

Aus der  
Poliklinik für Kieferorthopädie  
der Ludwig-Maximilians-Universität München  
Direktorin: Prof. Dr. Andrea Wichelhaus

**Definition der Regionen von Interesse für  
kieferorthopädische/kieferchirurgische, oralchirurgische und  
implantologische/dentale Zwecke bei der digitalen Volumentomographie**

Dissertation  
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin  
an der Medizinischen Fakultät  
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von  
Marie-Theres Rasch  
aus  
München

2009

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatterin: Prof. Dr.med.dent. Ingrid Rudzki-Janson

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Gabriele Kaepler  
Priv. Doz. Dr. Thorsten Johnson

Mitbetreuung durch den  
promovierten Mitarbeiter: Dr. med. dent. Florian Gebhart

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser, FACR, FRCR

Tag der mündlichen Prüfung: 15.12.2009

## ENGLISH ABSTRACT

**Aim:** Cone beam computed tomography (CBCT) might improve diagnosis, treatment planning and therapy in dentistry by giving a three dimensional impression of anatomical structures of the patient's head. The aim of this study was to define the minimum sizes of both spherical and cylindrical regions of interest (ROI) suitable for three different branches in dentistry (orthodontics/maxillofacial surgery, oral surgery and implantology/operative dentistry) so that convenient fields of view can easily be chosen for a CBCT scan.

**Methods:** 96 both lateral and anterior-posterior cephalographs of children (age 5-14, n = 11) and adults ( $\geq 15$ , n = 85) were selected out of the database of the Department of Orthodontics at the LMU Munich consisting of more than 12000 cephalographs.

Using a special cephalometric software we analyzed the cephalographs and determined the three dimensional Cartesian coordinates of key structures for the regions of interest such as Sella, Nasion, Menton, tip of the nose, gonion angle, Basion or the condyles. Magnification errors were taken into account. Then we computed the minimal cylindrical and spherical volumes as well as their geometric parameters enclosing all these points by optimizing a scalar-valued mathematical function with standard optimization software.

**Results:** For cephalometric use our calculations resulted in a cylindrical/spherical ROI of 13.46 cm  $\emptyset$  x 11.01 cm (h)/14.30 cm  $\emptyset$  for children and of 14.16 cm  $\emptyset$  x 11.33 cm (h)/15.20 cm  $\emptyset$  for adults (14.96 cm  $\emptyset$  x 11.79 cm (h)/15.94 cm  $\emptyset$  for males, 13.78 cm  $\emptyset$  x 11.20 cm (h)/14.82 cm  $\emptyset$  for females) considering the upper border of the 95 % interval of confidence.

10.18 cm  $\emptyset$  x 6.29 cm (h)/10.80 cm  $\emptyset$  for children and 10.90 cm  $\emptyset$  x 6.39 cm (h)/11.48 cm  $\emptyset$  for adults (11.38 cm  $\emptyset$  x 6.72 cm (h)/12.02 cm  $\emptyset$  for males, 10.66 cm  $\emptyset$  x 6.27 cm (h)/11.20 cm  $\emptyset$  for females) seem to be suitable volumes to show the ROI of an oral surgeon.

For an implantologist a cylindrical/spherical ROI of 8.94 cm  $\emptyset$  x 5.24 cm (h)/9.42 cm  $\emptyset$  for children and of 9.34 cm  $\emptyset$  x 5.14 cm (h)/9.88 cm  $\emptyset$  for adults (9.70 cm  $\emptyset$  x 5.50 cm (h)/10.36 cm  $\emptyset$  for males, 9.20 cm  $\emptyset$  x 4.98 cm (h)/9.66 cm  $\emptyset$  for females) seems to be suitable.

**Conclusions:** The size of the ROI differs depending on the age and anatomy of the patient as well as on the size and geometry (cylindrical/spherical) of the volume to be captured by the scan. As the cylindrical volumes are smaller than the spherical ones showing the same ROI, the radiation dose might be smaller as well. Therefore, it should be possible for a dentist to limit the field of view individually in order to keep the radiation dose as low as possible.

**Keywords:** dental radiology, cone beam computed tomography, field of view, region of interest



## INHALTSVERZEICHNIS

1. Einführung.....	1
2. Zielsetzung .....	3
3. Literaturübersicht zur digitalen Volumentomographie.....	4
3.1 Technologie .....	4
3.1.1 Panoramaschichtaufnahme .....	4
3.1.2 Computertomographie.....	5
3.1.3 Digitale Volumentomographie.....	6
3.2 Strahlenbelastung bei unterschiedlichen bildgebenden Verfahren.....	16
3.2.1 Strahlenbelastung bei konventionellen bildgebenden Verfahren in der Zahnheilkunde .....	16
3.2.2 Strahlenbelastung bei der Computertomographie.....	20
3.2.3 Strahlenbelastung bei der digitalen Volumentomographie .....	22
3.2.4 Zusammenfassung und Vergleich.....	24
3.3 Anwendungsspektrum für die digitale Volumentomographie in der Zahnheilkunde.	26
3.3.1 Chirurgie.....	26
3.3.2 Zahnärztliche Chirurgie.....	28
3.3.3 Kiefergelenksdiagnostik .....	31
3.3.4 Kieferorthopädie .....	32
3.3.5 Implantologie.....	34
3.3.6 Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie.....	36
3.3.7 Grenzen des klinischen Einsatzes der digitalen Volumentomographie .....	38
4. Material und Methode zur Bestimmung einer geeigneten ROI für die kieferorthopädische/ kieferchirurgische, oralchirurgische und implantologische/dentale Diagnostik.....	40
4.1 Fragestellung .....	40
4.2 Material und Methoden.....	41
4.2.1 Patienten .....	41
4.2.2 Auswertung der Röntgenbilder.....	44
4.2.3 Kieferorthopädische/kieferchirurgische Region von Interesse.....	45
4.2.4 Oralchirurgische Region von Interesse .....	52
4.2.5 Implantologische/dentale Region von Interesse .....	55
5. Ergebnisse und Auswertung.....	58

