung (Abbildung 12) kann für den Patienten eine unnötig hohe Strahlendosis vermieden werden und trotzdem alle für die kieferorthopädische Kephalometrie relevanten Strukturen abgebildet werden.



Abbildung 12: Schnittbild in der Sagittalebene mit Darstellung von Nasion, Basion und Weichgewebsmenton innerhalb des weißen Kreises. Der weiße Kreis symbolisiert hier die äußere Grenze des Field of View-Ausschnitts.

2 Fragestellung

Die Bedeutung der dreidimensionalen Darstellung der Strukturen des menschlichen Schädels in der Zahnheilkunde, insbesondere im Bereich der Diagnostik bei Implantologie, der Mund-Kiefer-Gesichts-Chirurgie und der Kieferorthopädie hat stark zugenommen. Dabei wird bei gleichwertiger Aufnahmequalität bei der digitalen Volumentomographie im Vergleich zur Computertomographie eine wesentlich geringere Strahlendosis erzeugt.

Im Bereich der Implantologie reicht die Darstellung eines kleinen Bereichs des Kieferknochens, für die Mund-Kiefer-Gesichts-Chirurgie und besonders die Kieferorthopädie ist es häufig notwendig, den kompletten Gesichtsschädel inklusive der Kiefergelenke darzustellen, um einen räumlichen Eindruck von dem Bereich zu erhalten, der behandelt werden soll.

Aufgrund der Vielfalt der verschiedenen Geräte und Hersteller ist es Ziel dieser Studie anhand von Volumentomographien europäischer Patienten mit Hilfe einer speziellen 3D-Software zu untersuchen, wie groß das FOV (Field of View) gewählt werden muss, um eine vollständige Darstellung des erwünschten Bereichs zu erreichen und gleichzeitig nicht größer als herstellerbedingt notwendig zu sein, um die Strahlenbelastung so gering wie möglich zu halten. Dabei sollen verschiedene Altersgruppen sowie geschlechtsspezifische Unterschiede miteinander verglichen werden.

Im Mittelpunkt der vorliegenden Arbeit stand die Überprüfung folgender Hypothesen:

1. Bei einem zylindrischen FOV ist eine Höhe von 13 cm für eine kieferorthopädische Behandlungsplanung zur Erfassung von Nasion und Weichgewebsmenton ausreichend.
2. Bei einem zylindrischen FOV ist ein Durchmesser von 16 cm für eine kieferorthopädische Behandlungsplanung zur Erfassung von Pronasale, Basion, den Fossae mandibulares und der lateralen Kondylenpole beidseits ausreichend.

3. Das erforderliche Volumen des FOV für eine kieferorthopädische Behandlungsplanung ist bei Jugendlichen kleiner als bei Erwachsenen.
4. Das erforderliche Volumen des FOV für eine kieferorthopädische Behandlungsplanung ist bei männlichen Patienten größer als bei weiblichen.
5. Bei Anwendung der großen FOVs fünf verschiedener Hersteller kann bei mehr als 90% der Patienten eine sinnvolle kieferorthopädische Behandlungsplanung durchgeführt werden.
6. Bei Verwendung eines sphärischen FOVs ist ein Durchmesser von 15 cm für eine kieferorthopädische Behandlungsplanung zur Erfassung von Nasion, Weichgewebsmenton, Pronasale und der Fossa mandibularis beidseits ausreichend.

3 Material und Methoden

3.1 Allgemeine Methoden und Material

3.1.1 Patientengut

Für diese Arbeit wurden von 1285 Patienten DVT-Aufnahmen ausgewertet. Diese Auswertung erfolgt retrospektiv. Somit wurden bereits bestehende Röntgenaufnahmen ausgewertet. Es wurden keine Auflagen gestellt, die die Patienten zu erfüllen hatten. Das bedingt natürlich, dass im Wesentlichen Aufnahmen von Patienten mit Dysgnathien vorhanden waren. Da diese Fehlentwicklungen aber für den kieferorthopädischen Patienten typisch sind, wurde diese Besonderheit des Patientenguts als angemessen bewertet.

Zur Verfügung gestellt, wurden die Aufnahmen von dem Röntgeninstitut Mesantis[®], wobei nur Datensätze in Betracht gezogen wurden, die ein zylindrisches Volumen (Höhe x Durchmesser) von 17x17 bis 20x17 cm haben und die Region von Interesse vollständig abbilden.

Die Patienten wurden nach ihrem Geschlecht in Männer und Frauen unterteilt, sowie nach ihrem Alter in jünger als 18 Jahre als Jugendliche und 18 Jahre und älter als Erwachsene. Somit standen am Ende 238 Aufnahmen von Jungen unter 18 Jahren zur Verfügung, 281 von Mädchen unter 18 Jahren, 317 von Männern älter als 17 Jahre und 449 von Frauen, die älter als 17 Jahre waren.

3.1.2 DVT-Aufnahmen

Die Aufnahmen wurden von dem Röntgeninstitut Mesantis[®] im Auftrag verschiedener Ärzte, Kieferorthopäden und Zahnärzte erstellt. Das verwendete Gerät ist ein digitaler Volumtomograph der Marke Mesantisline basierend auf dem KaVo 3DeXam.

Es können Aufnahmen mit einem Volumen bis zu 23 cm x 17cm und einer Schichtdicke von 0,125 Voxel bis 0,4 Voxel erstellt werden. Dabei wird, wie in Tabelle 2 dargestellt, je nach Einstellung, bei einem Potenzial von 90 bis 120 kV bei einer Stromstärke von 3 bis 8 mA (gepulst) eine effektive Strahlendosis von 37 bis 69 μ Sv bei einer Aufnahmedauer von 4,8 sec bis 26,9 sec erzeugt. Die Strahlung wird mittels eines amorphen Silizium-Flat-Panel-Detektors erfasst. Die

Rekonstruktionsdauer beträgt abhängig von der Datenmenge 10 sec bis 120 sec. Nach der Rekonstruktion werden die Daten chiffriert, decodiert und in das DICOM-Format konvertiert. Zur Auswertung stehen Befundungsmonitore und x86-Computer zur Verfügung, die eine Datenverarbeitung in angemessener Zeit erlauben.

Die verschiedenen Aufnahmemodi sind in Tabelle 2 dargestellt.

Tabelle 2: Aufnahmemodi des KaVo 3DeXam [32]

Modus	Aufnahmevolumen	Scangeschwindigkeit	Voxelgröße
Standard	16 cm x 13 cm	8,5 s	0,4 oder 0,3 mm
High Resolution	16 cm x 13 cm	26 s	0,2 mm
Ultra-high Resolution	8 cm x 8 cm	26 s	0,125 mm
Cephalometrischer Modus	23 cm ² x 17 cm	8,5 s	0,4 mm

Laut Hersteller ergeben sich folgende Einsatzmöglichkeiten [32]:

- Panoramaansichten von bukkal und lingual
- Schichtdarstellungen in allen drei Ebenen bis 0,15 mm Schichtdicke
- 3D-Darstellungen aller knöchernen Strukturen
- 3D-Darstellungen aller Weichteilstrukturen
- Exakte 3D-Diagnostik von verlagerten Zähnen
- Untersuchung der Relation des Nerven bei verlagerten Zähnen im Unterkiefer
- 3D-Untersuchung des Knochenangebotes bei Lückenschluss
- Bukkale und linguale Bestimmung der Knochenbedeckung der Wurzeln als Rezessionsprophylaxe
- Bestimmung der Zahnbogenform in Abhängigkeit vom 3D-Knochenangebot
- 3D-Planungen von orthognather Chirurgie
- Planungen von skelettalen Verankerungspins
- Beurteilung der Sinus
- Beurteilung des Nasenseptums
- Cephalometrische 2D- und 3D-Analyse

Zur Auswertung werden die einzelnen Datensätze vor der Messung mit Hilfe der Software einheitlich ausgerichtet. Dazu wird das Instrument "reorientation" genutzt und der Schädel in den drei Achsdarstellungen so gedreht, dass sich die Punkte Pronasale und die beiden Kondylenpunkte auf einer Ebene befinden und die Longitudinalachse trotzdem möglichst vertikal bleibt.

3.1.3 Auswertungssoftware

Die Datensätze werden mit Hilfe der Software Invivo® der Firma Anatomage ausgewertet. Dabei kann die Ansicht zwischen den Schnittebenen (Cross-Sektion) und einer dreidimensionalen Darstellung (Volume render) gewechselt werden. Für die Auswertung bietet sich die Darstellung der Schnittebenen an. Es werden die Transversalebene/Axialebene, die Sagittalebene und Frontalebene unterschieden. Die Transversalebene unterteilt den Körper in einen kranialen und kaudalen Abschnitt, die Mediansagittalebene teilt den Körper in zwei „seitengleiche“ Hälften, und die Frontalebene teilt den Körper in einen ventralen und dorsalen Abschnitt.

Die Software stellt verschiedene Instrumente zur Verfügung, womit u.a. die Ausrichtung des Kopfes idealisiert ("reorientation") und, wesentlich für diese Untersuchung, Strecken zwischen selbstgewählten Punkten gemessen und Hilfslinien eingezeichnet werden können (distance measurement).

Die in einem Schnittbild betrachtete Ebene wird in den anderen beiden Ebenen durch eine farbige Linie gekennzeichnet, wodurch die Orientierung erleichtert wird.

3.1.4 Messungen

Für die Bestimmung der für die kieferorthopädische Diagnostik notwendigen Größe des FOV wurden sieben Punkte im Schädel festgelegt, so dass der Bereich von Interesse vollständig abgebildet wird.

Die Punkte wurden folgendermaßen definiert:

1. Nasion: der am weitesten anterior gelegene Punkt der Sutura nasofrontalis.
2. Weichgewebsmenton: Die Übertragung auf das Weichgewebe des am weitesten kaudal gelegenen Punktes der Unterkiefersymphyse.
3. Pronasale: der vorderste Punkt der Nasenspitze.
4. Basion: der am weitesten posterior und inferior gelegene Punkt des Clivus.

5. Laterale Kondylenpole: der am weitesten lateral gelegene Punkt des rechten und linken Kondylus.
6. Fossa mandibularis: der am weitesten dorsal gelegene Punkt der Fossa mandibularis.

Zwischen den Punkten wurden Strecken gemessen, aus denen dann die notwendige Größe des FOV bestimmt werden soll.

Die Strecken wurden folgendermaßen definiert und sind zur Veranschaulichung in Abbildung 13. und Abbildung 14 dargestellt:

1. s1: Strecke zwischen Pronasale und Basion
2. s2: Strecke zwischen Pronasale und der Fossa-Linie
3. s3: Strecke vom Schnittpunkt s1 mit I1 bis zur Fossa-Linie
4. I1: Strecke vom Nasion bis zur Tangente auf Weichgewebssmenton
5. I3: Strecke vom Schnittpunkt von s1 mit I1 bis zur Tangente auf Weichgewebssmenton
6. t1: Strecke zwischen den Tangenten auf den lateralen Kondylenpolen

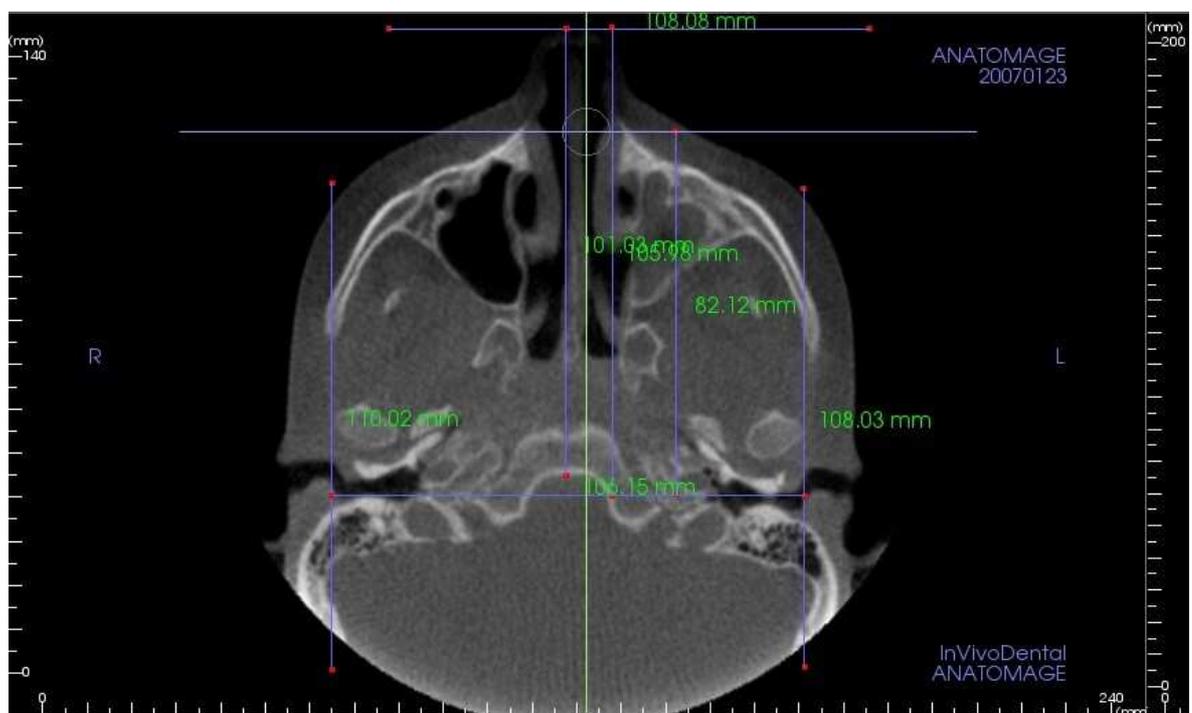


Abbildung 13: Messungen in der Axialebene

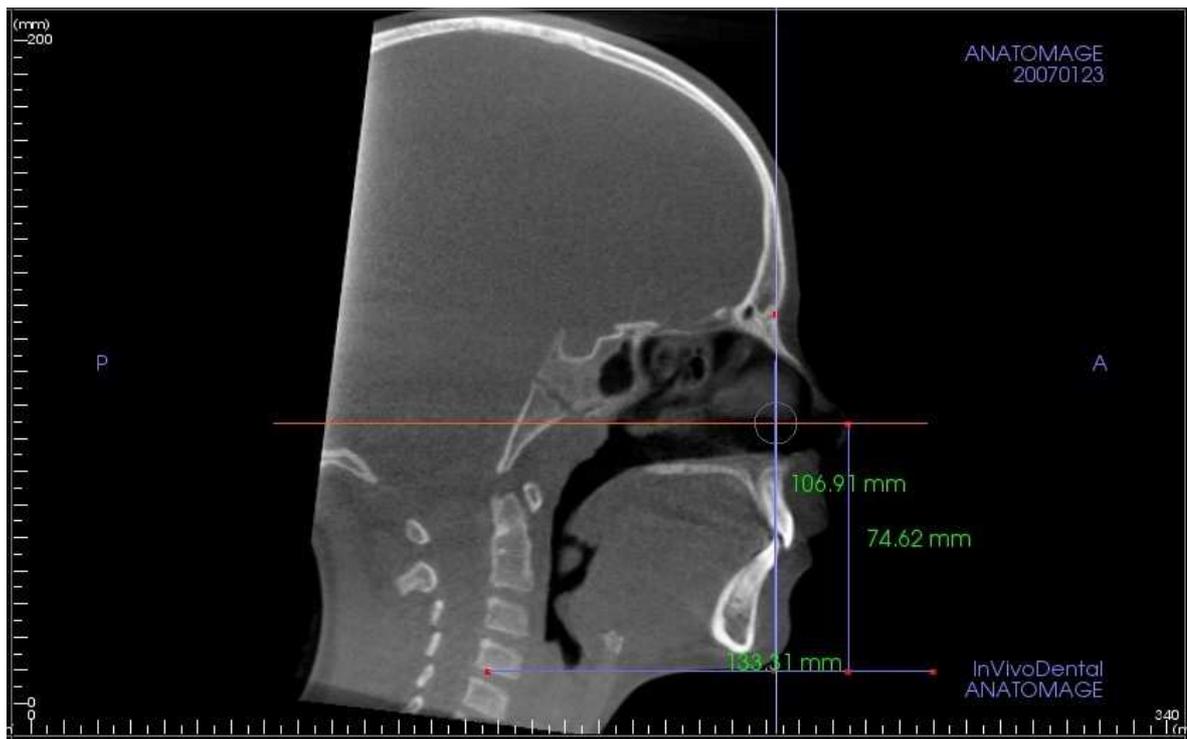


Abbildung 14: Messungen in der Sagittalebene

Die Verwendung der einzelnen Messungen wird in den Abschnitten 3.2.1 bis 3.2.7 – den Hypothesen entsprechend – beschrieben.

3.1.5 Formeln

Die Herleitung der Formeln erfolgt im Zahlenraum der natürlichen Zahlen, auf geometrischen Grundlagen.

Zur Berechnung einer Sehne (s) eines Kreises an beliebiger Stelle in Abhängigkeit zur Entfernung vom Kreismittelpunkt für $r < m < d$ und mit $x = m - r$ erfolgte folgende Herleitung. Dabei ist r der Radius des Kreisausschnittes und m die Messung in sagittaler Richtung. Die Beschriftung der Strecken ist exemplarisch in Abbildung 15 dargestellt.

$$r^2 = x^2 + \left(\frac{s}{2}\right)^2$$

$$\left(\frac{s}{2}\right)^2 = r^2 - m^2 + 2mr - r^2$$

$$\frac{s}{2} = \sqrt{-m^2 + 2mr}$$

$$s = 2\sqrt{-m^2 + 2mr}$$

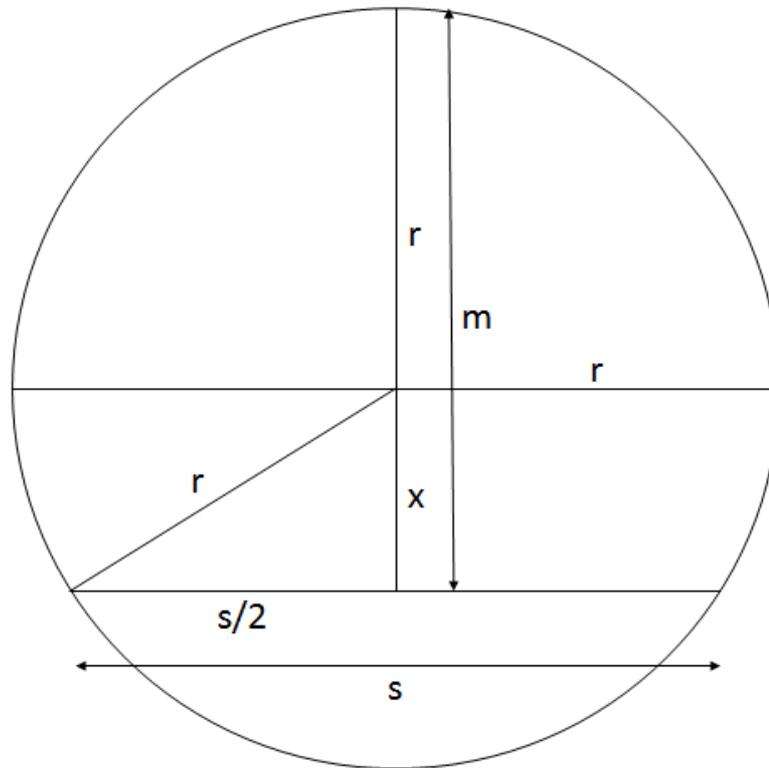


Abbildung 15: Beschriftung der Strecken zur Berechnung einer Sehne in einem Kreis

Zur Berechnung der Sehne eines Kreisabschnittes aus einer Kugel erfolgte die Herleitung nach folgenden Schritten.