5.1	Kieferorthopädische/kieferchirurgische Region von Interesse .....	60
5.1.1	Kinder .....	60
5.1.2	Erwachsene .....	61
5.1.3	Männer .....	64
5.1.4	Frauen .....	65
5.1.5	Vergleich der Aufnahmevolumina für die unterschiedlichen Patientengruppen – kieferorthopädische/kieferchirurgische Region von Interesse .....	67
5.2	Oralchirurgische Region von Interesse .....	68
5.2.1	Kinder .....	68
5.2.2	Erwachsene .....	69
5.2.3	Männer .....	70
5.2.4	Frauen .....	72
5.2.5	Vergleich der Aufnahmevolumina für die unterschiedlichen Patientengruppen – oralchirurgische Region von Interesse .....	73
5.3	Implantologische/dentale Region von Interesse .....	74
5.3.1	Kinder .....	74
5.3.2	Erwachsene .....	75
5.3.3	Männer .....	77
5.3.4	Frauen .....	78
5.3.5	Vergleich der Aufnahmevolumina für die unterschiedlichen Patientengruppen – implantologische/dentale Region von Interesse .....	79
6.	Diskussion und Schlussfolgerungen .....	81
6.1	Digitale Volumetomographie – Indikation und Strahlenschutz .....	81
6.2	Methode zur Bestimmung der kieferorthopädischen/ kieferchirurgischen, oralchirurgischen und implantologischen/ dentalen Region von Interesse - Methodenkritik .....	83
6.2.1	Methoden zur Vermessung des Schädels .....	83
6.2.2	Patienten .....	84
6.2.3	Methode zur Bestimmung der minimalen Aufnahmevolumina .....	85
6.3	Bewertung der Ergebnisse .....	85
6.4	Schlussfolgerungen .....	86
6.4.1	Vergleich der sphärischen und der zylindrischen Aufnahmegeometrie .....	86
6.4.2	Vergleich der Patientengruppen .....	89
6.4.3	Vergleich der unterschiedlichen Regionen von Interesse .....	90

6.4.4	Empfehlung geeigneter DVT-Systeme in Abhängigkeit zur jeweiligen Region von Interesse.....	91
6.5	Ausblick .....	93
7.	Zusammenfassung .....	95
8.	Literaturverzeichnis .....	97
9.	Anhang.....	109
9.1	Dosimetrische Begriffe .....	109
9.2	Methoden zur Messung der Strahlenbelastung.....	110
9.3	Einzelergebnisse der kephalometrischen Studie.....	113
10.	Lebenslauf.....	127

## ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildung 1: Schematische Darstellung der Cone-beam-Technik (nach HEURICH [46]).....	2
Abbildung 2: Unterschiede in der Bildgewinnung bei CT und DVT (Abbildung aus [107]) ...	6
Abbildung 3: Lokalisierung eines frakturierten Instruments; links konventionelle Aufnahme, rechts digitale Volumentomographie (koronare Schicht) (Abbildungen aus [114]) .....	36
Abbildung 4: Gedachte Überlagerung der Fernröntgenseitenbilder und posterior-anterior- Aufnahmen .....	44
Abbildung 5: Koordinatenachsen in der Lateralansicht .....	45
Abbildung 6: Koordinatenachsen in der posterior-anterior-Ansicht.....	45
Abbildung 7: Anatomische Strukturen und deren Darstellung im Fernröntgenseitenbild sowie in der posterior-anterior-Aufnahme (Abbildung: Dr. F. Gebhart) .....	46
Abbildung 8: Messpunkte für die kieferorthopädische Region von Interesse in der Lateralansicht .....	47
Abbildung 9: Messpunkte für die kieferorthopädische Region von Interesse in der posterior- anterior-Ansicht.....	47
Abbildung 10: Messpunkte für die oralchirurgische Region von Interesse in der Lateralansicht .....	53
Abbildung 11: Messpunkte für die oralchirurgische Region von Interesse in der posterior- anterior-Ansicht.....	53
Abbildung 12: Messpunkte für die implantologische/dentale Region von Interesse in der Lateralansicht .....	56
Abbildung 13: Messpunkte für die implantologische/dentale Region von Interesse in der posterior-anterior-Ansicht.....	56
Abbildung 14: Alderson-Rando-Phantom (The Phantom Laboratory [110]).....	111



## TABELLENVERZEICHNIS

Tabelle 1: Übersicht über verschiedene DVT-Systeme und deren technische Daten [127-144] .....	15
Tabelle 2: Literaturübersicht über die effektiven Dosen (in $\mu\text{Sv}$ ) einiger Panoramaschichtaufnahmegeräte nach GIJBELS [39].....	18
Tabelle 3: Effektive Dosen (Schädel-Hals-CT) bei unterschiedlichen CT-Scannern.....	20
Tabelle 4: Literaturübersicht zur Strahlenbelastung beim Kopf-Hals-CT nach VAN DER MOLEN et al. [117].....	21
Tabelle 5: Strahlenbelastung bei der digitalen Volumentomographie nach LUDLOW [73].	23
Tabelle 6: Patientengruppe Kinder.....	43
Tabelle 7: Patientengruppe Erwachsene.....	43
Tabelle 8: Patientengruppe der Kinder: Statistische Auswertung für die kieferorthopädische/kieferchirurgische ROI.....	61
Tabelle 9: Patientengruppe der Erwachsenen: Statistische Auswertung für die kieferorthopädische/kieferchirurgische ROI.....	62
Tabelle 10: Männergruppe: Statistische Auswertung für die kieferorthopädische/kieferchirurgische ROI.....	64
Tabelle 11: Frauengruppe: Statistische Auswertung für die kieferorthopädische/kieferchirurgische ROI.....	66
Tabelle 12: Patientengruppe der Kinder: Statistische Auswertung für die oralchirurgische ROI .....	69
Tabelle 13: Patientengruppe der Erwachsenen: Statistische Auswertung für die oralchirurgische ROI.....	70
Tabelle 14: Männergruppe: Statistische Auswertung für die oralchirurgische ROI.....	71
Tabelle 15: Frauengruppe: Statistische Auswertung für die dentalchirurgische ROI.....	72
Tabelle 16: Patientengruppe der Kinder: Statistische Auswertung für die implantologische/dentale ROI.....	75
Tabelle 17: Patientengruppe der Erwachsenen: Statistische Auswertung für die implantologische/dentale ROI.....	76
Tabelle 18: Männergruppe: Statistische Auswertung für die implantologische/dentale ROI.	77
Tabelle 19: Frauengruppe: Statistische Auswertung für die implantologische/dentale ROI..	78

Tabelle 20: Messergebnisse der kephalometrischen Studie zur Bestimmung der Abmessungen unterschiedlicher Regionen von Interesse (Betrachtung der Obergrenzen der 95 %-Konfidenzintervalle).....	86
Tabelle 21: Vergleich der zylindrischen und der sphärischen Aufnahmegeometrie für die einzelnen Regionen von Interesse (Betrachtung der Obergrenzen der 95 %-Konfidenzintervalle).....	87
Tabelle 22: Vergleich der unterschiedlichen Aufnahmevolumina (Obergrenzen der 95%-Konfidenzintervalle); Angaben in $\times 10^3 \text{ cm}^3$ .....	90
Tabelle 23: Übersicht zu den Sichtfeldern der gängigen DVT-Systeme.....	92
Tabelle 24: Obergrenzen der 95 %-Konfidenzintervalle für die kieferorthopädische/kieferchirurgische, oralchirurgische und implantologische/dentale ROI.....	95
Tabelle 25: Gewebewichtungsfaktoren nach ICRP 1990 (Tabelle nach [56]) .....	110
Tabelle 26: Kugelvolumina für die kieferorthopädische/kieferchirurgische ROI .....	114
Tabelle 27: Zylindervolumina (Neigung begrenzt (30°)) für die kieferorthopädische/kieferchirurgische ROI.....	116
Tabelle 28: Zylindervolumina (definierte Ausrichtung) für die kieferorthopädische/kieferchirurgische ROI.....	118
Tabelle 29: Kugelvolumina für die oralchirurgische ROI.....	120
Tabelle 30: Zylindervolumina für die oralchirurgische ROI.....	122
Tabelle 31: Kugelvolumina für die implantologische/dentale ROI .....	124
Tabelle 32: Zylindervolumina für die implantologische/dentale ROI .....	126

## VERZEICHNIS DER DIAGRAMME

Diagramm 1: Indikationen für den intraoperativen Einsatz der digitalen Volumentomographie; Angaben in Prozent (Abbildung nach [88]) .....	27
Diagramm 2: Vergleich der ermittelten Aufnahmevolumina zur Darstellung der kieferorthopädischen/kieferchirurgischen ROI für die Kindergruppe.....	60
Diagramm 3: Vergleich der ermittelten Aufnahmevolumina zur Darstellung der kieferorthopädischen/kieferchirurgischen ROI für die Patientengruppe der Erwachsenen .....	62
Diagramm 4: Vergleich der ermittelten Aufnahmevolumina zur Darstellung der kieferorthopädischen/kieferchirurgischen ROI für die Männergruppe .....	64
Diagramm 5: Vergleich der ermittelten Aufnahmevolumina zur Darstellung der kieferorthopädischen/kieferchirurgischen ROI für die Frauengruppe.....	65
Diagramm 6: Vergleich der Aufnahmevolumina und Patientengruppen für die kieferorthopädische/kieferchirurgische ROI.....	67
Diagramm 7: Vergleich der ermittelten Aufnahmevolumina zur Darstellung der oralchirurgischen ROI für die Kindergruppe .....	68
Diagramm 8: Vergleich der ermittelten Aufnahmevolumina zur Darstellung der oralchirurgischen ROI für die Erwachsenengruppe .....	69
Diagramm 9: Vergleich der ermittelten Aufnahmevolumina zur Darstellung der oralchirurgischen ROI für die Männergruppe.....	71
Diagramm 10: Vergleich der ermittelten Aufnahmevolumina zur Darstellung der oralchirurgischen ROI für die Frauengruppe .....	72
Diagramm 11: Vergleich der Aufnahmevolumina und der Patientengruppen für die oralchirurgische ROI.....	73
Diagramm 12: Vergleich der ermittelten Aufnahmevolumina zur Darstellung der implantologischen/dentalen ROI für die Kindergruppe.....	74
Diagramm 13: Vergleich der ermittelten Aufnahmevolumina zur Darstellung der implantologischen/dentalen ROI für die Erwachsenengruppe.....	76
Diagramm 14: Vergleich der ermittelten Aufnahmevolumina zur Darstellung der implantologischen/dentalen ROI für die Männergruppe .....	77
Diagramm 15: Vergleich der ermittelten Aufnahmevolumina zur Darstellung der implantologischen/dentalen ROI für die Frauengruppe.....	78