1. Der Radius (r_n) des Kreisabschnittes (vergleiche Abbildung 16) im Abstand von n Millimetern vom Kugelmittelpunkt errechnet sich mit dem Hilfe des Satz' des Pythagoras.

$$r^2 = r_n^2 + n^2$$

$$r_n = \sqrt{r^2 - n^2}$$

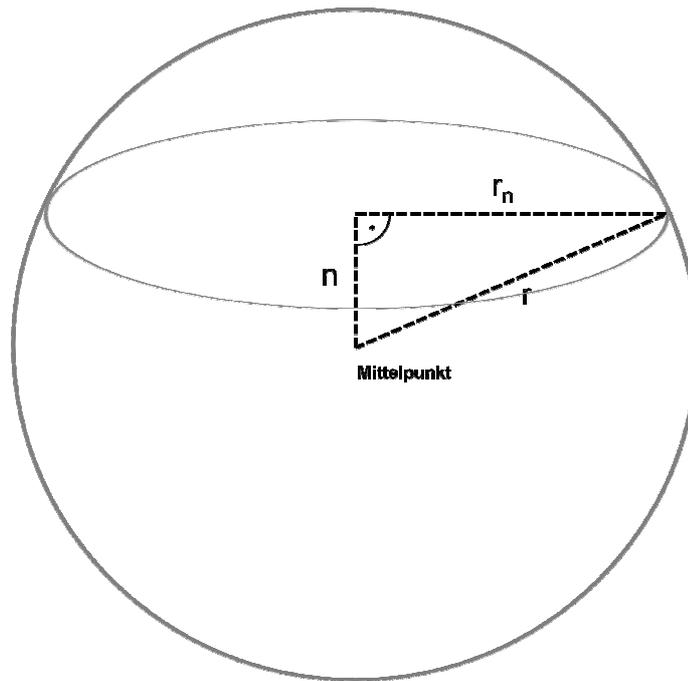


Abbildung 16: Größe des Radius' eines Kreischnitts einer Kugel, abhängig von der Entfernung vom Mittelpunkt

2. Berechnung der Sehne des Kreischnittes in n Millimetern vom Mittelpunkt mit dem Radius r_n , in Abhängigkeit von x entsprechend des Satzes des Pythagoras:

$$\left(\frac{s_n}{2}\right)^2 = r_n^2 - x_n^2$$

$$s_n = 2 * \sqrt{r_n^2 - x_n^2}$$

3. Es folgt eine Verschiebung des Kreischnittes um n Millimeter in Richtung der Sehne. Dadurch wird eine Verkürzung von x um n Millimeter erzielt und es resultiert eine Vergrößerung von s_n , weil die Sehne dann näher am Äquator liegt.

$$x_n = x - n$$

4. Verknüpfung zu einer Formel:

$$s_n = 2 * \sqrt{\left(\sqrt{r^2 - n^2}\right)^2 - (x - n)^2}$$

$$s_n = 2 * \sqrt{r^2 - 2n^2 - x^2 + 2xn}$$

5. Daraus ergibt sich für die Sehne des Kreisausschnittes in Abhängigkeit von der Verschiebung um n Millimeter vom Mittelpunkt für $s_2 = x$ die Formel:

$$s_n = 2 * \sqrt{r^2 - 2n^2 - s_2^2 + 2s_2n}$$

3.2 Spezielle Methoden

Die Messungen erfolgen in der Darstellung der "Cross-Sektion" in der Sagittal- und Transversalebene. Mit Benutzung des Werkzeugs „distance measurement“ kann, durch Markierung durch einen Mausklick der beiden Punkte, zwischen denen eine Streckenmessung vorgenommen werden soll, der Abstand zwischen diesen beiden berechnet und vom Computer dargestellt werden.

Die Messergebnisse werden dann manuell, entsprechend der in 3.1.1 definierten Gruppenzugehörigkeit, in eine Excel-Tabelle eingegeben.

3.2.1 Höhe des FOV

Mit der Höhe ist die Ausdehnung des FOV in kranial-kaudaler Richtung beschrieben.

Gemessen wurde der Abstand (I1) zwischen den Punkten Nasion und Weichgewebssmenton bzw. einer horizontalen Tangente auf Weichgewebssmenton als Hilfslinie, so dass Senkrechten gemessen werden konnten.

Weiterhin wurden FOV-Größen in Zehn-Millimeter-Schritten zwischen 8 und 18 cm festgelegt und die Messung I1 eines jeden Patienten von jeder FOV-Größe subtrahiert. Alle Ergebnisse größer gleich null einer FOV-Größe wurden zusammengezählt und der prozentuale Anteil bestimmt.

3.2.2 Durchmesser des FOV

Der Durchmesser bezeichnet die Ausdehnung des FOV in transversaler und sagittaler Richtung in der Axialebene. Er wird in der hier vorliegenden Untersuchung durch die Strecke zwischen den lateralen Kondylenpolen und die Strecke zwischen Pronasale und Basion bestimmt. Gemessen wurden die Senkrechten (s1 und s2) zwischen der Tangente auf Pronasale und Basion und

der Verbindungslinie (t_2) zwischen den dorsalen Begrenzungspunkten der linken und rechten Fossa mandibularis.

Die entsprechenden Strecken wurden in eine Excel-Tabelle eingetragen. Wiederum wurden Werte (Z) in Zehn-Millimeter-Abstufungen zwischen 8 cm und 21 cm als mögliche Durchmesser vorgegeben.

Als erste Berechnung erfolgte die Subtraktion der Messstrecke s_2 von dem jeweiligen vorgegeben Wert Z , um zu bestimmen, ob Basion innerhalb des FOV läge.

Die zweite Berechnung erfolgt anhand folgender Formel als Differenz zwischen der Sekante bei s_2 eines Kreises mit dem Durchmesser des entsprechenden Wertes ($Z = 2r$) und der Kondylenstrecke (t_1).

$$s = 2\sqrt{-s_2^2 + 2s_2r} - t_1$$

Sind beide Ergebnisse positiv oder null, kann davon ausgegangen werden, dass der zu überprüfende Durchmesser groß genug ist. Ist hingegen mindestens ein Ergebnis negativ, so wird der zu überprüfende Durchmesser als zu klein bewertet. Die Anzahl der Werte, bei dem beide Ergebnisse positiv sind, wird addiert und als relative Anzahl angegeben.

3.2.3 FOV in Abhängigkeit vom Alter

Die oben genannten Berechnungen der Höhe aus 3.2.1 und des Durchmessers aus 3.2.2 werden nun genutzt, um einen Vergleich der Höhe und des Durchmessers zwischen den prozentualen Verteilungen der männlichen/ weiblichen Patienten unter 18 Jahren mit denen der männlichen/ weiblichen über 17 Jahren zu erheben.

Dazu wurden die Messergebnisse des Patientenkollektivs entsprechend des Alters aufgeteilt und die relativen Anteile neu berechnet.

Es wird erneut die Messung der Strecke der lateralen Kondylenpole mit der errechneten Sehne des Kreisabschnitts an der Messstelle Pronasale-Fossa eines bestimmten FOV-Durchmessers zwischen 12 und 19 cm verglichen.

Ebenso wird die Messung in der Sagittalebene mit der vorgegebenen Höhe verrechnet.

Ermittelt und ausgewertet werden die relativen Anteile der positiven Ergebnisse.

3.2.4 FOV in Abhängigkeit vom Geschlecht

Die gewonnenen Daten der Patienten, werden nach ihrem Geschlecht getrennt bewertet. Somit soll ein Vergleich hinsichtlich der Verteilungen der notwendigen Höhe und des notwendigen Durchmessers zwischen männlichen und weiblichen Patienten älter als 17 Jahre und zwischen männlichen und weiblichen jünger als 18 Jahre erstellt werden.

Dazu wurde erneut die Länge der Sehne eines Kreisabschnitts an der Stelle ermittelt, die sich parallel zum Durchmesser befindet und soweit von der Peripherie des Kreises entfernt, wie die Messung zwischen Pronasale und Fossa mand. vorgibt. Das Messergebnis der Strecke der lat. Kondylenpole wird davon abgezogen.

Als weitere Kontrollmessung, wird überprüft, ob die Strecke Basion-Pronasale ebenfalls innerhalb des vorgegebenen FOVs liegt, indem diese Messung ebenso von dem vorgegebenen Durchmesser subtrahiert wird.

Wenn beide Ergebnisse positiv sind, wird das Gesamtergebnis als positiv gewertet und der relative Anteil der gesamt-positiven Ergebnisse errechnet.

Die Messung in der Sagittalebene, die die Höhe des FOV bestimmt, wird wieder mit der vorgegebenen Höhe verglichen. Die Anzahl der positiven Ergebnisse wird als relativer Anteil für die jeweilige Höhe bestimmt und ausgewertet.

3.2.5 Erfassung von Strukturen im zylindrischen FOV

Die Messungen werden im Zusammenhang zueinander mit fünf FOVs verschiedener Anbieter verglichen, um eine konkrete Aussage über die Verwendbarkeit der in der Praxis angebotenen Tomographen treffen zu können. Folgende fünf große FOVs wurden dafür ausgewählt.

- KODAK 9500 DVT 20x18 cm
- NewTom 5G 18x16 cm
- KaVo 3D eXam 23x17 cm
- PaX Reve 3D 15x15 cm
- Scanora 3D 14,5x13 cm

Dazu werden die Strecken s_2 , t_1 und l_1 genutzt und wie in 3.2.1 und 3.2.2 berechnet, das Gesamtergebnis nur als positiv bewertet, wenn alle drei Einzelergebnisse eines Patienten größer gleich Null sind.

Die Auswertung erfolgt in der Aufteilung nach den oben genannten Alters- und Geschlechtsmerkmalen in Jungen, Mädchen, Männer und Frauen.

Weiterhin werden um einen genauen Überblick über die notwendige Größe zylindrischer FOVs zu geben, die Ergebnisse aus 3.3 und 3.4 aufgegriffen und im Zusammenhang zueinander ausgewertet, so dass entsprechend der Alters- und Geschlechtseinteilung die relative Menge der vollständig Erfassten abhängig von der Größe des Volumens ermittelt wird.

3.2.6 Erfassung von Strukturen im sphärischen FOV

Bei der Bestimmung, ob die Strukturen im sphärischen FOV vollständig dargestellt werden können, muss bei dieser Auswertung beachtet werden, dass, ausgehend vom Durchmesser, die Kreisdurchmesser zur Peripherie hin kleiner werden. Deshalb müssen alle Messergebnisse in einem Zusammenhang zueinander betrachtet werden, um sicher stellen zu können, dass alle Strecken und Messpunkte gleichzeitig innerhalb des FOV sind.

Für die Berechnungen im sphärischen FOV sind dazu zwei weitere Messungen notwendig, um die bisherigen Messungen in den genannten zwei Ebenen in einen Zusammenhang zu bringen.

Bei diesem Versuchsaufbau wurde der Punkt als Zentrum des FOV genommen, indem sich die Strecken s_1 und l_1 schneiden. Also die Schnittstelle der longitudinalen Messstrecken mit den Sagittalen.

Die weitere Messung in der Sagittalebene ist eine Senkrechte (l_3) auf der Linie s_2 zu der Tangente auf Weichgewebsmenton; und in der Axialebene die Strecke s_3 zwischen diesem Kreuzpunkt und der Hilfslinie zwischen dem hinteren Rand der linken und rechten Fossa.

Der Mittelpunkt wird auf die Schnittstelle von l_1 mit s_1 gelegt. Berechnet wurde, ob sich die Punkte innerhalb des FOV befinden, indem der Abstand der Punkte Basion, Menton, Nasion und Pronasale vom Kreuzpunkt vom Radius subtrahiert wurde.

Für die Berechnung bis einschließlich der Fossa mandibularis musste die Sehne an s2 bestimmt und t1 davon subtrahiert werden. Es wurde ausgehend von den vorgegebenen FOVs überprüft, ob die errechneten Werte größer gleich Null sind. Sobald eines der Ergebnisse negativ war, wurde das Gesamtergebnis als negativ betrachtet.

Für die Berechnung in Abhängigkeit vom Radius (r) wurden folgende Formeln verwendet:

$$\text{Basion:} \quad = r - s_1$$

$$\text{Menton:} \quad = r - l_3$$

$$\text{Nasion:} \quad = r - (l_1 - l_3)$$

$$\text{Pronasale:} \quad = r - (s_2 - s_3)$$

$$\text{Fossa:} \quad = 2\sqrt{-s_2^2 + 2s_2r} - t_1$$

Aus diesem Ansatz ergibt sich, dass sich ein Großteil des FOV ventral von Pronasale und kranial von Weichgewebsmenton befindet (siehe Abbildung 17: Kreisausschnitt a).

Deshalb wurde in einer weiteren Rechnung der Mittelpunkt des FOV in Fünf-Millimeter-Schritten (n; mit n= 5,10,...,40) nach kaudal und dorsal verschoben. In Abbildung 17 wird in der Sagittalebene gezeigt, wie der Mittelpunkt in gleichmäßigen Schritten nach kaudal und dorsal verschoben wird. Kreis a symbolisiert die Ausgangseinstellung mit den Durchmessern auf Nasion und Pronasale. Durch die Verschiebung wird bei Kreis c Porion und in Kreis d zusätzlich Menton komplett erfasst; wobei in dieser Darstellung die Tiefe vernachlässigt wird.

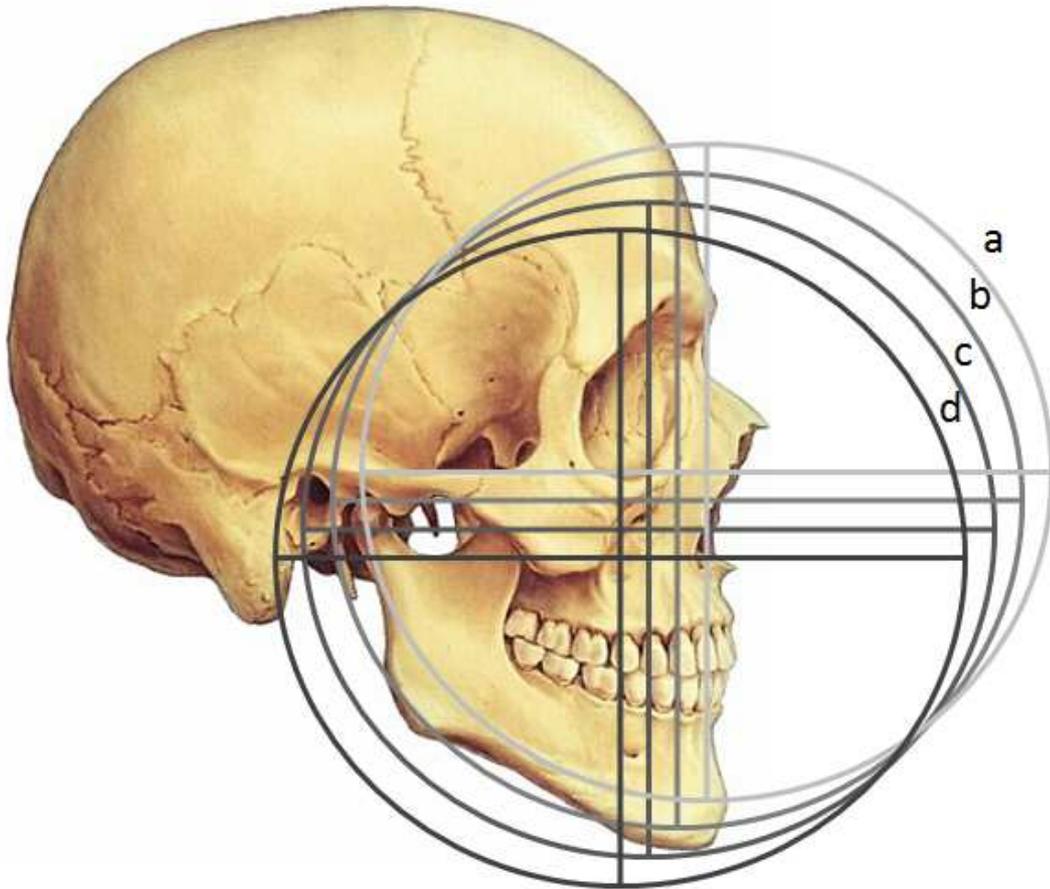


Abbildung 17: Schematische Darstellung und Verschiebung eines Kreisausschnittes eines sphärischen FOVs

Für die Verschiebung wurden die Punkte nach folgenden Formeln neu berechnet:

Basion: $= \sqrt{r^2 - n^2} + n - s_1$

Menthon: $= \sqrt{r^2 - n^2} + n - l_3$

Nasion: $= \sqrt{r^2 - n^2} - n - (l_1 - l_3)$

Pronasale: $= \sqrt{r^2 - n^2} - n - (s_2 - s_3)$

Fossa: $= 2 * \sqrt{r^2 - 2n^2 - s_3^2 + 2s_3n} - t_1$

Die Formeln wurden wie in 3.1.5 dargestellt hergeleitet und die Ergebnisse werden wie oben beschrieben ausgewertet.

4 Ergebnisse

4.1 Erforderliche Höhe des FOV

Die Hypothese, die in diesem Abschnitt untersucht wird besagt, dass bei einem zylindrischen FOV eine Höhe von 13 cm für eine kieferorthopädische Behandlungsplanung zur Erfassung von Nasion und Weichgewebsmenton ausreichend ist.

Die Berechnungen stellen heraus, dass bei der vorgegebenen Höhe des FOV von 13 cm nur 84,5 % der Patienten in der Höhe vollständig erfasst wurden. Damit musste die Nullhypothese verworfen werden.

Bei einer Höhe bis zu 12 cm können gerade einmal 50 % der untersuchten Patienten vollständig abgebildet werden. Bei FOV-Höhen von 14 bis 16 cm können zwischen 96,10 und 99,92 % der Patienten bildgebend erfasst werden. Ein Ausschnitt der Ergebnisse ist in Tabelle 3 aufgeführt.