Diagramm 16: Vergleich der Aufnahmevolumina und Patientengruppen für die  
implantologische/dentale ROI..... 79

## 1. Einführung

In kaum einer anderen medizinischen Disziplin nimmt die radiologische Diagnostik einen derart hohen Stellenwert ein wie in der Zahnheilkunde. In diesem Bereich werden laut der „Unterrichtung durch die Bundesregierung über Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung im Jahr 2005“ [116] jährlich 35,6 % aller röntgenologischen Untersuchungen in Deutschland durchgeführt.

Wie in anderen medizinischen Bereichen auch spielen dabei bildgebende Verfahren mit der Möglichkeit der dreidimensionalen Darstellung zunehmend eine Rolle, da sie einen realistischeren und übersichtlicheren Eindruck der Anatomie eines Patienten vermitteln können als es allein durch konventionelle zweidimensionale Aufnahmen – selbst in mehreren Ebenen – möglich wäre. Dies bietet gerade angesichts komplexer Behandlungsfälle Vorteile sowohl hinsichtlich Diagnostik und Therapieplanung als auch im Rahmen bildgestützter Operationsverfahren (KAADEN [60]).

Gerade die digitale Volumentomographie (DVT, auch: cone beam computed tomography, CBCT, CBVT) erfuhr in den letzten Jahren im Rahmen der zahnmedizinischen Diagnostik zunehmend an Bedeutung. Nach ARNHEITER [5] stellen Implantatversorgungen (40 %), chirurgische Eingriffe (24 %) und Analysen des Kiefergelenks (16 %) die häufigsten Indikationen für den Einsatz der digitalen Volumentomographie dar. Doch auch im Rahmen der kieferorthopädischen Behandlungsplanung findet sie Anwendung [5].

Allerdings muss bei derartigen Untersuchungen immer auch die Strahlenbelastung für den Patienten berücksichtigt werden, die die konventioneller bildgebender Verfahren gegebenenfalls deutlich übersteigen kann. Die Ergebnisse einer aktuellen Studie der Ruhr-Universität Bochum beispielsweise zeigen, dass die Mehrheit der deutschen Ärzte die Strahlenbelastung der Patienten bei der Computertomographie tatsächlich oft viel zu gering einstuft und die jeweilige Indikation möglicherweise zu sorglos stellt (HEYER et al. [47]). Ähnliches mag für die digitale Volumentomographie gelten, zu wenig ist derzeit über die von diesem Aufnahmeverfahren ausgehende radiologische Belastung bekannt.

Um Untersuchungen zur Strahlenbelastung durch die digitale Volumentomographie überhaupt auf sinnvolle Weise anstellen zu können, muss zuvor stets die Größe der abzubildenden Region von Interesse (ROI) bestimmt werden, die die Größe des jeweils erforderlichen Sichtfeldes (field of view, FOV) definiert. Dabei entspricht die Region von Interesse demjenigen dreidimensionalen Volumen, das der behandelnde Arzt anhand des Scans beurteilen will, während das Sichtfeld die resultierende Bildgröße bezeichnet.

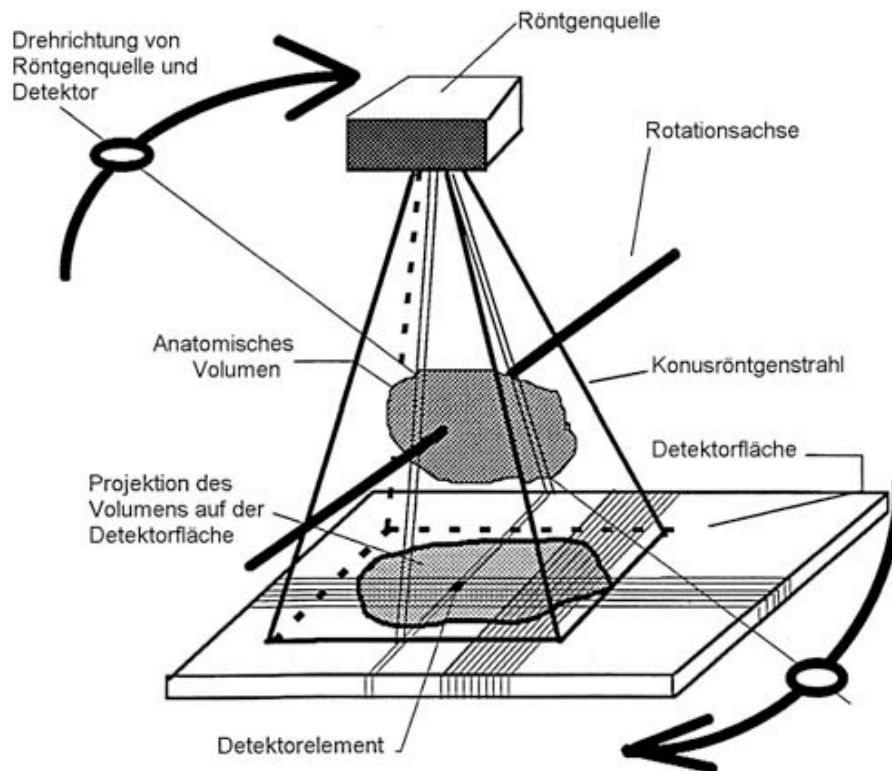


Abbildung 1: Schematische Darstellung der Cone-beam-Technik (nach HEURICH [46])

Das jeweilige Aufnahmevolumen hängt unter anderem von Patient und Indikationsstellung ab und kann daher in Anbetracht der in der Zahnmedizin je nach Fachgebiet unterschiedlichen Regionen von Interesse deutlich in seiner Größe schwanken. Allerdings geben die einzelnen Geräte durch ihre begrenzten Möglichkeiten der Einblendung jeweils nur bestimmte Aufnahmevolumina vor, die abhängig von der jeweiligen Detektortechnologie zylindrisch (Flat Panel Detektoren) oder sphärisch (Bildverstärkersysteme) begrenzt sind.

Daher drängt sich die Frage auf, durch welche geometrischen Parameter und daraus resultierenden Volumina verschiedene zahnärztliche Regionen von Interesse in Abhängigkeit von der jeweiligen medizinischen Fragestellung und der Anatomie des Patienten tatsächlich beschrieben werden, so dass sich letztlich geeignete Sichtfelder wählen lassen, um alle relevanten Strukturen gerade abzubilden und zugleich eine unnötige Strahlenbelastung des Patienten aufgrund übertrieben großer Aufnahmevolumina zu vermeiden.

## 2. Zielsetzung

Ziel dieser Studie ist es, die Größen verschiedener in der Zahnheilkunde gebräuchlicher Regionen von Interesse (ROI) für die digitale Volumentomographie zu definieren.

Nahezu jede zahnmedizinische Disziplin weist eine andere Region von Interesse auf. Mag für einen Implantologen für Implantationen bei ausreichendem Knochenangebot lediglich ein kleiner Ausschnitt des dentoalveolären Bereichs des Ober- oder Unterkiefers von Interesse sein, so benötigt etwa der Kieferorthopäde zu diagnostischen Zwecken Informationen über nahezu den gesamten Gesichtsschädel.

Im Sinne des Strahlenschutzes sollte das Aufnahmevolumen bei der digitalen Volumentomographie der jeweiligen Region von Interesse immer möglichst exakt entsprechen.

Es sollen daher im Rahmen dieser Studie anhand kephalometrischer Auswertungen von Röntgenbildern kieferorthopädische/kieferchirurgische, oralchirurgische und implantologische/dentale Regionen von Interesse von jeweils zylindrischer und sphärischer Begrenzung – entsprechend den möglichen Sichtfeldbegrenzungen bei der DVT – für unterschiedliche Patientengruppen definiert werden.

Außerdem soll ausgehend von den Ergebnissen folgenden Fragen nachgegangen werden:

- Wie unterscheiden sich sphärische und zylindrische Aufnahmegeometrie zur Abbildung ein und derselben Region von Interesse in ihren Abmessungen? Welche Geometrie erscheint jeweils vorteilhafter?
- Lassen sich signifikante Unterschiede hinsichtlich der Abmessungen der erforderlichen Regionen von Interesse für Kinder und Erwachsene beziehungsweise Männer und Frauen feststellen?
- Wie unterscheiden sich die verschiedenen Regionen von Interesse hinsichtlich ihrer Größe?
- Welche Schlussfolgerungen lassen sich in Bezug auf die Strahlenbelastung für den Patienten ziehen?
- Welche DVT-Systeme erscheinen für welchen Verwendungszweck geeignet?

Einleitend soll außerdem ein Überblick über die Strahlenbelastung unterschiedlicher bildgebender Verfahren in der Zahnheilkunde sowie eine Übersicht über das derzeitige Indikationsspektrum der digitalen Volumentomographie gegeben werden.

## **3. Literaturübersicht zur digitalen Volumentomographie**

### **3.1 Technologie**

Seit 1997 stehen digitale Volumentomographen zur Erstellung von Volumendatensätzen des Schädels ähnlich einem Spiral-CT zur Verfügung (MOZZO [81], ARAI [3]). Sie dienen in der Zahnheilkunde der Darstellung skelettaler Anteile von Ober- und Unterkiefer und des Mittelgesichts in axialen, koronaren und sagittalen Schichten oder aber in dreidimensionalen Reformatierungen [81], was vor allem angesichts komplexer Fragestellungen in der Chirurgie (FLINZBERG [32], WORTCHE [123]), der Implantologie (SCHEIFELE [97], HATCHER [44]) aber auch der Kieferorthopädie (SAFFAR und BRAUMANN [126], HOLBERG [51]) hilfreich sein kann.

Obwohl die Darstellungsoptionen eines DVT-Scans zunächst an die Möglichkeiten eines konventionellen Schädel-Hals-CTs erinnern mögen, unterscheiden sich die beiden Verfahren jedoch grundsätzlich in ihrer Technologie. Ein ebenso deutlicher Unterschied besteht auch im Vergleich zum in der Zahnheilkunde gängigsten Übersichts-Aufnahmeverfahren, der Panoramaschichtaufnahme (PSA).