*Tabelle 3: Prozentuale Verteilung der erfassten Patienten in Abhängigkeit von der Höhe des FOV.
Bei einer Höhe von 15 cm werde bereits 99 % der Patienten von Nasion bis Weichgewebsmenton vollständig erfasst.*

Höhe [cm]	10	11	12	13	14	15	16
Anteil erfasster Patienten [%]	2,65	20,62	52,37	84,51	96,10	99,61	99,92

Der absolute Anteil der erfassten Patienten steigt dabei signifikant bis zu einer Höhe von 15 cm auf 1280. Außerdem wird in Tabelle 4 der p-Wert angegeben. Dieses statistische Mittel soll die Signifikanz der ermittelten Ergebnisse bestätigen. Ab einer Höhe von 10 cm bis 15 cm liegt er unter 0,001, womit ein relevanter Zugewinn an erfassten Patienten gezeigt wird. Ab einer Höhe von 16 cm steigt der p-Wert über 0,114 auf 1. Somit ist der Zugewinn ab einer Höhe von 16 cm nicht mehr signifikant.

Tabelle 4: *Prozentuale Erfassung von Patienten für die jeweilige Höhe des FOV.
Der p-Wert zeigt an, ob es statistisch signifikante Unterschiede zur jeweils vorhergehenden Höhe gab. Ab einer Höhe von 16 cm ist kein signifikanter Zuwachs mehr zu erwarten.*

Höhe des FOV [cm]	absolut	relativ [%]	p-Wert
8	0	0	---
9	2	0.2	0.249
10	35	2.7	< 0.001
11	265	20.6	< 0.001
12	673	52.4	< 0.001
13	1086	84.5	< 0.001
14	1235	96.1	< 0.001
15	1280	99.6	< 0.001
16	1284	99.9	0.114
17	1284	99.9	1.000
18	1285	100	1.000

4.2 Durchmesser des FOV

Die zu untersuchende Hypothese besagt, dass bei einem zylindrischen FOV ein Durchmesser von 16 cm für eine kieferorthopädische Behandlungsplanung zur Erfassung von Pronasale, Basion, den Fossae mandibulares und der lateralen Kondylenpole beidseits ausreichend ist.

Tabelle 5 zeigt deutlich, dass 16 cm nicht ausreichend sind, um den Großteil der Bevölkerung komplett abzubilden. Somit wird die aufgestellte Hypothese widerlegt. Ab einem Durchmesser von 15 cm können mehr als die Hälfte aller Patienten vollständig dargestellt werden. Bei einer Größe von 17 cm reicht das Field of View für mehr als 98 % der Patienten. 100 % werden ab einem Durchmesser von 19 cm im Sinne der kieferorthopädischen Diagnostik komplett erfasst.

*Tabelle 5: Prozentuale Verteilung der erfassten Patienten in Abhängigkeit vom Durchmesser des FOV.
Bei einer Höhe von 15 cm werden bereits 99 % der Patienten von Nasion bis Weichgewebsmenton vollständig erfasst.*

Durchmesser des FOV [cm]	13	14	15	16	17	18	19
Erfasste Patienten [%]	2,57	20,93	58,68	87,32	98,68	99,92	100

Eine vollständige Übersicht über die Ergebnisse hinsichtlich des Durchmessers bei einem zylindrischen Field of View gibt Tabelle 6. Dabei werden neben den relativen Anteilen erfasster Patienten auch die absoluten Anteile und der p-Wert angegeben.

Die Ergebnisse zeigen eine deutliche Steigerung in der Anzahl der vollständig erfassten Patienten ab einem Durchmesser von 13 cm bis zu einem Durchmesser von 18 cm.

Bei dem in der Hypothese als ausreichend angenommen Durchmesser von 16 cm werden 1122 von 1285 Patienten, was ca. 87 % entspricht, erfasst. Bei einer Vergrößerung des Durchmessers auf 17 cm würden mehr als 98% komplett dargestellt sein, und bei einer weiteren Steigerung um einen Zentimeter auf 18 cm würden bei 1284 von 1285, was einem Anteil von 99,9 % der Patienten entspricht, Pronasale, Basion und die Fossa mandibularis, sowie die Kondylen beidseits vollständig erfasst sein.

Durch den p- Wert wird dabei deutlich, dass die jeweilige Steigerung in der Anzahl der Erfassungen bis zu einem Durchmesser von 18 cm signifikant ist. Der Unterschied in der Anzahl der Erfassungen bei einer Vergrößerung des Durchmessers von 18 auf 19 cm beträgt nur einen Patient von 1284 auf 1285 und ist somit nicht signifikant.

Bei einem Durchmesser von 13 cm werden 2,57 % der Patienten vollständig erfasst. Somit können kleinere Durchmesser als nicht relevant eingestuft werden und brauchen hier nicht weiter aufgeführt werden.

Tabelle 6: Absolute und relative Anzahl erfasster Patienten in Abhängigkeit vom Durchmesser.

Der p-Wert gibt die Signifikanz der Steigerung der Anzahl der erfassten Patienten im Vergleich zur vorhergehenden Gruppe an (Fisher-Test). Bis zu einem Durchmesser von 18 cm ist eine signifikante Steigerung nachzuweisen.

Durchmesser des FOV [cm]	absoluter Anteil	Relativer Anteil [%]	p-Wert
13	33	2.6	---
14	269	20.9	< 0.001
15	754	58.7	< 0.001
16	1122	87.3	< 0.001
17	1268	98.7	< 0.001
18	1284	99.9	< 0.001
19	1285	100.0	1.000

4.3 FOV in Abhängigkeit vom Alter

Die Anfangs aufgestellte Hypothese besagt, dass das erforderliche Volumen des FOV für eine kieferorthopädische Behandlungsplanung bei Jugendlichen kleiner sei als bei Erwachsenen.

Die Berechnungen zeigen, dass bei jedem vorgegebenen Durchmesser mehr jugendliche als erwachsene Patienten erfasst werden, womit die Nullhypothese bestätigt wird.

Der Vergleich der relativen Anteile der Erfassungen in Abhängigkeit vom Durchmesser werden in Tabelle 7 vollständig wiedergegeben. Darin wird dem jeweiligen Durchmesser der prozentuale Anteil der jugendlichen und erwachsenen Patienten gegenüber gestellt.

Bei der Betrachtung des Durchmessers von 13 cm stellt sich heraus, dass nur ca. 0,2 % der Erwachsenen und ca. 6 % der Jugendlichen Patienten erfasst sind. Die Steigerung der Anzahl der erfassten Patienten bei den Jugendlichen ist signifikant bis zu einem Durchmesser von 17 cm, bei dem 100 % vollständig abgebildet werden.

Bei der Gruppe der Erwachsenen ist die Steigerung der erfassten Patienten bis zu einer Größe von 18 cm signifikant und erreicht 99,8 % der Patienten. 100 %

werden erst ab einem Durchmesser von 19 cm erreicht, wie auch schon in 4.2 dargestellt wurde.

*Tabelle 7: Prozentuale Verteilung der erfassten jugendlichen und erwachsenen Patienten in Abhängigkeit von der Größe des Durchmessers des FOV.
Ab einem Durchmesser von 16 cm werden mehr als 98 % der Jugendlichen und ab 17 cm werden mehr als 97 % der Erwachsenen erfasst.*

Durchmesser [cm]	11	12	13	14	15	16	17	18	19
Erfasste jugendliche Patienten [%]	0	0,19	5,97	45,86	84,01	98,65	100	100	100
Erfasste erwachsene Patienten in [%]	0	0	0,26	4,31	41,38	83,7	97,78	99,87	100

Wie in Tabelle 7 ersichtlich ist, ergibt sich die größte Differenz zwischen den beiden Gruppen bei einem Durchmesser von 14 und 15 cm. Bei den Jugendlichen werden bei 14 cm Durchmesser 45,8 % erfasst, hingegen bei den Erwachsenen nur 4,3 %. Bei einem Durchmesser von 15 cm beträgt die Differenz ebenfalls mehr als 40 % da der relative Anteil der Erfassungen bei den Jugendlichen 84 % beträgt und bei den Erwachsenen 41,3 %.

In Abbildung 18 wird dieser Unterschied noch mal in einem Säulendiagramm verdeutlicht.

Darin wird die Annäherung der relativen Anzahl der Erfassungen der beiden Gruppen aneinander ab einem Durchmesser von 17 cm, bei dem 100 % der Jugendlichen und 97,8 % der Erwachsenen abgebildet werden, besonders deutlich.

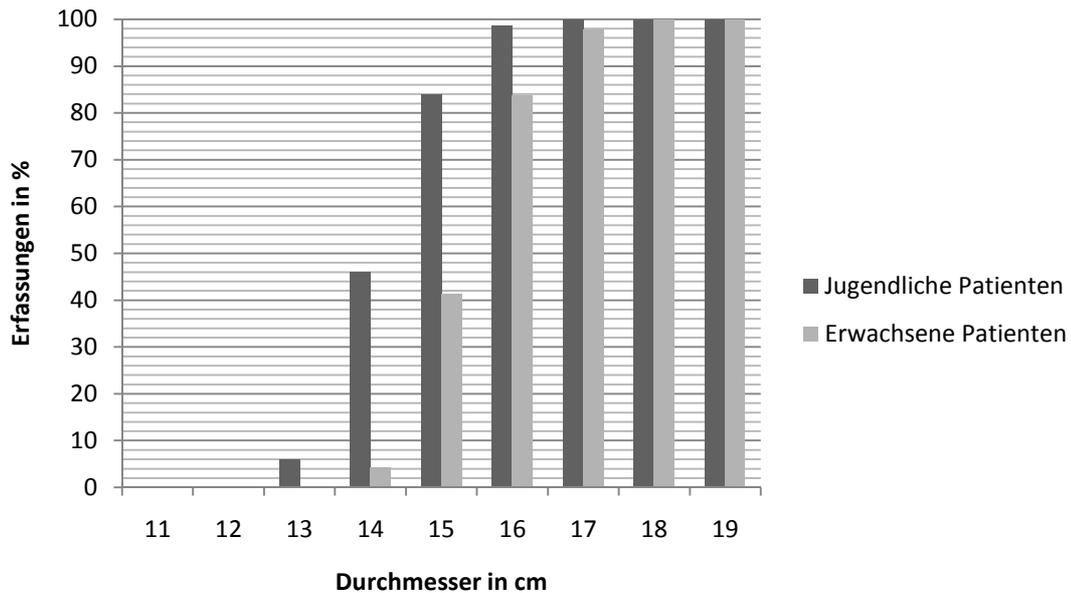


Abbildung 18: Säulendiagramm zur Darstellung der Entwicklung der relativen Anzahl der erfassten jugendlichen und erwachsenen Patienten in Abhängigkeit von der Größe des Durchmessers. Deutlich wird die Annäherung der Anzahl der Erfassungen aneinander ab einem Durchmesser von 17 cm.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass sich in beiden Gruppen die relative Anzahl der Erfassten ähnlich entwickelt - allerdings um einen Zentimeter verschoben. Die Gruppe der Erwachsenen benötigt im Durchmesser ein um einen Zentimeter größeres FOV, um, im Vergleich zu den Jugendlichen, eine ähnlich große relative Anzahl zu erfassen.

Bei der Auswertung der Berechnungen der Höhe ergibt sich ein ähnliches Bild. Tabelle 8 zeigt die relative Anzahl der Erfassten in Abhängigkeit von der Größe der Aufnahmehöhe. Es wird der Höhe der Anteil der prozentualen Erfassungen der jugendlichen und erwachsenen Patienten gegenüber gestellt.

Die ersten Erfassungen erscheinen in der Gruppe der Jugendlichen bei einer Höhe von neun Zentimetern mit einem Anteil von knapp 0,4 %. Die Anzahl der Erfassten steigt dann signifikant bis zu einer Aufnahmehöhe von 14 cm und 99,4 % erfasster Jugendlichen. Ab 16 cm werden alle Jugendlichen vollständig in der Höhe erfasst.

Tabelle 8: Prozentuale Verteilung der erfassten jugendlichen und erwachsenen Patienten in Abhängigkeit von der Größe der Höhe des FOV. Ab einer Höhe von 13 cm werden mehr als 97 % der Jugendlichen und ab 15 cm mehr als 99 % der Erwachsenen erfasst.

Höhe [cm]	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18
Erfasste jugendliche Patienten [%]	0	0,39	6,74	45,28	81,89	97,30	99,42	99,61	100	100	100
Erfasste erwachsene Patienten [%]	0	0	0	3,92	32,38	75,85	93,73	99,61	99,87	99,87	100

In der Gruppe der Erwachsenen werden die ersten Patienten ab einer Höhe von elf Zentimetern dargestellt. Die Anzahl steigt mit Zunahme der Höhe signifikant bis zu einer Höhe von 15 cm und einem Wert von 99,6 %. Ab 16 cm werden 765 der 766 erwachsenen Patienten vollständig abgebildet; ab einer Höhe von 18 cm 100 %. Allerdings ist die Zunahme der Erfassungen im Bereich von 16-18 cm statistisch nicht mehr signifikant.

Somit lässt sich auch für die Höhe zusammenfassend feststellen, dass, wie auch beim Durchmesser, die erwachsenen Patienten eine um eins größere Höhe benötigen, um eine ähnliche Anzahl der Erfassten zu erzielen.

4.4 FOV in Abhängigkeit vom Geschlecht

In der Hypothese wird die Aussage getroffen, dass das erforderliche Volumen des FOV für eine kieferorthopädische Behandlungsplanung bei männlichen Patienten größer ist als bei weiblichen.

Die Untersuchung der Abhängigkeit der Größe des FOV vom Geschlecht des Patienten zeigt, dass männliche Patienten sowohl einen größeren Durchmesser als auch eine größere Höhe benötigen, um zu 99 % vollständig erfasst zu sein.

Somit kann die aufgestellte Hypothese weitestgehend bestätigt werden.

Die Auswertung zur Betrachtung des Durchmessers zeigt bei der weiblichen Gruppe, wie in Tabelle 9 dargestellt, eine deutliche Steigerung der erfassten Patienten ab einem Durchmesser von 12 cm mit 0,13 % bis zu einem Durchmesser von 17 cm mit einem relativen Anteil von 99,8 % erfassten

Patienten. Auffällig ist hierbei der deutliche Zugewinn der Erfassungen, mit mehr als 50 %, bei einer Vergrößerung des Durchmessers um einen Zentimeter von 14 auf 15 cm.

Bei den männlichen Patienten werden die ersten Patienten bei einem Durchmesser von 13 cm erfasst. Die Steigerung der Erfassungen ist auch hier signifikant von 1,4 % bis zu einem Durchmesser von 18 cm mit 99,8 %. 100 % werden erst ab einem Durchmesser von 19 cm erfasst, allerdings beträgt der Zugewinn nur einen Patienten, oder 0,18 % und hat damit keine signifikante Steigerung im Vergleich zum einen Zentimeter kleineren Durchmesser.

*Tabelle 9: Prozentuale Verteilung der erfassten männlichen und weiblichen Patienten in Abhängigkeit von der Größe des Durchmessers des FOV.
Ab einem Durchmesser von 16 cm werden mehr als 98 % der weiblichen und ab 17 cm werden mehr als 97 % der männlichen Patienten erfasst.*

Durchmesser [cm]	12	13	14	15	16	17	18	19
Weiblich [%]	0,14	3,42	23,56	74,25	98,63	99,86	100	100
Männlich [%]	0,00	1,44	17,30	37,84	71,89	97,12	99,82	100

Bei der Auswertung der Höhe zeigt sich ein ähnliches Bild. Wie in Tabelle 10 abzulesen ist, zeigen sich erste vollständige Erfassungen bei kleinen Höhen mit 10 und 11 cm mit geringfügig mehr Erfassten bei der weiblichen Gruppe. Ein deutlicher Unterschied in der relativen Menge tritt bei 12 cm und 13 cm auf, wo der Unterschied bis zu 25 % zwischen den beiden Gruppen beträgt. So werden in der weiblichen Gruppe bereits ab 13 cm 95 % der Patienten vollständig erfasst und ab 14 cm 99 %.

Bei der männlichen Gruppe im Vergleich werden bei einer Höhe von 13 cm nur knapp 70 % erfasst, bei 14 cm 91 % und erst ab 15 cm 99 %.

Bis dahin ist in beiden Gruppen eine signifikante Steigerung der relativen Menge zu verzeichnen. Ab 14 cm bei den Frauen und 15 cm bei den Männern ist die Steigerung der Anzahl der Erfassten nur noch geringfügig.

Somit lässt sich für die Erfassungen in Abhängigkeit von der Höhe zusammenfassen, dass für die weiblichen Patienten eine Höhe von 14 cm ausreichend ist und für die männlichen Patienten eine Höhe von 15 cm.

Tabelle 10: Prozentuale Verteilung der erfassten weiblichen und männlichen Patienten in Abhängigkeit von der Größe der Höhe des FOV. Ab einer Höhe von 13 cm werden mehr als 95 % der weiblichen und ab 14 cm mehr als 91 % der männlichen Patienten erfasst.

Höhe [cm]	10	11	12	13	14	15	16	17	18
Weiblich [%]	3,42	22,60	62,88	95,62	99,45	99,73	99,86	99,86	100
Männlich [%]	1,80	18,02	38,56	69,91	91,71	99,46	100	100	100

4.5 Erfassung von Strukturen im zylindrischen FOV

Im Vergleich mit den erhobenen Daten stehen die Tomographen Kodak 9500 mit einem FOV von 20x18 cm, NewTom 5G 18x16 cm, KaVo 3D eXam 23x17 cm, PaX Reve 3D 15x15 cm und Scanora 3D 14,5x13 cm.

Tabelle 11: Anzahl der vollständig erfassten Patienten bei einer Auswahl an DVT-Geräten mit unterschiedlich großem FOV. Bei den ersten drei Geräten werden mehr als 99 % der Patienten vollständig erfasst, bei den letzten beiden nur 40 bzw. 57 %.

Hersteller	Kodak 9500	NewTom 5G	KaVo 3D eXam	PaX Reve 3D	Scanora 3D
Durchmesser x Höhe	20x18 cm	18x16 cm	23x17 cm	15x15 cm	14,5x13 cm
Absoluter Anteil (n=1285)	1285	1273	1274	742	516
relativer Anteil in %	100	99,1	99,1	57,7	40,2

Tabelle 11 gibt eine Übersicht über das Ergebnis, wie groß der Anteil der vollständig erfassten Patienten bei welchem Gerät ist. Eine Aufteilung in die vier Gruppen – Männer, Frauen, Jungen und Mädchen – und die Menge der vollständig Abgebildeten wird in Tabelle 12 dargestellt.

Tabelle 12: Prozentuale Verteilung der erfassten erwachsenen und jugendlichen, weiblichen und männlichen Patienten in Abhängigkeit von der Größe der Höhe des FOV bei fünf unterschiedlichen Tomographen.