#### **3.1.1 Panoramaschichtaufnahme**

Bei der Panoramaschichtaufnahme (PSA) werden die knöchernen Strukturen und Zähne des gesamten Ober- und Unterkiefers sowie Anteile der Kieferhöhlen panoramaartig dargestellt.

Das Prinzip der Panoramaschichtaufnahme beruht auf einer koordinierten Rotation eines schlitzförmig eingeblendeten Röntgenstrahls und eines sich hinter einer Sekundärschlitzblende befindlichen Rezeptors um das darzustellende Objekt. Beide Komponenten rotieren um Achsen, die sich im Bewegungsablauf kontinuierlich verschieben, um die Bewegung der Kieferform optimal anzupassen. Stets existiert eine Ebene zwischen Röntgenstrahl und Rezeptor, in der die Winkelgeschwindigkeiten der Strahlenquelle und des Filmes annähernd übereinstimmen. Diese Ebene entspricht jeweils dem Ort geringster Bewegungsunschärfe und wird daher scharf auf dem Film abgebildet, während alle anderen Schichten zwischen Quelle und Rezeptor verwischt und damit kaum oder nicht erkennbar



dargestellt werden. Der Röntgenfilm wird während der Aufnahme hinter der Sekundärblende vorbeigeführt und durch den vertikalen Strahlenfächer somit gleichmäßig auf ganzer Breite belichtet (SPITZER, RÜCKER [101]).

### 3.1.2 Computertomographie

Die Computertomographie wurde durch die Nutzung eines mathematischen Verfahrens möglich, das 1917 von dem österreichischen Mathematiker RADON [89] entwickelt wurde. Die Radontransformation dient heute als Grundlage zur Bildberechnung räumlicher Aufnahmen eines Objektes.

Nach Vorarbeiten CORMACKs [20, 21] entwickelte HOUNSFIELD [55] den ersten für den klinischen Einsatz geeigneten Computertomographen, der im Jahre 1971 im Atkinson Morleys Hospital in Wimbledon in Betrieb genommen wurde (ROBB [92]). Im Jahr 1973 erschienen erste Publikationen HOUNSFIELDS [55] und AMBROSEs [2] zur Beschreibung des Systems sowie der Möglichkeiten seines klinischen Einsatzes. Die Computertomographie bietet die Möglichkeit einer überlagerungsfreien Darstellung skelettaler Strukturen und Weichgewebe in Schnittbildern oder dreidimensionalen Rekonstruktionen (JÄGER, REISER [101]).

Dabei werden die Aufnahmen im Gegensatz zu vielen anderen bildgebenden Verfahren nicht direkt, sondern durch mathematische Berechnung erstellt (ROBB [92]). Beim Auftreffen eines kollimierten Strahlenfächers auf einem Detektorsystem entstehen elektrische Impulse, die mittels rechnergestützter Nachbearbeitung in Bildinformationen umgewandelt werden (JÄGER, REISER [101]).

Der ebene fächerförmige Röntgenstrahl durchdringt den Patienten bei der axialen Darstellung senkrecht zu dessen Körperachse, bevor er auf den gegenüberliegenden Detektorenkranz trifft. Strukturen werden dabei schichtweise in Form von Röntgenschwächungswerten, also letztlich einer Zahlenmatrix erfasst und können nach rechnergestützter zweidimensionaler Rekonstruktion in weitgehend überlagerungsfreien Schnittbildern dargestellt werden. Dabei werden die Röntgenschwächungswerte in so genannten Hounsfield Units (HU) angegeben (JÄGER, REISER [101]). Ein Wert von -1000 HU entspricht dem Schwächungswert von Luft, ein Wert von 0 HU dem entsprechenden Wert für Wasser (ROBB [92]). Die Skala ist im Prinzip nach oben offen - in der Praxis wird ein Bereich von -1024 HU bis 3072 HU (12-bit-Zahlen) verwendet. Da das menschliche Auge jedoch keine 4096 verschiedenen Grauwerte zu differenzieren vermag, wird nach dem Einlesen der Daten eine Fensterung durchgeführt, das

heißt, ein Ausschnitt der Skala wird gewählt und etwa auf die 256 Graustufen eines Videomonitors abgebildet (KEEVE, KUSCH, HEY [126]).

Während die Datenerfassung früher sequenziell erfolgte, wird seit 1989 der Spiralmodus eingesetzt, bei dem der Patient kontinuierlich durch den Strahlenfächer auf einem Tisch bewegt wird (KALENDER [61, 62], VANNIER [118]). Dies führte nach KALENDER [62] zu einer Reduktion der Strahlenbelastung für den Patienten sowie einer Verbesserung der Bildqualität aufgrund kürzerer Belichtungszeiten, da sich somit Lücken in der Datenerfassung aufgrund von Bewegungen und Atemexkursionen des Patienten verringern ließen. Außerdem stehen seit 1998 Mehrzeilendetektorgeräte zur Verfügung (FUCHS [33]), die neuerdings sogar bis zu 256 Zeilen (MORI [79, 80]) gleichzeitig erfassen können. Diese Fortschritte in der Technologie der Computertomographie weisen also zunehmend den Weg hin zur Akquirierung von Volumendatensätzen (KEEVE, KUSCH, HEY [126]), wie sie bei der digitalen Volumentomographie bereits Anwendung findet.

#### 3.1.3 Digitale Volumentomographie

Anstatt die in der Röntgenröhre erzeugte Strahlung wie beim CT auf einen dünnen Strahlenfächer einzublenden, wird hier nahezu der gesamte Röntgenstrahl genutzt, kegel- oder pyramidenförmig (cone beam) eingeblendet und zur Bilderzeugung herangezogen (KEEVE, KUSCH, HEY [126]).

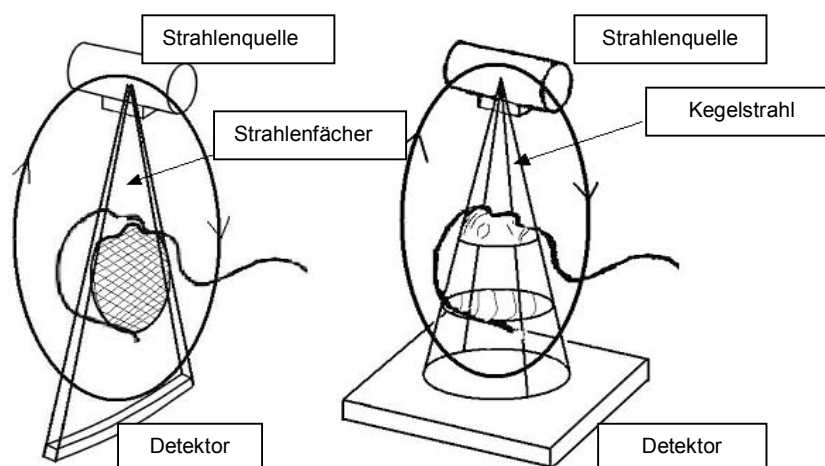


Abbildung 2: Unterschiede in der Bildgewinnung bei CT und DVT (Abbildung aus [107])

In nur einem einzigen Umlauf der Strahlenquelle um das Objekt kann somit in Abhängigkeit zur Geometrie des Röntgenstrahls ein komplettes sphärisches oder zylindrisches

Aufnahmeverfahren erfasst werden. Dabei ist eine Umlaufbewegung von  $180^\circ$  um das Objekt zur Datenakquisition theoretisch ausreichend (KEEVE, KUSCH, HEY [126]), die meisten Geräte vollführen dennoch eine vollständige Kreisbewegung um den Patienten und erstellen dabei je nach Gerätetyp bis zu 720 Einzelbilder, aus denen dann ein dreidimensionaler Datensatz rekonstruiert werden kann (siehe Tabelle 1).

Bei einem DVT-Scan rotiert die Strahlenquelle also wie bei den bereits beschriebenen Aufnahmeverfahren ebenfalls um das Objekt. Der Bildempfänger bewegt sich mit. Es handelt sich dabei entweder um Bildverstärkersysteme, die sich auf die herkömmliche Vakuumröhrentechnik mit optischer Bildkette stützen (BABA [6]), oder aber die neuen Flat Panel Detektoren, die aufgrund ihrer einstufigen Bildausgabe eine verzerrungsfreie dreidimensionale Darstellung liefern können (BABA [6]), jedoch zur Zeit noch mehr Röntgenquanten zu Anregung benötigen. Sie erweisen sich gegenüber den Bildverstärkersystemen als langlebiger und unanfällig gegenüber elektrischen und magnetischen Feldern (KEEVE, KUSCH, HEY [126]). Man unterscheidet indirekte und direkte Systeme. Erstere bestehen aus einem Szintillator, meist aus Cäsiumiodid (CsI), und einem Photosensor. Der Szintillator konvertiert die Röntgenstrahlung in optische Signale, die von den Photodioden wiederum in elektrische Impulse umgewandelt werden, welche letztlich der Bilderzeugung dienen (BABA [6]). Bei den direkt konvertierenden Systemen hingegen werden die Röntgenstrahlen meist durch eine Schicht aus amorphem Selen direkt in Elektronen umgewandelt (KEEVE, KUSCH, HEY [126]).

Was die Bildrekonstruktion anbelangt, so stellt sich diese im Vergleich zur zweidimensionalen Rekonstruktion der CT schwieriger dar, da aufgrund der Divergenz des kegelförmigen Röntgenstrahls Detektorelemente nicht mehr nur die Strukturdetails einer einzelnen ebenen Schicht erfassen, sondern auch Details anderer Schichten zum Signal beitragen (KEEVE, KUSCH, HEY [126]). Mit Hilfe des Algorithmus nach Feldkamp, Davis und Kress lässt sich allerdings eine Approximation der Rekonstruktion erreichen (FELDKAMP [30]). Nach FELDKAMP sei diese Methode zur Näherung wesentlich schneller als iterative Methoden und erzeuge Rekonstruktionen, die in ihrer Qualität schichtweisen Rekonstruktionen aus parallelen oder fächerförmigen Strahlenquellen nicht signifikant unterlegen seien [30].

Der Algorithmus basiert auf der Idee, die 3D-Rekonstruktion auf eine Vielzahl von 2D-Rekonstruktionen zurückzuführen, das heißt, jede fächerförmige Fläche im Kegelstrahl, die durch eine Detektorzeile und die Röntgenquelle definiert ist, unabhängig von den anderen so

zu behandeln, als ob es sich um eine zweidimensionale Fächerprojektion handele (KEEVE, KUSCH, HEY [126]).