	Kodak 9500	NewTom 5G	KaVo 3D eXam	PaX Reve 3D	Scanora 3D
	20x18 cm	18x16 cm	23x17 cm	15x15 cm	14,5x13
Frauen	100	99,77	99,77	63,92	27,39
Männer	100	99,68	100	11,67	5,05
Mädchen	100	100	100	89,68	75,44
Jungen	100	100	100	74,79	57,14

100 % der Patienten konnten in allen vier Gruppen nur vom Kodak 9500 dargestellt werden. Das Gerät von KaVo erreicht bei den Männern und Jugendlichen ebenso 100 %, nur in der Gruppe der Frauen konnte eine nicht vollständig erfasst werden, wodurch es in dieser Gruppe 99,77 % sind. Wiederum ein Patient weniger, hier ein Männlicher, also 1283 von 1285 könnten vom NewTom 5G in der größten FOV Einstellung dargestellt werden. Der Unterschied in der Erfassung zwischen diesen drei Geräten ist also äußerst gering. Es werden 100, 99,9 bzw. 99,8 % der Patienten vollständig abgebildet. Bei allen drei Geräten liegt der p-Wert bei <0,001.

Anders verhält es sich bei den wesentlich kleineren FOVs der anderen beiden Hersteller. Bei dem 15x15 cm FOV des PaX Reve 3D werden nur 742 von 1285 Patienten vollständig abgebildet, was einem relativen Anteil von 57,7 % entspricht. Dabei werden immerhin noch annähernd 90 % der Mädchen und fast 75 % der Jungen vollständig abgebildet, aber nur 11,7 % der Männer und 63,9 % der Frauen.

Noch geringer sind die Quoten bei dem Scanora 3D mit dem FOV von 14,5x13 cm. Dreiviertel der Mädchen und etwas mehr als die Hälfte der Jungs werden vollständig dargestellt, aber nur ein Viertel der Frauen und nur ein Zwanzigstel der Männer.

Damit kann zusammenfassend gesagt werden, dass die Geräte mit den Durchmesser 20x18 cm, 23x17 cm und 18x16 cm für mehr als 90 % der Patienten ausreichend ist. Die beiden Geräte mit den FOVs von 15x15 cm und

14,5x13 cm sind für den Einsatz der dreidimensionalen kieferorthopädischen Diagnostik nicht für alle Patienten geeignet.

Um aber noch einen genauen Überblick über die notwendige Größe zylindrischer FOVs zu geben, unabhängig von den Herstellern werden die Ergebnisse aus 4.3 und 4.4 aufgegriffen und im Zusammenhang zueinander ausgewertet, so dass entsprechend der Alters- und Geschlechtseinteilung ermittelt wird, wie groß und bei welchem Volumen, die relative Menge der vollständig Erfassten ist.

Für die jugendlichen Patienten scheint ein Durchmesser kleiner als 16 cm nicht relevant zu sein, da, wie in 3.2 beschrieben, bei einem Durchmesser von 15 cm „nur“ 84 % vollständig erfasst werden. Bei der Höhe verhält es sich ähnlich. Für einen Wert kleiner als 13 cm ist eine weitere Betrachtung nicht sinnvoll, da laut der Ergebnisse aus 3.2 bei einer Höhe von 12 cm nur ca. 84 % vollständig erfasst werden. In Tabelle 13 wird die Anzahl der erfassten jugendlichen Patienten bei einem Durchmesser von 16 cm und 17 cm und einer Höhe von 13 cm bis 16 cm wiedergegeben.

Tabelle 13: Prozentuale Verteilung der erfassten jugendlichen Patienten in Abhängigkeit von der Größe des gewählten FOV. Der gewählte Durchmesser liegt bei 16 und 17 cm und die Höhe zwischen 13 und 16 cm. Der Anteil der Erfassungen liegt beim kleinsten FOV bei 96 % und beim Größten bei 100 %.

Durchmesser x Höhe [cm]	16x13	16x14	16x15	16x16	17x13	17x14	17x15	17x16
rel. Anzahl erfasster Patienten [%]	96,15	98,07	98,27	98,65	97,30	99,42	99,61	100

Bei allen Variationen wird eine relative Anzahl erfasster Patienten von über 96 % erreicht. Deutlich wird, dass sowohl bei 16 cm Durchmesser als auch bei 17 cm Durchmesser ab einer Höhe von 14 cm ein nur noch geringer Zugewinn zu erkennen ist. So steigt die Anzahl bei einer Steigerung von 16x14 cm auf 16x16 cm nur um 0,58 %. 100 % werden bei diesem Durchmesser nie erreicht. Auch bei einem Durchmesser von 17 cm ändert sich die Anzahl der vollständig Erfassten bei einer Steigerung der Höhe von 14 cm auf 16 cm um nur 0,58 %, wobei aber bei einem Volumen von 17x16 cm 100 % der jugendlichen Patienten

vollständig erfasst werden. Diese Entwicklung wird durch das Säulendiagramm in Abbildung 19 verdeutlicht. Die beiden kleinsten Säulen sind jeweils bei einer Höhe von 13 cm. Daraufhin erfolgt ein sprunghafter Anstieg und ändert sich folgend mit nur noch schwacher Steigung.

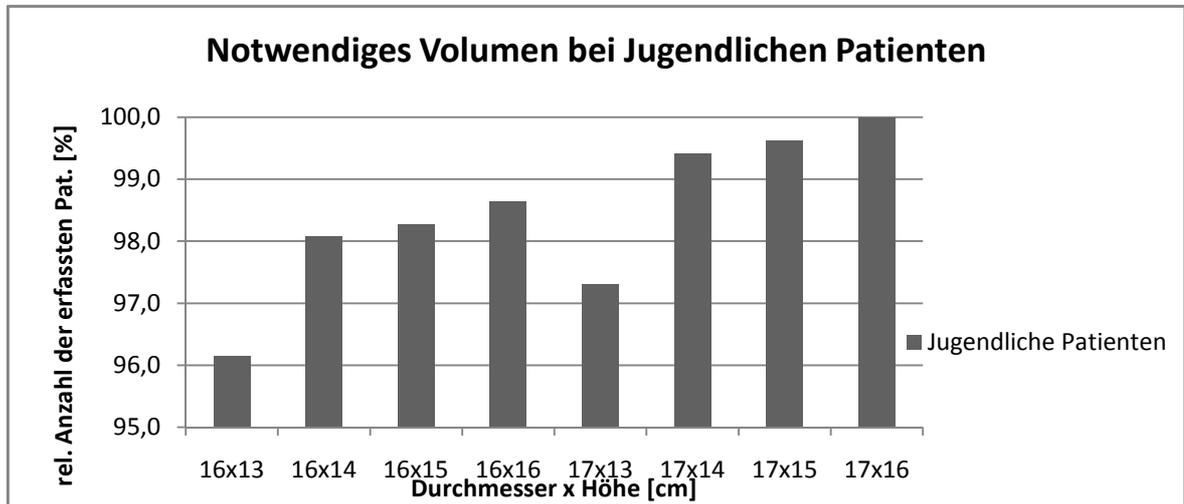


Abbildung 19: Säulendiagramm zur Darstellung der relativen Anzahl der erfassten jugendlichen Patienten in Abhängigkeit vom notwendigen Volumen.

Bei der Gruppe der Erwachsenen kommen drei Durchmesser und fünf Höheneinstellungen in Betracht, um eine relativ hohe Anzahl an Patienten abzubilden. Dies wird in Tabelle 14 dargestellt.

Bei einer Höhe von 14 cm werden bei den drei vorgegebenen verschiedenen Durchmessern relative Anteile zwischen 92 und 94 % erreicht.

Mit einer Steigerung der Höhe auf 15 cm nimmt der Anteil der Erfassten bei allen drei Durchmessern deutlich zu. Der prozentuale Anteil steigt dann bei weiterer Vergrößerung der Höhe um 3 cm bei allen Durchmessern um nicht einmal 0,4 %.

Eine Zunahme des Durchmessers von 17 auf 19 cm führt bei allen Höhenangaben zu einem Mehranteil der Erfassten im Bereich von zwei Prozent.

Somit kann zusammengefasst werden, dass ab einer Höhe von 15 cm und einem Durchmesser von 17 cm mehr als 97 % der Patienten vollständig abgebildet werden. Bei einem Durchmesser von 18 cm sind es mehr als 99 % und nur bei der größten Einstellung – 19 cm Durchmesser und 18 cm Höhe – werden bei 100 % der Patienten alle Points of interest komplett dargestellt.

Tabelle 14: Relative Anzahl der erfassten erwachsenen Patienten in Prozent in Abhängigkeit von dem gewählten Durchmesser und der gewählten Höhe.

Durchmesser \ Höhe	17 cm	18 cm	19 cm
14 cm	92,3	93,73	93,99
15 cm	97,39	99,48	99,61
16 cm	97,65	99,74	99,87
17 cm	97,65	99,74	99,87
18 cm	97,78	99,87	100

Diese Verhältnismäßigkeit spiegelt sich deutlich in Abbildung 20 wider. Bei jeweils 14 cm Höhe sind die Säulen am kleinsten dargestellt, zeigen zur nächsten Höhe einen sprunghaften Anstieg, um bei weiter zunehmender Höhe nur noch minimal zu wachsen.

Es werden in allen Durchmessern Anteile von über 95% erreicht, bei 18 und 19 cm über 99%.

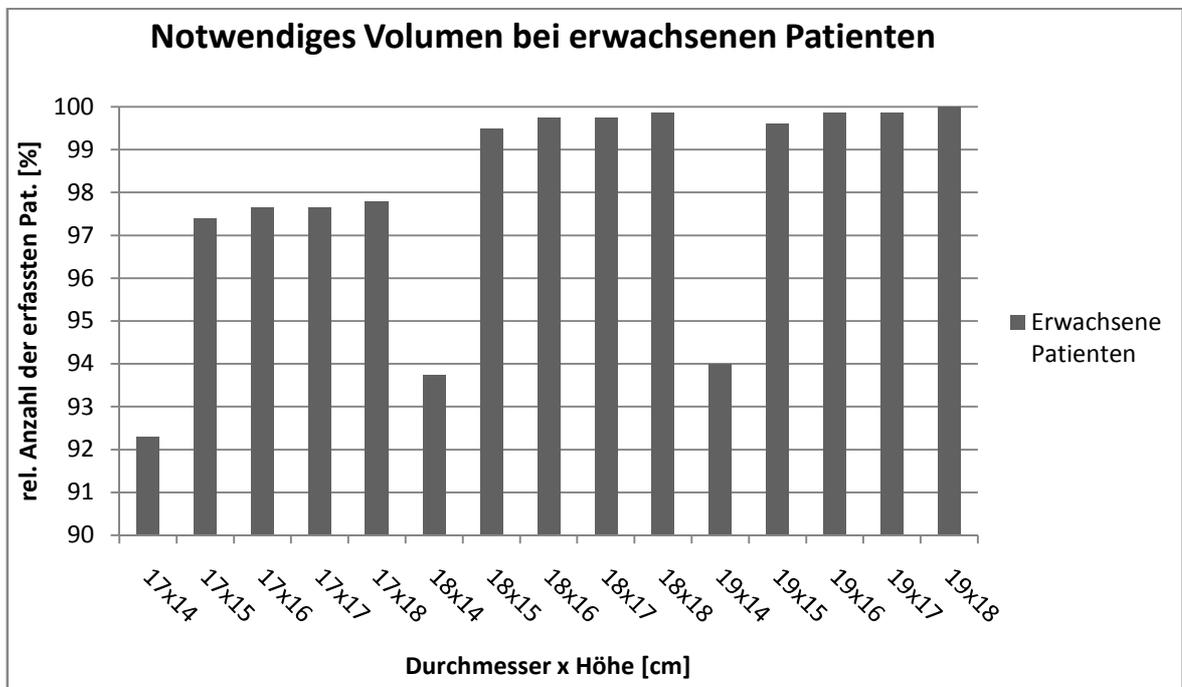


Abbildung 20: Säulendiagramm zur Darstellung des prozentualen Anteils der vollständig abgebildeten erwachsenen Patienten, in Abhängigkeit von der Größe des Volumens

Bei der Auswertung der weiblichen Patienten für das gesamte Volumen wurde entsprechend der Ergebnisse aus 4.4 erst mit einem Durchmesser von 16 cm begonnen, da die maximal erfassbare Anzahl bei einem Durchmesser von 15 cm bei 74 % läge. Bei einer Höhe von 12 cm werden bei den weiblichen Patienten, laut 4.4 maximal 62 % erfasst. Da auch dieser Wert zu gering für eine sinnvolle Anwendung ist, wird auch hier die nächste, größere Einheit gewählt.

In Tabelle 15 wird deutlich, dass der Unterschied in der Anzahl der erfassten Patienten zwischen den verschiedenen Durchmessern gering ist. Einzig bei der Steigerung der Höhe von 13 auf 14 cm gibt es eine signifikante Steigerung der relativen Anzahl der erfassten Patienten. Die POI der weiblichen Patienten werden bei dem größten hier dargestellten Durchmesser bei einer Höhe von 13 cm zu 95,75 % vollständig abgebildet. Im Vergleich mit dem kleinsten hier dargestellten Durchmesser und einer Höhe von 14 cm werden hingegen schon bei über 98 % die POI komplett erfasst.

Umgekehrt zeigt die deutliche Vergrößerung des Volumens von 16x14 cm³ auf 18x17 cm³ einen relativen Gewinn von 1,78 % erfasster Patienten und vergrößert damit den prozentualen Anteil nur geringfügig.

Tabelle 15: Prozentuale Verteilung der erfassten weiblichen Patienten in Abhängigkeit von dem Volumen des FOV. Ein Anteil von über 98 % wird bereits ab einem Volumen von 16x14 cm³ erreicht.

Durchmesser Höhe	16 cm	17 cm	18 cm
13 cm	94,38	95,62	95,75
14 cm	98,08	99,32	99,45
15 cm	98,36	99,45	99,73
16 cm	98,49	99,73	99,86
17 cm	98,49	99,73	99,86

Die Auswertung der männlichen Patienten, ersichtlich in Tabelle 16, ergibt ein zu den Frauen vergleichbares Bild für die Durchmesser 18 und 19 cm. Beide haben bei einer Höhe von 14 cm einen relativen Anteil der erfassten Patienten bei über 91 %. Dieser steigert sich bei der Erhöhung auf 15 cm auf über 99 % und steigt

dann nur noch geringfügig. Bei einem Volumen von 17 cm x 14 cm (Durchmesser x Höhe) werden weniger als 90 % erfasst, ab einer Höhe von 15 cm mehr als 96 %.

Einen kleineren Durchmesser mit in die Auswahl zu nehmen, wäre ohne therapeutischen Nutzen, da die relative Anzahl der erfassten Patienten dann maximal 71,89 % erreichen könnte, wie in 3.4 gezeigt wird.

Ebenso wäre bei einer kleineren Höhe kein Nutzen vorhanden, da dann die relative Anzahl der erfassten Patienten maximal 69,91 % betragen würde.

Tabelle 16: Prozentuale Verteilung der erfassten männlichen Patienten in Abhängigkeit von dem Volumen des FOV. Ein relativer Anteil von über 96 % wird ab einem Volumen von 17x15 cm³ erreicht.

Durchmesser \ Höhe	17 cm	18 cm	19 cm
14 cm	89,55	91,71	91,89
15 cm	96,58	99,28	99,46
16 cm	97,12	99,82	100

4.6 Erfassung von Strukturen im sphärischen FOV

Untersucht wird die Hypothese, dass bei Verwendung eines sphärischen FOVs ein Durchmesser von 15 cm für eine kieferorthopädische Behandlungsplanung zur Erfassung von Nasion, Weichgewebsmenton, Pronasale, und der Fossa mandibularis beidseits ausreichend ist.

In Tabelle 17 wird der relative Anteil der Erfassungen bei einem Durchmesser von 15 cm dargestellt, aufgeteilt in vier Gruppen nach Geschlecht und Alter. Dabei wird deutlich, dass sich die Nullhypothese nicht bestätigen lässt, da selbst bei optimaler Verschiebung maximal 27 % erreicht wird.

Auffällig ist hierbei, dass bei keiner Einstellung ein Patient aus der Gruppe Männer vollständig erfasst wird. Durch diese Verschiebung kann immerhin der Anteil bei den Mädchen bis auf 27 % erhöht werden, was auch dem höchsten Wert aller vier Gruppen bei einem Kugeldurchmesser von 15 cm entspricht.

Tabelle 17: Prozentuale Verteilung der erfassten Patienten bei einem Kugeldurchmesser von 15 cm. Der Anteil der erfassten Patienten ist außerdem von der Verschiebung (siehe 3.2.6) in dorso-kaudaler Richtung abhängig. Die meisten Erfassten sind in der Gruppe der Mädchen, von den Männern wird keiner erfasst.

Verschiebung [mm]	+ 0	+ 5	+ 10	+ 15	+ 20	+ 25	+ 30	+ 35	+ 40
Frauen [%]	0	0	0	0	0	0,45	0,45	1,11	0
Männer [%]	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Mädchen [%]	0	0	0,36	2,49	7,12	15,30	27,05	2,49	0
Jungen [%]	0	0	0	0	1,26	7,14	11,34	0	0

Ab einem Durchmesser von 16 cm, wie in Tabelle 18 aufgeführt, werden bei einer Verschiebung um 35 mm in kaudaler und dorsaler Richtung bei den Mädchen immerhin 65 % vollständig abgebildet. Wird der Fokus um weitere 5 mm verschoben, wird kein Patient mehr vollständig erfasst. Dies zeigt, dass die Verschiebung um 35 mm bei diesem Durchmesser optimal, der Kugeldurchmesser aber dennoch deutlich zu klein ist. Bestätigt wird dies dadurch, da bei den Jungen nur fast 50 %, bei den Frauen 16,48 % und bei den Männern bei einer "optimalen" Verschiebung nur 1,26 % vollständig erfasst werden.

Tabelle 18: Prozentuale Verteilung der erfassten Patienten bei einem Kugeldurchmesser von 16 cm. Der Anteil der erfassten Patienten ist außerdem von der Verschiebung (siehe 3.2.6) in dorso-kaudaler Richtung abhängig. Die meisten Erfassten sind in der Gruppe der Mädchen – bei den Männern sind es maximal 1,26 %.

Verschiebung [mm]	+ 0	+ 5	+ 10	+ 15	+ 20	+ 25	+ 30	+ 35	+ 40
Frauen [%]	0	0	0,45	0,45	2,23	6,24	13,81	16,48	0
Männer [%]	0	0	0	0	0	0,63	1,26	0,63	0
Mädchen [%]	0	1,07	6,05	21	39,86	51,6	63,35	65,48	0
Jungen [%]	0	0	0,84	9,24	23,11	38,24	47,48	49,16	0

Bei einem Durchmesser von 17 cm verhält es sich ähnlich, wie bei dem FOV mit 16 cm Kugeldurchmesser. Dies wird in Tabelle 19 ersichtlich. Bis zu einer

Verschiebung von 35 mm steigt in jeder der vier Gruppen der Anteil der Erfassten an, bei den Mädchen sogar auf über 95 %. Bei den Frauen werden bei günstigster Verschiebung 75,28 % und bei den Jungen 80,67 % erfasst. In der Gruppe der Männer bleibt der Anteil der Erfassten mit 14,83 % immer noch sehr niedrig.

Tabelle 19: Prozentuale Verteilung der erfassten Patienten bei einem Kugeldurchmesser von 17 cm. Der Anteil der erfassten Patienten ist außerdem von der Verschiebung (siehe 3.2.6) in dorso-kaudaler Richtung abhängig. Die meisten Erfassten werden in allen Gruppen bei einer Verschiebung um 35 mm erzielt. Bei den Männern sind dies trotzdem nur 14,83 %, hingegen bei den Mädchen über 95 %.

Verschiebung[mm]	+ 0	+ 5	+ 10	+ 15	+ 20	+ 25	+ 30	+ 35	+ 40
Frauen [%]	0	0,45	1,56	7,35	25,84	49,89	65,03	75,28	4,68
Männer [%]	0	0	0	0,95	2,52	5,05	10,41	14,83	0
Mädchen [%]	2,85	10,32	35,94	53,74	75,44	87,9	93,59	95,73	39,5
Jungen [%]	0	4,20	20,17	40,34	56,72	66,81	76,89	80,67	29,41

Ab einem Kugeldurchmesser von 18 cm wird bei drei der vier Gruppen – den Mädchen, Jungen und Frauen – bei optimaler Verschiebung ein Anteil der Erfassten von über 95 % erreicht. Konkret bedeutet das, dass bei einer Verschiebung des Mittelpunkts des FOV um 35 mm bei den Mädchen 99,64 %, den Jungen 98,32 % und den Frauen 97,77 % vollständig erfasst würden (Tabelle 20).

Tabelle 20: Prozentuale Verteilung der erfassten Patienten bei einem Kugeldurchmesser von 18 cm. Der Anteil der erfassten Patienten ist außerdem von der Verschiebung (siehe 3.2.6) in dorso-kaudaler Richtung abhängig. Außer bei den Männern werden in jeder Gruppe über 97 % der Patienten vollständig erfasst.

Verschiebung [mm]	+ 0	+ 5	+ 10	+ 15	+ 20	+ 25	+ 30	+ 35	+ 40
Frauen [%]	0,45	3,56	19,6	50,78	74,61	89,76	95,32	97,77	92,43
Männer [%]	0	0	1,89	5,99	14,51	27,13	42,9	56,78	34,7
Mädchen[%]	18,86	43,77	68,68	88,61	94,31	98,22	99,29	99,64	98,93
Jungen [%]	7,98	30,67	52,52	66,81	80,25	88,24	94,96	98,32	92,86

Ab einem Durchmesser von 19 cm werden ohne Verschiebung des Mittelpunkts immer noch deutlich zu wenig Patienten vollständig erfasst. Wie in Tabelle 21 dargestellt ist, werden bei den Mädchen fast die Hälfte bei den Jungen ein Drittel bei den Frauen 6 % und bei den Männern nur 0,63 % erfasst. Bei einer Verschiebung um 25 mm werden in den Gruppen der Mädchen, Jungen und Frauen bereits mehr als 99 %. Bei weiterer Verschiebung steigt der Anteil der Erfassten in diesen Gruppen nur geringfügig. Bei den Männern steigt der Anteil der vollständig Erfassten aber signifikant auf 96,53 % bei einer Verschiebung um 40 mm.

Dass alle Patienten einer Gruppe vollständig erfasst werden, wird zum ersten Mal bei den Mädchen bei 25 mm und bei den Jungen bei 35 mm Verschiebung erreicht.

Tabelle 21: Prozentuale Verteilung der erfassten Patienten bei einem Kugeldurchmesser von 19 cm. Der Anteil der erfassten Patienten ist außerdem von der Verschiebung (siehe 3.2.6) in dorso-kaudaler Richtung abhängig. Es werden in jeder Gruppe über 96 % der Patienten vollständig abgebildet.

Verschiebung [mm]	+ 0	+ 5	+ 10	+ 15	+ 20	+ 25	+ 30	+ 35	+ 40
Frauen [%]	6,01	31,85	66,59	89,31	96,88	99,33	99,33	99,55	99,55
Männer [%]	0,63	3,15	11,36	24,92	49,53	71,61	88,33	93,36	96,53
Mädchen [%]	49,11	78,65	92,88	98,93	99,64	100	100	100	100
Jungen [%]	36,55	61,34	76,89	87,82	97,48	99,56	99,58	100	100

Wenn der Durchmesser weiter, auf 20 cm, erhöht wird, steigt der Anteil der Erfassten bei optimaler Verschiebung des Fokus' in allen Gruppen auf über 99 %. Bei den Frauen werden ab einer Verschiebung um 20 mm 99 % und ab einer Verschiebung von 35 mm 100 % erfasst.

In den beiden jugendlichen Gruppen werden bei geringeren Verschiebungen mehr Individuen vollständig abgebildet – bei den Mädchen sind es 99 % ab einer Verschiebung von 10 mm und ab 15 mm 100 %. In der Gruppe der Jungen werden ab einer Verschiebung von 15 mm mehr als 99 % und ab 25 mm Verschiebung 100 % erfasst.

Weiterhin zeigt Tabelle 22, dass erstmals in der Gruppe der Männer Werte über 99 % erreicht werden. Ab einer Verschiebung von 20 mm sind es 90,22 % und ab 25 mm mit 96,53 %. Eine Steigerung von 25 mm auf 30 mm bringt keine Verbesserung in der Anzahl der Erfassten, genauso wie die Steigerung von 35 mm auf 40 mm – wobei hier die Anzahl der Erfassten schon bei 99,68 % liegt. Dies entspricht 316 von 317 Patienten und somit bei nur einem Patient die Strukturen von Interesse außerhalb des FOV liegt.

Tabelle 22: Prozentuale Verteilung der erfassten Patienten bei einem Kugeldurchmesser von 20 cm. Der Anteil der erfassten Patienten ist außerdem von der Verschiebung (siehe 3.2.6) in dorso-kaudaler Richtung abhängig. Es werden mit Ausnahme eines Patienten alle vollständig abgebildet.

Verschiebung [mm]	+ 0	+ 5	+ 10	+ 15	+ 20	+ 25	+ 30	+ 35	+ 40
Frauen [%]	42,54	78,84	94,65	98,89	99,33	99,55	99,78	100	99,78
Männer [%]	4,42	16,09	39,12	68,77	90,22	96,53	96,53	99,68	99,68
Mädchen [%]	85,77	96,8	99,29	100	100	100	100	100	100
Jungen [%]	64,71	81,51	94,96	99,16	99,58	100	100	100	100

Der größte berechnete Durchmesser des sphärischen FOV liegt bei 21 cm. Wie in Tabelle 23 gezeigt, werden in allen vier Gruppen, in Abhängigkeit von der Verschiebung des Mittelpunkts des FOV 100 % der Patienten vollständig abgebildet.

Ohne Verschiebung ist von allen Mädchen und von 237 von 239 Jungen der Bereich von Interesse komplett dargestellt; mit einer Verschiebung um 5 mm sind es auch hier 100 %.

In der Gruppe der Frauen gibt es durch die Verschiebung um 10mm eine deutliche Steigerung in der Anzahl der Erfassten von 83,96 % (377 von 449) auf 99,33 (446 von 449). 100 % werden ab einer Verschiebung von 25 mm erreicht.

Bei den Männern wird bei dem größten Durchmesser durch die Verschiebung der stärkste Effekt erzielt. Ohne Verschiebung werden nur 19,56 % erfasst. Die Anzahl steigt signifikant bis zu einer Verschiebung von 20 mm auf 99,68 % (316 von 317

Patienten). Erst ab 35 mm Verschiebung werden dann 100 % der Männer vollständig erfasst.

Tabelle 23: Prozentuale Verteilung der erfassten Patienten bei einem Kugeldurchmesser von 21 cm. Der Anteil der erfassten Patienten ist außerdem von der Verschiebung (siehe 3.2.6) in dorso-kaudaler Richtung abhängig. In jeder Gruppe werden 100 % der Patienten vollständig erfasst.

Verschiebung [mm]	+ 0	+ 5	+ 10	+ 15	+ 20	+ 25	+ 30	+ 35	+ 40
Frauen [%]	83,96	97,77	99,33	99,55	99,78	100	100	100	100
Männer [%]	19,56	49,53	83,91	95,27	99,68	99,68	99,68	100	100
Mädchen [%]	100	100	100	100	100	100	100	100	100
Jungen [%]	99,16	100	100	100	100	100	100	100	100

Zusammenfassend lässt sich über die Auswertung des sphäroidalen FOVs sagen, dass bei Mädchen ein Kugeldurchmesser von 17-18 cm, bei Jungen 18-19 cm, bei Frauen 19-20 cm und bei Männern 20-21 cm ausreichend sind, um eine vollständige Darstellung sicher zu ermöglichen.

5 Diskussion

Vor etwa 15 Jahren wurde der Vorläufer der digitalen Volumentomographie vorgestellt. Seit dem hat sich diese Röntgentechnik deutlich weiter entwickelt und ist durch die immer leistungsfähigere Computertechnologie stärker in den Fokus der praxisrelevanten Zahnmedizin gerückt. Deshalb hat die Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund-, Kieferheilkunde (DGZMK) im September 2009 eine Empfehlung zur Anwendung der digitalen Volumentomographie veröffentlicht [70]. Ein Nutzen wird in der Endodontologie und Parodontologie zur Darstellung von z.B. Wurzelfrakturen oder -resorptionen gesehen, jedoch nicht für die Kariologie. In der Prothetik kann sie zur Abschätzung der Pfeilerwertigkeit oder zur Darstellung von Nervenaustrittspunkten eingesetzt werden.

In der Funktionsdiagnostik sollte die digitale Volumentomographie sogar den klassischen Kiefergelenksaufnahmen mittels MRT vorgezogen werden [62, 63], für die Darstellung von Knorpelgewebe sollte aber immer noch die Magnetresonanztomographie eingesetzt werden.

In der Oralchirurgie wird die digitale Volumentomographie vor allem zur Diagnostik von pathologischen Befunden verwendet bzw. in der Implantologie u.a. zur prä- und postoperativen Untersuchung des Verlaufs des Nervus alveolaris inferior oder den Ausdehnungen der Sinus maxillares.

Für die Kieferorthopädie wird von der DGZMK keine Indikation zur Anfertigung eines DVTs angegeben, da bei der erhöhten Strahlenbelastung eine ausreichende Evidenz für einen höheren Nutzen zu diesem Zeitpunkt nicht vorlag. Allerdings räumt auch die DGZMK [70] ein, dass beispielsweise zur Diagnostik von Anomalien des Zahnbestandes, der Zahnmorphologie, bei Durchbruchstörungen, oder zur Bewertung des Knochenangebots, Gründe gegeben sind, die eine DVT-Aufnahme rechtfertigen.

Auf der anderen Seite muss nach dem ALARA-Prinzip verfahren werden – die Strahlenbelastung soll demnach "so gering wie vernünftigerweise möglich" gehalten werden.

Aus diesem Grund ist es besonders wichtig, die Strahlenbelastung genau abzuschätzen und nicht durch ein zu großes FOV oder Mehrfachaufnahmen unnötig zu erhöhen. Somit rückt eine exakte Abschätzung der benötigten Größe des Aufnahmegebietes in den Vordergrund.

Untersuchungen zur Dosimetrie von digitalen Volumentomographien zeigen deutlich, dass durch ein kleineres Sichtfeld die effektive Dosis gesenkt werden kann. Dies hat Palomo [49] in der bereits oben erwähnten Untersuchung gezeigt. Außerdem wurde in jener Studie beschrieben, dass eine Reduktion der Strahlenbelastung durch eine Verringerung der Bestrahlungszeit und vor allem durch eine Verminderung der Stromstärke erfolgen kann.

Allerdings, und an diesem Einwand muss dringend weiter gearbeitet werden, stehen für die bisherige konventionelle kieferorthopädische Kephalmetrie mehr als 100 verschiedene Auswertungsmöglichkeiten zur Verfügung [60], aber für die Kephalmetrie an einem dreidimensionalen Datensatz gibt es nichts vergleichbares. In diesem Fall steht wieder die Erfahrung des Behandlers im Vordergrund, der seine bisherigen Erkenntnisse aus der Auswertung von Fernröntgenseitenbildern und Posterior-Anterior-Aufnahmen auf die neue Technologie übertragen muss. Hierfür ist es angeraten, dass Arbeitsgruppen Winkel und Strecken an orthognathen und dysgnathen Patienten in drei Dimensionen neu vermessen und bewerten. Dazu ist es unabdingbar einen Standard zu entwickeln, der festlegt von welchem Fixpunkt (z.B. Basion) ausgegangen wird, welche Messpunkte zu verwenden sind und in welcher Form die Messungen erfolgen sollen.

Hierzu haben Gribel et al. [20] 2011 schon festgestellt, dass die Normen von der zweidimensionalen Vermessung nicht auf die Dreidimensionale zu übertragen sind. Sie haben Messpunkte an Schädeln angebracht und diese sowohl direkt am Schädel, als auch in der Visualisierung der DVT-Aufnahme und an Fernröntgenseitenbildern vermessen. Das Ergebnis ihrer Untersuchung war, dass keine signifikanten Unterschiede zwischen den Messungen direkt am Schädel und denen im DVT vorhanden waren, aber alle Messungen im Fernröntgenseitenbild von denen am Schädel abwichen. Der mittlere Fehler lag hier bei 5 mm. Weiterhin haben sie festgestellt, dass manche Strecken verkleinert und andere vergrößert abgebildet werden und somit keine einheitliche Veränderung durch die FRS-Projektion entsteht.

5.1 Diskussion der Methoden

Die vorliegende Studie beschäftigt sich mit der notwendigen Einstellgröße des Field of View von digitalen Volumentomographen für die kieferorthopädische Anwendung. Hierzu wurden die Röntgendatensätze von 1285 Patienten vermessen und ausgewertet. Die einzige Bedingung, die die Aufnahmen erfüllen müssen, ist, dass alle Punkte von Interesse vollständig abgebildet sind.

Als Nachteil ist anzuerkennen, dass die Exaktheit der Messungen nicht am Schädel direkt überprüft werden kann – allerdings wurde der Beweis, dass die Messungen in DVT-Aufnahmen mit denen am Objekt übereinstimmen, schon von anderen Gruppen erbracht [1, 2, 11, 20].

Vorteil dieser retrospektiven Untersuchung ist, dass für die Patienten keine zusätzliche Strahlenbelastung entstand und dass durch die Verwendung von vorliegenden Aufnahmen ein möglichst großes Patientenkollektiv vermessen werden konnte.

Rasch [53] hat in ihrer Studie von 2009 ebenfalls die Bestimmung der Größe des FOV bei der digitalen Volumentomographie für die verschiedenen zahnmedizinischen Themen, u.a. auch für das Sichtfeld bei der Kieferorthopädie, als Ziel. Sie hat folgende Punkte als Extrema definiert, die erfasst werden müssen, damit eine kieferorthopädisch-kieferchirurgisch auswertbare Aufnahme entsteht: posteriorer Sellaeingang, Nasion, Nasenspitze, Spina nasalis anterior, anterioster Punkt der mittleren Oberkieferinzisivi, Pogonion, Gnathion/ Menton, dorsokaudalster Punkt im Bereich des Kieferwinkels rechts und links, dorsalster Kondylenpunkt rechts und links und Basion.

Abgesehen vom Sellaeingang und Pogonion geht sie also von den gleichen Extrema wie in dieser Untersuchung aus.

Rasch [53] hat mit Hilfe eines Computerprogramms eine dreidimensionale Rekonstruktion erstellen lassen, die aus jeweils einem zu einem Patienten gehörenden analogen Fernröntgenseitenbild und Posterior-Anterior-Aufnahme errechnet wurde. Dadurch konnte sie in drei Dimensionen Koordinaten bestimmen und mit Hilfe eines speziellen Programms für jeden Patienten das Mindestvolumen des FOV berechnen können.

Ein Vorteil ihrer Methode im Vergleich zu der Herangehensweise in dieser Studie, ist die Bestimmung des minimal notwendigen Volumens, womit aus der

Anwendersicht nachvollziehbar dargestellt wird, welche Einstellgröße ausreichend bzw. nicht ausreichend ist, um die Region von Interesse vollständig abzubilden.

Die Genauigkeit ihrer Methode wird allerdings eingeschränkt, wenn die Studie von Gribel [20] zugrunde gelegt wird, die aussagt, dass der mittlere Fehler der Streckenbestimmung in Fernröntgenseitenbildern fünf Millimeter beträgt. Da ihre Berechnungen auf Panoramaschichtaufnahmen aufbauen, ist es denkbar, dass sich der von Gribel [20] ermittelte Fehler bei ihren Berechnungen potenziert.

Um aus Anwendersicht genau analysieren zu können, welche Strecke außerhalb eines möglichen Field of Views läge und dementsprechend angepasst werden müsste, ist es sinnvoll die einzelnen Strecken zu vermessen und eine Berechnung in Abhängigkeit von der Größe des Field of View vorzunehmen. Eine millimetergenaue Einteilung der Größe des FOV ist wiederum aus der Sicht des Anwenders nicht vernünftig, da der Patienten nicht so genau im Tomographen positioniert werden kann.

Sollte es durch die Weiterentwicklung der Technik möglich sein, dass die Einstellung des Patienten computergestützt ausgeführt wird, wäre eine annähernd millimetergenaue Einstellung denkbar.

Durch die Auswahl eines großen Patientenkollektivs von über 1200 Patienten sollte im Gegensatz zu anderen Studien, in denen knapp 100 oder weniger Patientenaufnahmen analysiert wurden, ermöglicht werden, dass ein für den deutschen Raum repräsentatives Ergebnis erbracht wird.

5.2 Diskussion der Ergebnisse

5.2.1 Höhe des FOV

Die notwendige Höhe, um die Region von Interesse vollständig abzubilden, wird durch den Abstand zwischen Nasion und der Projektion des Mentons auf das Weichgebe bestimmt. Durch dieses sehr einfache Verfahren sollten Fehler, z.B. beim Messen oder Berechnen, möglichst ausgeschlossen werden. Durch die Vermessung von 1285 Patienten unterschiedlichen Alters und Geschlechts soll der statistische Fehler kleiner Probengrößen und eine beeinflussende Vorauswahl ausgeschlossen werden.

Die im Vorfeld aufgestellte Hypothese, dass eine Höhe von 13 cm für das FOV ausreichend sei, hat sich nicht bestätigt.

In dieser Studie wird nachgewiesen, dass eine Höhe von 14 cm erforderlich ist, um mehr als 95 % der Patienten vollständig abzubilden und 15 cm um mehr als 99 % zu erfassen.

Rasch [53] hat in ihrer Arbeit eine Höhe von 11,79 cm als ausreichend für das gesamte Kollektiv errechnet. Wenn als Grundlage genommen wird, dass sie von Menton/ Gnathion ausgegangen ist und nicht von der Projektion auf das Weichgewebe, dann ist eine Differenz zwischen ihren und diesen Ergebnissen nachvollziehbar. Allerdings ist diese Differenz mit zwei bis drei Zentimetern deutlich größer als zu erwarten gewesen war. Die Ursache, wie diese Differenz zustande gekommen sein könnte, lässt sich nur theoretisch erörtern.

Der Ansatz in der hier vorliegenden Studie ist eine einfache Streckenmessung, die wenig Raum für Fehler lässt, wenn davon ausgegangen wird, dass es korrekt ist, was in anderen Studien zur Genauigkeit von DVT-Aufnahmen publiziert wurde und das hier verwendete Programm exakt arbeitet und keine Fehler seitens des Untersuchers vorliegen.

In der anderen Studie wurde ein komplizierteres Verfahren mit einer Berechnung eines dreidimensionalen Modells auf der Basis von zweidimensionalen Aufnahmen erstellt, darin die Koordinaten der Messpunkte bestimmt und das notwendige Field of View errechnet. Es ist vorstellbar, dass in einem solchen Ablauf an Berechnungen Fehler auftreten können. Möglicherweise liegt eine Fehlerquelle schon in der Verwendung von Fernröntgenseitenbildern und Posterior-Anterior-Aufnahmen, bei denen Gribel [20] für Streckenmessungen einen mittleren Fehler von fünf Millimetern berechnet hat.

5.2.2 Durchmesser des FOV

In diesem Aspekt der Studie soll bestimmt werden, wie groß der Durchmesser eines zylindrischen Field of Views sein muss, um die POI in der Axialebene (Pronasale, Basion, lateralen Kondylenpole und Fossa mandibularis) eines jeden Patienten vollständig zu erfassen. Hierfür wurden in DVT-Aufnahmen von 1285 Patienten Strecken zwischen den POI gemessen und auf Grundlage der Geometrie eine Berechnung des zur kompletten Darstellung der genannten Strukturen notwendigen Durchmessers des FOV durchgeführt.

Die aufgestellte Hypothese, dass ein Durchmesser von 16 cm ausreichend sei, hat sich nicht bestätigt. Die Untersuchung hat gezeigt, dass im zylindrischen FOV ein Durchmesser von 17 cm notwendig ist, um mehr als 95 % der Patienten vollständig zu erfassen und ein Durchmesser von 18 cm, um die relative Anzahl auf mehr als 99 % zu erhöhen. Bei 100 % der Patienten werden alle Strukturen erst ab einem Durchmesser von 19 cm sicher erfasst.

In der vergleichbaren Studie von Rasch [53] wurde als größter Durchmesser, in der Männer-Gruppe, ein Wert von 14,92 cm für das obere Ende des 95 % Konfidenzintervalls angegeben. Damit liegt dieser Wert wiederum mehr als zwei Zentimeter unter den in dieser Studie festgestellten 17 cm, wenn mit dem Wert verglichen wird, bei dem mehr als 95 % der Patienten vollständig abgebildet werden.

Da auch hier weitestgehend die gleichen POI erfasst werden, ist es schwierig, eine Ursache für diese deutliche Abweichung zu finden. Ein methodischer Fehler scheint in der hier vorliegenden Studie ausschließbar. Die Formel zur Berechnung der Sehne an entsprechender Stelle des Kreisausschnittes hat sich in mehreren Tests bewährt. Eine minimale Abweichung zwischen der anatomischen Wirklichkeit und der Darstellung im Röntgenbild muss akzeptiert werden wie Vandenberghe et al. [65]. In ihren Untersuchungen des Abbaus des Limbus alveolaris feststellten diese Einschränkung gilt aber sowohl für diese Studie, als auch für die von Rasch [53], mit der hier verglichen wird.

Eine mögliche Ursache für die erheblichen Unterschiede könnte wiederum im Ansatz der Studie von Rasch [53], aufgrund der Verwendung von Fernröntgenseitenbildern und Posterior-Anterior-Aufnahmen und deren Projektionsfehlern, liegen. Zu vermuten wäre auch, dass das Patientenkollektiv mit knapp 100 Patientenaufnahmen zu klein ist, um repräsentativ für die gesamte Bevölkerung zu sein und damit bei ihr ein zu kleines Ergebnis zustande kommt.

5.2.3 FOV in Abhängigkeit vom Alter

Dieser Teil der Studie untersucht inwiefern die Größe des Field of View bei Erwachsenen und Kindern angepasst werden sollte, um ein möglichst geringes Aufnahmevolumen zu erzeugen und gleichzeitig alle notwendigen Strukturen abzubilden.

Die Altersgrenze der Gruppeneinteilung wurde hier, entsprechend der deutschen Gesetzgebung, für Kinder unter 18 Jahren und 18 Jahre und älter für Erwachsene festgelegt.

Im Laufe der Messungen ist aufgefallen, dass eine feinere Unterteilung der Kindergruppe in mehrere verschiedene Altersgruppen interessant wäre, aufgrund des deutlichen Wachstumsschubs des Kopfes zwischen der vorpubertären Phase bis hin zum Erwachsenenalter. So wäre beispielsweise eine Unterteilung in jünger als sechs Jahre, zwischen sechs und zwölf Jahren und zwölf bis 17 Jahre vorstellbar. Allerdings sollte dann auch eine Unterteilung mit unterschiedlichen Altersgrenzen zwischen Jungen und Mädchen stattfinden, da deren Eintritt in die Pubertät und der damit verbundene Wachstumsschub in einem unterschiedlichen Alter erfolgen.

Entsprechend der in der Pädiatrie gebräuchlichen Perzentilenkurven der Größen- und Gewichtsentwicklung (Abbildung 21) kann eine deutliche Größenzunahme der Kinder anhand der Steigung der Kurven festgestellt werden. Bei den Jungen geht die Steigung zwischen dem 17. und 18. Lebensjahr und bei den Mädchen zwischen dem 16. bis 17. Lebensjahr gegen Null. Damit ist die hier gewählte Altersunterteilung sinnvoll, weil die Entwicklung zum Erwachsenen hin nicht mehr stark fortschreitet und alle jugendlichen Patienten unabhängig von ihrer persönlichen Entwicklung, sicher erfasst sind. Da diese Entwicklung andererseits aber stetig ist, kann man von einem deutlichen Unterschied der Kopfgröße zwischen einem Sechsjährigen und einem Siebzehnjährigen ausgehen, was eine Begründung für die Untersuchung in mehreren Altersstufen ist.

Thilander et al. [63] haben in ihrer Studie in der schwedischen Bevölkerung den wesentlichsten Wachstumsschub des Schädels im Alter zwischen 13 und 16 Jahren festgestellt. Ebenso haben Jacob und Buschang [27] eine wesentliche Größenentwicklung zwischen dem zehnten und fünfzehnten Lebensjahr mit ihren Messungen gezeigt.

Letztlich widersprechen diese Ergebnisse aber nicht den Perzentilen, sondern belegen nur einen Teilausschnitt davon.

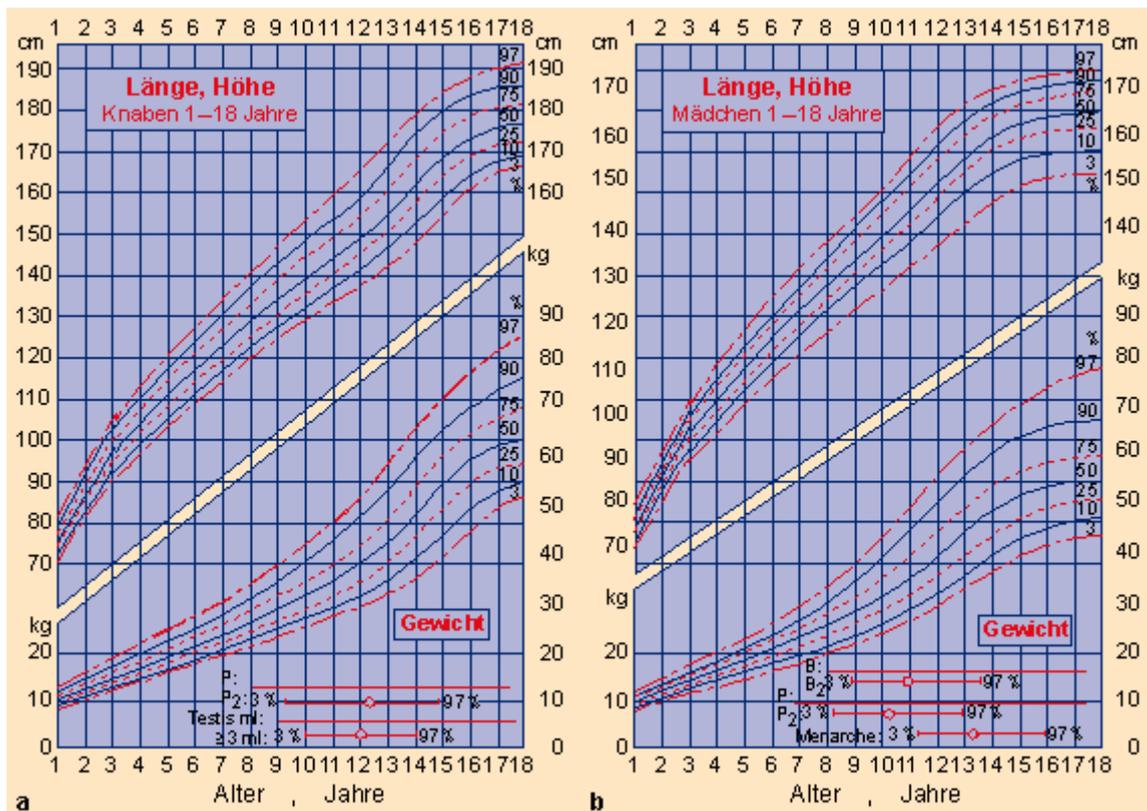


Abbildung 21: Perzentilenkurven für die Körperentwicklung für Jungen (a) und Mädchen (b)

Deutlich zeigt sich die stetige Entwicklung der Jungen bis zu einem Alter von ca. 17-18 Jahren und bei den Mädchen bis zu einem Alter von 14-15 Jahren.

(nach Prader et al. [Helv Paediatr Acta Suppl.; Jun. 1989, 52: 1-125])

Der Altersdurchschnitt der hier vermessenen 519 Kinder und Jugendlichen liegt bei 11,7 Jahren mit einer Standardabweichung von 2,83 Jahren, wobei der jüngste Patient sechs Jahre alt war und der Älteste in dieser Gruppe fast 18 Jahre. Die Kohorte setzt sich aus 238 Jungen und 281 Mädchen zusammen. Der Altersdurchschnitt der Jungen liegt mit 11,6 Jahren 0,2 Jahre unter dem der Mädchen, deren Altersdurchschnitt 11,8 Jahre beträgt.

Verrechnet wurden die in der Axialebene gemessenen Strecken zwischen den lateralen Kondylenpolen, von Pronasale zum Basion und von Pronasale zum dorsalen Rand der Fossa mandibularis, sowie in der Sagittalebene die Strecke von Nasion zum Weichgewebsmenton. Es wurde überprüft, ab welcher Größe des Durchmessers und welcher Höhe eines Field of Views die genannten Strecken erfasst wären.

Bei einem Durchmesser von 16 cm werden bei fast 99 % der Kinder und Jugendlichen alle Strukturen in der Axialebene erfasst und bei einer Höhe von

13 cm bei 97 % alle Strukturen in der Sagittalebene. Daraus ergibt sich ein Volumen von $13 \times 16 \text{ cm}^3$ (Höhe x Durchmesser), um statistisch mehr als 96 % der Kinder und Jugendlichen vollständig abzubilden. Wenn 100 % der Kinder vollständig abgebildet werden sollen, muss das Volumen des Field of Views auf $16 \times 17 \text{ cm}^3$ vergrößert werden, mit der Folge einer unnötig hohen Strahlenbelastung für mehr als 96 % der Patienten.

Rasch [53] hat sich hinsichtlich der Altersunterscheidung der Patienten an den Studien von Björk [5] und Fleischer-Peters [15] orientiert, die das pubertale Wachstumsmaximum bei ca. 14,2 Jahren für Jungen und für Mädchen bei 12,4 Jahren sahen. Deshalb hat sie alle Patienten unter 15 Jahren als Kinder/Jugendliche eingestuft und die, die das fünfzehnte Lebensjahr bereits abgeschlossen haben, als Erwachsene.

Damit ist ein konkreter Vergleich der Daten mit dieser Studie nur unzureichend möglich, da der Unterschied der Kohorten zu groß ist, da in der Regel und bestätigt durch die Perzentilenkurven, auch nach dem 15. Lebensjahr ein weiteres Wachstum stattfindet.

Das durchschnittliche Alter ihrer Kinderkohorte liegt genau wie in dieser Studie bei 11,7 Jahren. Als notwendigen Durchmesser des zylindrischen FOV hat sie einen Durchmesser von 13,46 cm ermittelt und eine notwendige Höhe von 11 cm. Allerdings fehlen in ihrer Kinder-Kohorte die 16 und 17-Jährigen, bei denen ein größeres Field of View nötig ist, um alle Strukturen von Interesse vollständig abzubilden.

Damit ermittelte sie einen vergleichbaren Durchmesser. Hinsichtlich der Höhe unterscheiden sich die ermittelten Ergebnisse wieder um mehrere Zentimeter. Wenn man aus dieser Studie den „>95 %-Wert“ der erfassten Patienten nimmt liegt die Differenz bei zwei Zentimetern, wenn man diejenige Höhe und denjenigen Durchmesser als Vergleich heran zieht, bei denen 100 % erfasst werden, sind es fünf Zentimeter.

Es hat sich gezeigt, dass aufgrund der unterschiedlichen Alterseinteilung der Gruppen ein Vergleich schwer möglich ist.

5.2.4 Field of View in Abhängigkeit vom Geschlecht

In diesem Abschnitt wird untersucht, wie groß das Field of View für die Patienten sein muss, um die POI, in Abhängigkeit von ihrem Geschlecht, vollständig zu erfassen.

Die Patientenkohorten setzen sich aus 730 weiblichen und 555 männlichen Patienten unterschiedlichsten Alters zusammen. Der Durchschnitt des Alters beträgt bei der weiblichen Gruppe 26,81 Jahre, wobei die Älteste in dieser Gruppe 73 Jahre und die Jüngste fünf Jahre alt sind. Bei der männlichen Gruppe beträgt der Durchschnitt 27,36 Jahre; der älteste Mann ist 71 Jahre alt, der Jüngste der Gruppe ist sechs Jahre alt.

Das Ergebnis dieser Studie bestätigt die eingangs aufgestellte Hypothese, dass die weibliche Gruppe einen kleineren Durchmesser als die männliche Gruppe und, wenn man eine Ausnahme berücksichtigt, auch eine geringere Höhe benötigt, um einen höheren Prozentsatz abzubilden. Ein Durchmesser von 16 cm ist bei mehr als 98 % der weiblichen Patienten ausreichend, der bei der männlichen Gruppe nur für knapp 72 % reichen würde. Die männliche Gruppe erreicht erst bei einem Durchmesser von 17 cm einen Wert von über 95 %. Bei der Höhe verhält es sich ähnlich. Die weibliche Gruppe wird bereits ab einer Höhe von 13 cm zu 95 % vollständig abgebildet - die männliche Gruppe erreicht erst ab 15 cm Höhe einen Wert von über 95 %.

Rasch [53] hat in ihrer Studie für die Gruppe der Erwachsenen, die bei ihr bereits bei einem Alter von 15 Jahren beginnt, eine notwendige Höhe von 11,33 cm und einen Durchmesser von 14,16 cm ermittelt. Damit liegen ihre Werte wieder deutlich unter den hier Errechneten. Eine Fehlersuche gestaltet sich als schwierig, da, wie oben bereits erwähnt, jüngere Patienten in ihre Erwachsenengruppe aufgenommen werden. Für den Durchmesser liegen wieder knapp zwei Zentimeter zwischen ihren und diesen Werten. Im Bereich der Höhe ist die Differenz noch stärker - dort sind es fast vier Zentimeter.

Ein weiterer Grund, außer der unterschiedlichen Alterseinteilung, für diese Differenzen könnte wiederum am Ansatz der Studie von Rasch [53] liegen, die sich auf zweidimensionale Aufnahmen stützt.

Außerdem misst sie zur Ermittlung der Höhe die Strecke von Nasion zu Menton, während in dieser Arbeit auch das Weichgewebe mit einbezogen wird, das ebenfalls abgebildet werden soll.

Allerdings sind dadurch nicht so große Differenzen erklärbar. Ein Fehler in der Vermessung der Sagittalebene ist, aufgrund des einfachen Ansatzes in dieser Studie, auszuschließen. Dies wurde bereits oben diskutiert.

Somit muss auf weitere Studien gewartet werden, die die Vermessung des Kopfes mit einem vergleichbaren Ansatz als Studieninhalt haben, um eine Bestätigung der Ergebnisse dieser Studie zu erhalten.

5.2.5 Erfassung von Strukturen im zylindrischen Field of View

Die erfassten Daten aus den Vermessungen der 449 Frauen, 317 Männer, 218 Mädchen und 238 Jungen, werden genutzt, um zu einem klinisch relevanten Ergebnis zu kommen und mit fünf gebräuchlichen Tomographen, die ein unterschiedlich großes FOV erzeugen, zu vergleichen.

Diskutiert wird die Frage, wie groß der prozentuale Anteil der vollständig Erfassten sein muss, um als Norm für die Bevölkerung zu gelten. In medizinischen Studien wird von 95 % Konfidenzintervallen ausgegangen, um als relevant zu gelten. Also müssen näherungsweise 97,5 % der Kohorten erfasst werden, um bei Normalverteilung, die obere Grenze zu bilden, die für diese Studie von Interesse ist. Allerdings wird dadurch eine ethische Diskussion ausgelöst, ob das Wohl des Einzelnen weniger wert ist, als das der Mehrheit.

Wenn davon ausgegangen wird, dass ein prozentualer Anteil der erfassten Patienten von 97,5 % ausreicht, zeigt das Ergebnis eindeutig, dass die großen FOV des Kodak 9500, des NewTom 5G und des KaVo 3D eXam für die kieferorthopädische Diagnostik ausreichend sind.

Das kleinste Volumen dieser drei Hersteller hat das NewTom 5G mit einer Höhe von 18 cm und einem Durchmesser von 16 cm, also ca. 3619 cm³. Allerdings würde ein Anteil von 0,23 % der Frauen und 0,32 % der Männer nicht erfasst werden. Bei dem Kodak 9500 werden bei allen vier Gruppen 100 % vollständig erfasst. Allerdings beträgt die Größe des Volumens auch 20x18 cm, also 5089 cm³. Damit wird mit dem NewTom nur 71 % des Volumens des Kodak 9500 abgelichtet.

Die Diskussion, die daraus entsteht, ist, ob in diesem Beispiel, auf das Risiko einer möglichen Doppelbelastung für 0,23 % der Frauen und 0,32 % der Männer hin, dass FOV grundsätzlich auf das kleinere FOV eingestellt werden kann. Dadurch

würde der überwiegende Anteil der Bevölkerung weniger ionisierender Strahlung ausgesetzt werden, aber für einen geringen Anteil eine höhere Belastung entstehen.

Für dieses präzise Beispiel wäre eine Lösung zu Lasten des sehr geringen Anteils, der die obere Grenze bildet, denkbar.

Die weiteren Untersuchungen zum zylindrischen FOV weiten diesen Konflikt aus. Einige Hersteller ermöglichen in einem gewissen Rahmen eine freie Einstellung der Größe des FOV, was dem Untersucher die Möglichkeit einer individuellen Anpassung des FOV an den Patienten ermöglicht.

Bei den jugendlichen Patienten werden bei einer Einstellung von 16x13 cm (Durchmesser x Höhe) also einem Volumen von 2614 cm³ 96,15 % der Kinder vollständig erfasst. Würden beide Größen um einen Zentimeter auf 17x14 cm erweitert werden, also auf ein Volumen von 3178 cm³, würden 99,42 % dieser Gruppe abgebildet sein. Eine weitere Steigerung der Höhe um zwei Zentimeter auf 17x16 cm mit einem Volumen von 3632 cm³ würde zu einem, für alle jugendlichen Patienten, ausreichend großen FOV führen.

Wenn dem größten FOV 100 % zugeordnet wird, hat das zweitgrößte FOV 87,5 % und das kleinste noch 81,25 % des Volumens des Ersten - mit den daraus resultierenden Folgen für die Strahlenbelastung der Patienten. Eine Übersicht dieser Verhältnisse gibt Tabelle 24.

Tabelle 24: Vergleich von drei unterschiedlichen FOV-Größen. Es wird deren Volumen und relative Größe zueinander, sowie die relative Menge der erfassten jugendlichen Patienten verglichen.

Größe des FOV (Durchmesser x Höhe [cm])	17x16	17x14	17x13
relative Menge erfasster Jugendlicher [%]	100	99,42	97,30
Volumen des FOV [cm³]	3632	3178	2951
relative Größe der Volumen zum Größten [%]	100	87,5	81,25

Für die Gruppe der Erwachsenen ergibt sich eine ähnliche Diskussionsgrundlage. Wenn zum Vergleich drei FOV mit unterschiedlich großen Durchmessern und gleichen Höhen herangezogen werden, wie in Tabelle 25 gezeigt, wird deutlich,

wie gering einerseits die Unterschiede in der Anzahl der vollständig erfassten Patienten ist, und wie deutlich andererseits der Unterschied in der Größe des Volumens ist. Zum Vergleich ist auch hier das kleinste Volumen angegeben, bei dem 100 % erfasst werden.

Bei dem Kleinsten der vier zum Vergleich ausgewählten FOV mit einem Volumen von 15x17 cm (Höhe x Durchmesser) werden mit 97,39 % näherungsweise 97,5 % der Patienten erfasst. Mit diesem wird nur 67 % des Volumens erzeugt, als es bei dem FOV (18x19) zustande kommt, bei dem 100 % erfasst werden.

Wenn der Durchmesser um einen Zentimeter auf 18 cm erhöht wird, werden 99,48 % der erwachsenen Patienten vollständig abgebildet, aber das Volumen vergrößert sich um ca. 11 % auf 3817 cm³. Eine weitere Vergrößerung des Durchmessers um einen Zentimeter auf 19 cm würde nur ein Plus von 0,13 % in der Anzahl der erfassten Patienten bedeuten, aber dafür einen Zuwachs um 8,5 % in der Größe des Volumens und würde damit eine Erhöhung an Strahlenbelastung für den Patienten bedeuten.

Tabelle 25: Vergleich von vier unterschiedlich großen FOV. Es wird deren Volumen und relative Größe zueinander, sowie die relative Menge der erfassten erwachsenen Patienten verglichen. Zweidrittel des größten Volumens reichen aus, um immer noch 97,39 % der erwachsenen Patienten vollständig abzubilden.

Größe des FOV (Höhe x Durchmesser [cm])	15x17	15x18	15x19	18x19
relative Menge erfasster Erwachsener [%]	97,39	99,48	99,61	100
Volumen des FOV [cm³]	3405	3817	4253	5104
relative Größe der Volumen zum Größten [%]	66,7	74,8	83,3	100

Letztendlich lässt sich für dieses Problem keine ethische Lösung finden. Der beste Ansatz für eine Lösung wäre ein Einstellsystem an den Tomographen, welches eine korrekte Positionierung der Patienten im Gerät dermaßen ermöglicht, dass sich dieses Einstellsystem an den anatomischen Gegebenheiten des Patienten orientiert. Als Beispiel wäre eine computergesteuerte Kinnstütze, Ohrpelotten und ein Nasionsteg denkbar, die dem Computer zur Größeneinstellung und

Positionierung des FOV als Stützen dienen. Dieses würde außerdem das Risiko von Positionierungsfehlern minimieren.

Li et al. [36] haben dazu Untersuchungen an Phantomen in liegender Position gemacht und kamen zu dem Ergebnis, dass im Durchschnitt in dorso-ventraler Richtung um 0,33-0,55 cm, in cranio-kaudaler-Richtung um 0,28-0,57 cm und nach lateral um 0,26-0,45 cm von der Idealposition abgewichen wird, wenn der Patient manuell eingestellt wird.

Ist eine solche individuelle Einstellung nicht möglich, muss entschieden werden, ob eine allgemeine Einstellung des Field of View auf eine Größe, die für 90 %, 95 % oder 97,5 % der Patienten ausreichend ist, oder ob eine generelle Einstellung, die für 100 % groß genug ist, erfolgen soll.

Als Vergleich der Ergebnisse soll auch hier die Studie von Rasch [53] herangezogen werden. In Tabelle 26 ist eine Übersicht über die notwendigen Aufnahmevolumina dargestellt, die notwendig sind, um bei Rasch [53] das 95 %-Konfidenzintervall und aus dieser Studie 97,5 % der Patienten abzudecken.

Sie ermittelt für die Kindergruppe ein Volumen von 1470 cm³ und für die Erwachsenen 1750 cm³. Im Vergleich wurden in der hier vorliegenden Untersuchung 3178 cm³ bei den Kindern und 3405 cm³ bei den Erwachsenen ermittelt.

Ein von Rasch [53] im Vergleich geringerer berechneter Wert kommt durch die vermeintlich exakte Ermittlung des minimalsten Volumens, aufgrund der Verwendung eines kartesischen Koordinatensystems, zustande. Dabei räumt sie selbst ein, dass ein Puffer von einigen Millimetern hinzukommen muss, da die Größenfestlegung des FOV nicht millimetergenau erfolgen kann und auch kleinere Fehler bei der Positionierung des Patienten von Li et al. [36] als statistisch normal bewiesen wurden.

Zudem wurde in dieser Diskussion darauf geachtet, eine nicht zu kleine relative Anzahl der Erfassten als Vergleich heranzuziehen, so dass z.B. bei den Kindern in Tabelle 26 der Anteil der Erfassten 99,42 % beträgt und somit ein höherer Anteil erfasst wird, als beim Vergleichswert von Rasch [53]. Außerdem liegt ihre Altersgrenze der Kinder drei Jahre unter der hier Gewählten, weshalb in der hier vorliegenden Studie auch Messungen größerer Schädel bei der Kindergruppe einfließen.

Tabelle 26: Vergleich der notwendigen Aufnahmevolumina nach Rasch und Lichtenfeld bei jugendlichen und erwachsenen Patienten im zylindrischen FOV. (Angaben in cm³)

	Kinder	Erwachsene
Volumen nach Rasch:		
Obergrenze 95 %-Konfidenzintervall	1470	1750
Volumen nach Lichtenfeld:		
> 97,5 % der Gesamtanzahl	3178	3817

5.2.6 Erfassung von Strukturen im sphärischen Field of View

Es wurde untersucht, wie groß die Anzahl der erfassten Patienten in Abhängigkeit von dem Kugeldurchmesser ist. Die diesbezüglich aufgestellte Hypothese hat sich nicht bestätigt.

Durch das Ergebnis ist deutlich geworden, dass theoretisch ein Kugeldurchmesser von 18 cm für Mädchen und Jungen ausreichend ist, da bei optimaler Ausrichtung mehr als 97,5 % erfasst werden; 100 % werden ab einem Durchmesser von 19 cm komplett abgebildet. Das Volumen entwickelt sich dabei von 3054 cm³ auf 3591 cm³, was einem relativen Anstieg von ca. 15 % bedeutet.

Die Frauen werden ebenfalls bei einem Durchmesser von 18 cm zu mehr als 97,5 % und bei 19 cm zu 99,55 % vollständig erfasst. Der relative Unterschied der beiden Volumina beträgt auch hier ca. 15 %.

Mehr als 95 % der Männer werden bei einem Durchmesser von 19 cm vollständig abgebildet und bei 20 cm Kugeldurchmesser sind es 99,68 %. Dies entspricht einem Größenzuwachs des Volumens um 16 %.

Rasch [53] hat für alle Gruppen ein deutlich kleineres Volumen ermittelt als es in dieser Studie errechnet wird. Wenn man die Ergebnisse von Rasch [53] mit denjenigen aus dieser Studie vergleicht, wird dieser Unterschied deutlich. Dabei wird mit dem kleinstmöglichen Volumen der hier vorliegenden Studie verglichen, bei dem noch mindestens 97,5 % der Patienten abgebildet werden. In Tabelle 27 wird dies dargestellt.

Erklärungsversuche für diese voneinander abweichenden Ergebnisse sind spekulativ. Rasch [53] hat in ihrer Arbeit im Anhang die Ergebnisse ihrer

Untersuchung abgedruckt, so dass zumindest die Ausdehnung des FOV in den drei Achsen des Raums für jeden anonymisierten Patienten nachzulesen ist. Schwer nachzuvollziehen ist, warum z.B. bei Nr. 1 das Kugelvolumen mit 40,66 mm eine andere Ausdehnung in der z-Achse hat, als beim zylindrischen Volumen, bei welchem 42,47 gemessen wurden. Letztendlich werden die angegebenen Werte nicht hinreichend erklärt, um damit eine Überprüfung und somit einen direkten Vergleich zu ermöglichen.

In dieser Studie werden für das zylindrische und das sphäroidale FOV die gleichen Messungen herangezogen. Durch einfache mathematische Herleitungen ist ein Nachvollziehen der Berechnungen möglich. Durch die kompliziertere Geometrie der Kugel werden die Formeln komplexer, bleiben aber im Bereich der einfachen Mathematik. Somit wird auch hier ein Fehler unwahrscheinlich.

Die Genauigkeit der Berechnungen einer exakt passenden Kugelgröße, wie sie bei der Messung von Koordinaten möglich ist, wird in diesem Versuchsaufbau nicht erreicht. Allerdings bietet die hier angewendete Methode eine vorstellbare Einstellung des Kugelmittelpunkts, so dass eine Anwendung der ermittelten Daten am Patienten ermöglicht wird.

Tabelle 27: Vergleich der notwendigen Aufnahmevolumina in einem sphärischen FOV nach Rasch und Lichtenfeld. (Angaben in cm³)

	Jungen	Mädchen	Frauen	Männer
Volumen nach Rasch:				
Obergrenze 95 %- Konfidenzintervall	1540	1540	1710	2130
Volumen nach Lichtenfeld				
> 97,5 % der Gesamtanzahl	3054	3054	3054	3591

6 Schlussfolgerungen

6.1 Höhe des FOV

Die Ergebnisse aus der Untersuchung der Erfassung der Patienten in der Vertikalen zeigen deutlich, dass eine grundsätzliche Einstellung der Höhe des FOV unabhängig vom Geschlecht und Alter des Patienten sinnvoll nur zwischen 13 und 15 cm sein kann.

Bei einer Einstellung unter 13 cm sinkt die Chance den Patient vollständig zu erfassen unter 85 %, wodurch die Wahrscheinlichkeit einer zweiten Aufnahme erhöht wird und somit die Strahlendosis für den Patienten steigen würde.

Bei einer Einstellung der Höhe des FOV von größer 15 cm ist die Steigerung der Anzahl der Erfassungen nicht mehr signifikant, so dass eine größere Einstellung in der Regel nicht notwendig ist.

6.2 Durchmesser des FOV

Ebenso zeigen die Ergebnisse aus der Untersuchung des notwendigen Durchmessers, dass als allgemeine Einstellung nur ein Durchmesser zwischen 16 und 18 cm sinnvoll ist. Der Anteil der Erfassten läge bei einem Durchmesser von 15 cm nur noch bei knapp über 50 %. Ein größerer Durchmesser würde keine signifikante Steigerung der Anzahl der Erfassten nach sich ziehen.

6.3 Abhängigkeit vom Alter

Die Auswertung des notwendigen Durchmessers bei jugendlichen Patienten grenzt den Bereich noch mehr ein. Hier bleibt nur noch ein Durchmesser von 16 oder 17 cm (98,65 bis 100 %) als sinnvoll bewertbar. Bei einem Durchmesser von 15 cm würden schon 16 % der jugendlichen Patienten nicht mehr vollständig erfasst werden. Bereits bei 17 cm Durchmesser werden 100 % erfasst, wodurch keine weitere Steigerung des Durchmessers notwendig wird.

Die notwendige Höhe für die vollständige Abbildung der jugendlichen Patienten liegt zwischen 13 und 14 cm (97,3 bis 99,42 %). Die Einstellung einer Höhe von 12 cm würde bedeuten, dass fast 20 % der Patienten nicht vollständig erfasst werden würden. Eine größere Einstellung bringt einen nicht mehr signifikanten Zugewinn,

so dass die radiologische Mehrbelastung für den überwiegenden Teil der Patienten durch eine generell größere Einstellung nicht vertretbar ist.

Die Untersuchung der Erwachsenen ergibt für den Durchmesser eine sinnvolle Einstellung von 17 bis 18 cm (97,78 bis 99,87 %). Eine Einstellung von 16 cm ist nur für 83 % ausreichend, eine größere Einstellung würde eine nicht mehr signifikante Steigerung der Anzahl der vollständig erfassten bedeuten.

Die Beurteilung der notwendigen Höhe bei den Erwachsenen ergibt einen Bereich zwischen 14 und 15 cm (93,73 bis 99,61 %), der noch als sinnvoll bewertet werden kann. Eine Einstellung von 13 cm wäre für ein Viertel der Patienten zu klein und auch hier würde eine größere Einstellung eine nicht mehr signifikante Steigerung der Anzahl der Erfassungen bedeuten.

6.4 Abhängigkeit vom Geschlecht

Die Betrachtung des notwendigen Durchmessers nach geschlechtsspezifischer Differenzierung ergibt das Ergebnis, dass für weibliche Patienten ein Durchmesser von 16 bis 17 cm (98,63 bis 99,86 %) erforderlich ist, um diese mit hoher Wahrscheinlichkeit vollständig abzubilden. Die Wahl eines kleineren Durchmessers von z.B. 15 cm wäre nur noch für 74 % ausreichend groß. Ein größerer Durchmesser würde die Anzahl der erfassten Patienten nicht signifikant steigern und dadurch als Konsequenz eine unnötig höhere Strahlendosis bedeuten.

Bei der Auswertung der Höhe ergibt sich ein notwendiger Bereich von 13 bis 14 cm (95,62 bis 99,45 %) für die weiblichen Patienten. Eine Steigerung der Höhe, um 100 % zu erfassen, wäre bis auf 18 cm notwendig, doch der relative Zugewinn zu gering im Verhältnis zur radiologischen Mehrbelastung. Eine Höhe von 12 cm wäre für eine vollständige Erfassung nur für 62,88 % der weiblichen Patienten ausreichend.

Für die männlichen Patienten stellt sich ein notwendiger Durchmesser von 17 bis 18 cm (97,12 bis 99,82 %) heraus. Bei 16 cm würden nur 71,89 % vollständig abgebildet werden. Die Steigerung des Durchmessers würde bei der Anzahl der Erfassten nicht zu einer signifikanten Steigerung führen.

Für die Einstellung der Höhe bei männlichen Patienten kommt im Prinzip nur 15 cm (99,46 %) in Frage. Eine Reduzierung auf 14 cm wäre schon für mehr als

acht Prozent nicht ausreichend. Die Mehrerfassungen bei einer Steigerung auf 16 cm liegt bei 0,54 %, ist damit nicht signifikant und als vernachlässigbar einzustufen.

6.5 Erfassung von Strukturen im zylindrischen Field of View

Diese Studie hat gezeigt, dass die Tomographen Kodak 9500 mit einem FOV von 20x18 cm, NewTom 5G 18x16 cm, KaVo 3D eXam 23x17 cm für die überwiegende Anzahl der Patienten ein ausreichend großes FOV liefern und die anderen beiden Hersteller mit ihren nur mittelgroßen FOV für die kieferorthopädische Diagnostik prinzipiell ungeeignet sind.

Auf der anderen Seite muss die aufgewendete Strahlendosis betrachtet werden, die die großen FOV erzeugen.

Tabelle 28: Vergleich der Aufnahmevolumina für zylindrische Field of Views bei Jungen, Mädchen, Männern und Frauen, um 100 % der Patienten vollständig abzubilden im Vergleich zu den notwendigen Aufnahmegrößen, ab denen keine weitere signifikante Steigerung der Erfassungen vorhanden war.

Zylindrisches FOV		Jungen	Mädchen	Männer	Frauen
100 %	Durchmesser x Höhe [cm]	17x16	17x13	19x16	18x18
	Volumen [cm ³]	3632	2951	4536	4580
>90 %	Durchmesser x Höhe [cm]	16x14	15x13	17x15	16x14
	Volumen [cm ³]	2815	2297	3405	2815
	relativer Anteil [%]	96,2	92,5	94,6	97,1

Wird der Vergleich der erforderlichen Größe des Field of View, um im Sinne der kieferorthopädischen Diagnostik einerseits 100 % und andererseits die notwendigen Größen um mehr als 90 % der Patienten vollständig zu erfassen, wie er in Tabelle 28 dargestellt ist, betrachtet, wird offensichtlich, dass dem NewTom 5G der beste Spagat zwischen Strahlenbelastung und Anzahl der Erfassten gelungen ist. Dabei gibt die relative Anzahl der Erfassten den Wert an, ab dem keine weitere signifikante Steigerung statistisch nachgewiesen werden konnte.

Deutlich wird in diesem Vergleich außerdem, dass die Volumina bei allen Gruppen stärker voneinander abweichen, als es der relative Anteil der Erfassten erwarten lassen würde. Besonders groß ist der Unterschied in der Gruppe der Frauen. Bei 100 % Erfasster liegt das Volumen bei 4580 cm³ und bei nur 2,9 % weniger Erfassten sinkt es auf 2815 cm³ – somit reduziert sich das Volumen um fast 40 %. Bei den Männern beträgt die Veränderung des Volumens 25 % bei 5,6 % weniger Erfasster, bei den Jungen 23 % im Verhältnis zu 3,8 % und bei den Mädchen 22 % zu 7,5 %.

Somit ist für die überwiegende Mehrheit eine deutliche Strahlenreduktion möglich, in dem die kleinere Einstellung für das FOV gewählt wird, wodurch andererseits das Risiko für Wenige steigt, nicht vollständig abgebildet zu werden.

6.6 Erfassung von Strukturen im sphärischen Field of View

Für das sphäroidale FOV kann ebenfalls ein Vergleich der Größe des Durchmessers bei dem 100 % erfasst werden und zwischen dem Durchmesser, bei dem keine signifikante Steigerung der Anzahl der Erfassten mehr nachweisbar ist, erfolgen.

In Tabelle 29 ist dieser Vergleich dargestellt.

Auffällig ist, dass bei dieser Aufnahmegeometrie die Männer das größte Volumen benötigen, sowohl um 100 % zu erfassen, als auch bei der >90 % Angabe.

Tabelle 29: Vergleich der Aufnahmevolumina für sphäroidale Field of Views bei Jungen, Mädchen, Männern und Frauen, um 100 % der Patienten vollständig abzubilden im Vergleich zu den notwendigen Aufnahmegrößen, ab denen keine weitere signifikante Steigerung der Erfassungen vorhanden war.

Sphärisches FOV		Jungen	Mädchen	Männer	Frauen
100 %	Durchmesser [cm]	19	19	21	20
	Volumen [cm ³]	3591	3591	4849	4188
>90 %	Durchmesser [cm]	18	17	19	18
	Volumen [cm ³]	3054	2572	3591	3054
	relativer Anteil [%]	98,3	95,7	96,5	97,7

Durch diesen Vergleich wird erkennbar gemacht, dass auch bei dem sphäroidalen FOV für viele eine Strahlendosisreduktion durch eine grundsätzlich kleinere Einstellung, als für 100 % Erfasster erforderlich wäre, erfolgen kann. Dadurch würde sich das Aufnahmevolumen bei den Männern um 26 %, bei den Frauen um 27 % und bei den Mädchen um fast 29 % verringern. Bei den Jungen beträgt einerseits die Reduktion nur 15 %, allerdings wären auf der anderen Seite auch nur 1,7 % nicht vollständig abgebildet.

Als abschließende Bemerkung wird auf eine aktuelle, noch nicht veröffentlichte Empfehlung (*Clinical recommendations for the appropriate use of cone beam computed tomography (cbct) in orthodontics*) der American Association of Orthodontics und der American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology hingewiesen. Diese wird den Zahnärzten in den USA Maßstäbe zur Verwendung von DVTs in der Kieferorthopädie mitgegeben und somit die Bedeutung des DVT in der kieferorthopädischen Diagnostik unterstreichen, wobei immer bedacht werden muss, dass es grundlegend die Wahl der richtigen Größe des FOV ist, die die Strahlenbelastung des Patienten maßgeblich beeinflusst.

7 Literaturverzeichnis

- 1 Al-Ekrish AA, Ekram M: A comparative study of the accuracy and reliability of multidetector computed tomography and cone beam computed tomography in the assessment of dental implant site dimensions: *Dentomaxillofac Radiol.*; 40(2): 67-75 (2011)
- 2 Baumgaertel S, Palomo JM, Palomo L, Hans MG: Reliability and accuracy of cone-beam computed tomography dental measurements: *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*;136(1):19-25 (2009)
- 3 Baumrind S, Frantz R: The reliability of head film measurements. 1. landmark identification. *Am J Orthod.*; 60: 111- 127 (1971)
- 4 Bergersen EO: Enlargement and distortion in cephalometric radiography: compensation tables for linear measurements: *Angle Orthod*, 50, S. 230-44 (1980)
- 5 Björk A, Helm, S: Prediction of the age of maximum puberal growth in body height. *The Angle orthodontist* 37, 134 (1967)
- 6 Broadbent BH: A new x-ray technique and its application to orthodontia. *Angle Orthodontist*: 1:45–66 (1931), Reprinted; 51, 93–114 (1981)
- 7 Calvocorressi L, Bondy ML, Schildkraut JM, Wiemels LJ, Wrensch M. Dental X-Rays and Risk of Meningioma Cancer; 15, 118(18), 4530-4537 (2012)
- 8 Cevitanes LH, Styner MA, Proffit WR: Image analysis and superimposition of 3-dimensional cone-beam computed tomography models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 129, 611-618 (2006)
- 9 Cohenca N, Simon JH, Mathur A, Malfaz JM: Clinical indications for digital imaging in dento-alveolar trauma. Part 2: root resorption. *Dent Traumatol* 23, 105-113 (2007)

- 10 Cohnen M, Kemper J, Mobes O, Pawelzik J, Modder U. Radiation dose in dentalradiolog.; *Eur Radiol.* 12, 634-637 (2002)
- 11 Dalessandri D, Bracco P, Paganelli C, Hernandez Soler V, Martin C: Ex vivo measurement reliability using two different cbct scanners for orthodontic purposes: *Int J Med Robot.*; 8(2):230-42 (2012)
- 12 Danforth RA, Clark DE: Effective dose from radiation absorbed during a panoramicexamination with a new generation machine. *Oral surgery, oral medicine, oralpathology, oral radiology and endodontics* 89, 236-243 (2000)
- 13 El-Beialy AR, Fayed MS, El-Bialy AM, Mostafa YA: Accuracy and reliability of cone-beam computed tomography measurements: Influence of head orientation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*; 140(2), 157-65 (2011)
- 14 Farronato G, Garagiola U, Dominici A, Periti G, de Nardi S, Carletti V, Farronato D: "Ten-point" 3D cephalometric analysis using low-dosage cone beam computed tomography. *Prog Orthod.*; 11(1), 2-12 (2010)
- 15 Fleischer-Peters A, Baykan, C, Prestele, H: Untersuchungen zur Dauer der Reifestadien der Hand. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie* 39, 77-86 (1978)
- 16 Fuchs T, Kachelriess M, Kalender WA: Technical advances in multi-slice spiral CT; *European journal of radiology* 36, 69-73 (2000)
- 17 Gibbs SJ, Pujol A, Jr., Chen TS, James A, Jr.: Patient risk from intraoral dental radiography; *Dento maxillo facial radiology* 17, 15-23 (1988)
- 18 Gijbels F, Jacobs R, Bogaerts R, Debaveye D, Verlinden S, Sanderink G: Dosimetry of digital panoramic imaging. Part I: Patient exposure; *Dento maxillo facial radiology* 34, 145-149 (2005)

- 19 Gracco A, Lombardo L, Cozzani M, Siciliani G: Quantitative evaluation with CBCT of palatal bone thickness in growing patients; *Progress in orthodontics* 7, 164-174 (2006)
- 20 Gribel BF, Gribel MN, Frazão DC, McNamara JA Jr, Manzi FR: Accuracy and reliability of craniometric measurements on lateral cephalometry and 3D measurements on CBCT scans; *Angle Orthod.*,81(1): 26-35 (2011)
- 21 Hilgers ML, Scarfe WC, Scheetz JP, Farman AG: Accuracy of linear temporomandibular joint measurements with cone beam computed tomography and digital cephalometric radiography; *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 128, 803-811 (2005)
- 22 Holberg C, Steinhauser S, Geis P, Rudzki-Janson I: Cone-beam computed tomography in orthodontics: benefits and limitations; *J Orofac Orthop* 66, (2005)
- 23 Honda K, Larheim TA, Maruhashi K, Matsumoto K, Iwai K: Osseous abnormalities of the mandibular condyle: diagnostic reliability of the cone beam computed tomography compared with helical computed tomography based on autopsy material; *Dentomaxillofac Radiol* 35, 152-157 (2006)
- 24 Honey OB, Scarfe WC, Hilgers MJ, Klueber K, Silveira AM, Haskell BS: Accuracy of cone beam computed tomography imaging of the temporomandibular joint: Comparisons with panoramic radiology and linear tomography; *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 132, 429-238 (2007)
- 25 Houston WJ, Orth D: The analysis of errors in orthodontic measurements; *Am. J. Orthodont.* 83, 382- 390 (1983)
- 26 Houston WJ, Maher RE, McElroy D, Sherriff M: Sources of error in measurements from cephalometric radiographs; *Eur J Orthod* 8, 149-151 (1986)

- 27 Jacob HB, Buschang PH: Vertical craniofacial growthchanges in French-Canadians between 10 and 15 years of age; Am J Orthod Dentofacial Orthop.139(6), 797-805 (2011)
- 28 Jung D, Schwarze CW, Tsutsumi S: Profil- und skelettale Analyse – ein Vergleich verschiedener Auswertungsverfahren; Fortschr. der Kieferorthop. 45 (4), 304-323 (1984)
- 29 Kalender WA: Principles and applications of spiral CT.; Nuclear medicine and biology 21, 693-699 (1994)
- 30 Kamp N, Bumann A.: Kieferorthopädische Behandlungsplanung als rechtfertigende Indikation für die digitale Volumentomographie. 41 Jahrestagung der Arbeitsgemeinschaft für Röntgenologie in der DGZMK (2007)
- 31 Kau CH, Richmond S, Palomo JM, Hans MG: Three-dimensional cone beamcomputerized tomography in orthodontics. Journal of orthodontics 32, 282-293 (2005)
- 32 KaVo. Anwendungsgebiete des KaVo 3D Exam. (Zugriff 10.März 2012: URL:<http://www.kavo.com/Default.aspx?navid=552778&oid=002&lid=De&rid=553167>)
- 33 Kim SH, Choi YS, Hwang EH, Chung KR, Kook YA, Nelson G: Surgical positioningof orthodontic mini-implants with guides fabricated on models replicated with conebeamcomputed tomography. Am J Orthod Dentofacial Orthop 131, S82-89 (2007)
- 34 Kragsskov J, Bosch C, Gyldensted C, und Sindet- Pedersen S: Comparison of the reliability of craniofacial anatomic landmarks based on cephalometric radiographs and three-dimensional CT scans.Cleft Palate Craniofac J, 34, S. 111-6 (1997)

- 35 Lecomber AR, Yoneyama Y, Lovelock DJ, Hosoi T, Adams AM: Comparison of patient dose from imaging protocols for dental implant planning using conventional radiography and computed tomography. *Dento maxillo facial radiology* 30, 255-259 (2001)
- 36 Li H, Zhu XR, Zhang L, Dong L, Tung S, Ahamad A, Chao KS, Morrison WH, Rosenthal DI, Schwartz DL, Mohan R, Garden AS: Comparison of 2d Radiographic Images and 3d Cone Beam Computed Tomography for Positioning Head-and-Neck Radiotherapy Patients. *International journal of radiation oncology, biology, physics* (2008)
- 37 Liu DG, Zhang WL, Zhang ZY, Wu YT, Ma XC: Three-dimensional evaluations of supernumerary teeth using cone-beam computed tomography for 487 cases. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics* 103, 403-411 (2007)
- 38 Lofthag-Hansen S, Thilander-Klang A, Ekestubbe A, Helmrot E, Groendahl K: Calculating effective dose on a cone beam computed tomography device: 3D Accuimoto and Accuimoto FPD. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 103, 114-119 (2007)
- 39 Lorenzoni C, Coelho D, Bolognese AM, Gamba D, Garib F, Guedes R, Franzotti E: Cone-Beam Computed Tomography and Radiographs in Dentistry: Aspects Related to Radiation Dose: *Int J Dent.*, 813768 (2012)
- 40 Loubele M, Bogaerts R, Van Dijck E, Pauwels R, Vanheusden S, Suetens P: Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. *Eur J Radiol* vol. 71, no 3, 461-468 (2009)
- 41 J. B. Ludlow, "A manufacturer's role in reducing the dose of cone beam computed tomography examinations: effect of beam filtration, *Dentomaxillofacial Radiology*, vol. 40, no. 2, 115-122 (2011)

- 42 Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB: Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dento maxillo facial radiology* 35, 219-226 (2006)
- 43 Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, White SC: Patient risk related to common dental radiographic examinations: the impact of 2007 International Commission on Radiological Protection recommendations regarding dose calculation. *J Am Dent Assoc.*; 139(9), 1237-43 (2008)
- 44 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* 106, 930-938 (2008)
- 45 Matteson SR, Bechtold W, Phillips C, und Staab EV: A method for three-dimensional image reformation for quantitative cephalometric analysis. *J Oral Maxillofac Surg*, 47, S. 1053-61 (1989)
- 46 Miethke R: Zur Lokalisationsgenauigkeit kephalometrischer Referenzpunkte *Prakt Kieferorthop.* 3, 107-122 (1989)
- 47 Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA: A new volumetric CTmachine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *European radiology* 8, 1558-1564 (1998)
- 48 Ngan DC, Kharbanda OP, Geenty JP, Darendeliler MA: Comparison of radiationlevels from computed tomography and conventional dental radiographs: *Australianorthodontic journal* 19, 67-75 (2003)
- 49 Palomo JM, Rao PS, Hans MG: Influence of CBCT exposure conditions on radiation dose, *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*, vol. 105, no. 6, pp. 773–782 (2008)
- 50 Patel A, Sandler, J: Richtlinien für Röntgenaufnahmen in derkieferorthopädischen Praxis. *Inf Orthod Kieferorthop* 2009;41:51-60

- 51 Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Effective doserange for dental cone beam computed tomography scanners, *European Journal of Radiology*, vol. 81, no. 2, 267–271 (2012)
- 52 Raju TN. The Nobel chronicles. 1979: Allan MacLeod Cormack; and Sir Godfrey Newbold Hounsfield. *Lancet*; 354: 1653 (1999)
- 53 Rasch MT: Definition der Regionen von Interesse für kieferorthopädische/ kieferchirurgische, oralchirurgische und implantologische/dentale Zwecke bei der digitalen Volumentomographie: Zugriff 5. Dezember 2012(http://edoc.ub.uni-muenchen.de/10981/1/Rasch_Marie-Theres.pdf)
- 54 Robb RA: X-ray computed tomography: from basic principles to applications. *Annual review of biophysics and bioengineering* 11, 177-201 (1982)
- 55 Roberts JA, Drage NA, Davies J, and Thomas DW: Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry. *British Journal of Radiology*, vol. 82, no. 973, 35–40 (2009)
- 56 Rogers LF: Radiation exposure in CT: why so high? *Ajr* 177, 277 (2001)
- 57 Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computedtomography in dental practice. *J Can Dent Assoc*, 72(1):75-80 (2006)
- 58 Silva MAG, Wolf U, Heinicke F, Bumann A, Visser H, Hirsch E: Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: a radiation dose evaluation:*American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 133, no. 5, 640.e1–640.e5 (2008)
- 59 Schattmann S: Dentale Volumentomographie in der Diagnostik vestibulärer parodontaler Defekte. (Zugriff am 4.Dezember 2012, URL: http://www.diss.fu-berlin.de/diss/servlets/MCRFileNodeServlet/FUDISS_derivate_000000009938/Doktorarbeit_Endversion_bibonline.pdf?hosts=

- 60 Schopf P Curriculum Kieferorthopädie. Quintessenz Verlags-GmbH 1994
Berlin, Band I und II, 2. Aufl.
- 61 Schwenzer, N. Ehrenfeld, M.: Allgemeine Chirurgie. Thieme (2000), S.261-268
- 62 Tantanapornkul W, Okouchi K, Fujiwara Y, Yamashiro M, Maruoka Y, Ohbayashi N, Kurabayashi T: A comparative study of cone-beam computed tomography and conventional panoramic radiography in assessing the topographic relationship between the mandibular canal and impacted third molars. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*; 103(2):253-259 (2007)
- 63 Thilander B, Persson M, Adolfsson U: Roentgen-cephalometric standards for a Swedish population. A longitudinal study between the ages of 5 and 31 years: *Eur J Orthod.*;27(4):370-89 (2005)
- 64 Underhill TE, Chilvarquer I, Kimura K, Langlais RP, McDavid WD, Preece JW, Barnwell G: Radiobiologic risk estimation from dental radiology. Part I. Absorbed doses to critical organs. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology* 66, 111-120 (1988)
- 65 Vandenberghe B, Jacobs R, Yang J. Detection of periodontal bone loss using digital intraoral and cone beam computed tomography images: an in vitro assessment of bony and/or infrabony defects. *Dentomaxillofac Radiol*; 37(5):252-60 (2008)
- 66 Van der Molen AJ, Veldkamp WJ, Geleijns J: 16-slice CT: achievable effective doses of common protocols in comparison with recent CT dose surveys. *Br J Radiol*, 80(952):248-255 (2007)
- 67 White SC: 1992 assessment of radiation risk from dental radiography. *Dento maxillofacial radiology* 21, 118-126 (1992)

- 68 Wortche R, Hassfeld S, Lux CJ, Mussig E, Hensley FW, Krempien R, Hofele C: Clinical application of cone beam digital volume tomography in children with cleft lip and palate. Dento maxillo facial radiology 35, 88-94 (2006)
- 69 Zöller JE: Digitale Volumentomografie in der Zahn-, Mund, und Kieferheilkunde. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin (2007)
- 70 DGZMK: Zugriff am 27.11.2012 um 9:00 unter URL: http://www.dgzmk.de/uploads/tx_szdgzmkdocuments/S1_Empfehlung_Dentale_Volumentomographie.pdf., MET
- 71 Fernröntgenseitenbild (Zugriff am 15. Dezember 2012, URL: <http://de.wikipedia.org/wiki/Fernr%C3%B6ntgenseitenbild>)
- 72 Orthopantomogramm (Zugriff 20. Dezember 2012, URL: http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Dental_X-rays.JPG?uselang=de)
- 73 Parlamentsberichts zur Strahlenschutzvorsorge: Zugriff 11.Dezember 2012: (http://doris.bfs.de/jspui/bitstream/urn:nbn:de:0221-201205118217/3/Parlamentsbericht_2010.pdf)
- 74 Röntgenstatus der Zähne (Zugriff am 15. Dezember 2012, URL: <http://edoc.hu-berlin.de/dissertationen/jancke-mathias-2002-01-21/HTML/jancke-ch2.html>)

8 Anhang

8.1 Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Sven Lichtenfeld, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Die Bedeutung des Field of View für die dreidimensionale kieferorthopädische Behandlungsplanung auf der Basis digitaler Volumentomographien“ selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung (siehe „Uniform Requirements for Manuscripts (URM)“ des ICMJE -www.icmje.org) kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem/der Betreuer/in, angegeben sind. Sämtliche Publikationen, die aus dieser Dissertation hervorgegangen sind und bei denen ich Autor bin, entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§156,161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.“

Datum

Unterschrift

8.2 Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

8.3 Danksagung

Ich danke Prof. Dr. Axel Bumann für die Überlassung des Promotionsthemas, die stetige Ansprechbereitschaft, sowie die zielführenden und komplikationslosen Betreuung während der ganzen Arbeit.

Weiterhin danke ich dem Team von Mesantis – Berlin für die Hilfsbereitschaft, wenn Probleme mit der Technik aufgetreten sind.

Außerdem möchte ich mich bei unseren Freunden Vivien und Michael bedanken, die als Korrektoren kritisch Stil und Form der Arbeit verbessert haben.

Mein herzlichster Dank gilt meiner Familie, die mich immer unterstützt und motiviert hat – ganz besonders danke ich dafür meiner Frau Annemarie und meinem Sohn Justus, der davon zwar nichts weiß, aber mit seiner Geburt der größte Motivator war.