Die Bildqualität bei der digitalen Volumentomographie wird im wesentlichen von drei Faktoren – Kontrast, Schärfe und Rauschen – bestimmt.

Dabei beschreibt der Kontrast Dosis-, Helligkeits- und Intensitätsunterschiede in einem Bild. Neben den spezifischen Eigenschaften des Detektorsystems sowie der Röntgenstrahlen nimmt die Dichte der darzustellenden Gewebe Einfluss auf den Kontrast (RITTER, DREISEIDLER [126]).

Der Schärfeeindruck ist abhängig von der Größe eines abzubildenden Details, seinem Kontrast, dem Auflösungsvermögen des Scans sowie dem Rauschen.

Das Rauschen hängt einerseits von der Fluktuation der Röntgenstrahlen (Quantenrauschen), andererseits vom Systemrauschen im Detektor ab, das durch Signalverstärker und Analog-Digital-Wandler entsteht. Ein Maß für das Bildrauschen ist die Detective Quantum Efficiency ( $DQE = (\text{Bildsignal}/\text{Rauschsignal})^2$ ). Sie beschreibt, wie effektiv ein Detektor die an seiner Oberfläche eintretende Strahlung in Bildsignale umsetzen kann (RITTER, DREISEIDLER [126]).

Des weiteren nehmen auch Patientenpositionierung und Aufnahmedauer Einfluss auf die Bildqualität. Je länger die Aufnahmedauer, desto größer die Gefahr von Bewegungsartefakten.

Was das Auflösungsvermögen eines Scans anbelangt, so hängt dieses von der Größe der einzelnen Voxel, dem dreidimensionalen Äquivalent des Pixels, ab. Bei der digitalen Volumentomographie handelt es sich dabei stets um isotrope Voxel, die je nach DVT-System unterschiedliche Kantenlängen zwischen 0,4 mm (KaVo 3D eXam, Fa. KaVo/Biberach, Deutschland) und 0,125 mm (3D Accuitomo FPD, Fa. J. Morita Mfg. Corp./Kyoto, Japan) aufweisen können (SCARFE [96]). Zum Vergleich sei die Voxelgröße eines Multislice CTs, des Somatom Sensation (Fa. Siemens/Berlin, München, Deutschland) genannt. Auch hier handelt es sich bei hochauflösenden Scans um isotrope Voxel. Die Kantenlänge beträgt in diesem Fall 0,24 mm. In der Zahnheilkunde üblich erscheinen nach COHNEN [19] jedoch eher CT-Scans mit nicht isotropen Voxeln und Schichtdicken von 1 mm.

Die digitale Volumentomographie zeichnet sich durch eine hohe geometrische Genauigkeit aus. So verglich etwa MOZZO [81] direkt am Objekt gemessene Strecken mit Messungen

anhand eines DVT-Scans, der mit dem DVT 9000 (Fa. Quantitative Radiology/Verona, Italien) erstellt wurde. Abweichungen bewegten sich in einem Rahmen von 0,8-2,2 %.

MARMULLA [75] verfuhr in einer Studie zur Überprüfung der geometrischen Genauigkeit eines digitalen Volumentomogramms erstellt ebenfalls mit dem DVT 9000 (Fa. Quantitative Radiology/Verona, Italien) analog. Unterschiede zwischen den am Objekt bestimmten Werten und den Messungen im DVT-Scan betragen im Mittel  $0,13 \pm 0,09$  mm und lagen in ihrer Größenordnung damit unter dem Auflösungsvermögen des Scans. MARMULLA erachtet einen DVT-Scan daher als geometrisch korrekt.

PINSKY [87] unterstützt diese Thesen. Er verglich an einem Acrylblock abgenommene Messwerte mit Messungen im DVT-Scan, erstellt mit dem i-CAT-System (Fa. Imaging Sciences Int./Hatfield, USA). Abweichungen betragen hier im Mittel  $0,01 \pm 0,02$  mm in lateraler Richtung beziehungsweise  $0,03 \pm 0,01$  mm in der Vertikalen. Für eine humane Mandibula ergaben sich mittlere Abweichungen von  $0,07 \pm 0,02$  mm und  $0,27 \pm 0,02$  mm.

Letztlich sind auch die für jeden Patienten individuell modifizierbaren Einstellungen am Gerät zu berücksichtigen, die mit Bedacht gewählt werden müssen, um sowohl im Hinblick auf die Bildqualität als auch auf die Strahlenbelastung des Patienten ein akzeptables Ergebnis zu erreichen.

Dies betrifft zunächst die der Röntgenröhre anliegende Spannung, die die Härte der Röntgenstrahlung, also ihre Durchdringungskraft bestimmt. Je höher die Spannung, desto energiereicher die Strahlung. Eine möglichst hohe Kontrastdarstellung für Zähne und Knochen wird nach KEEVE, KUSCH und HEY [126] bei Spannungen im niederenergetischen Bereich (60-90 kV) erreicht.

Die Stromstärke bestimmt die Menge der an der Kathode austretenden Elektronen und damit die Strahlenquantität, die auch über die Aufnahmedauer variiert werden kann. Bei den meisten DVT-Systemen liegt die Stromstärke im Bereich von 5-25 mA (KEEVE, KUSCH, HEY [126]).

Das erste DVT-Gerät wurde im Jahre 1982 zum Zwecke der Angiographie von der Mayo Foundation entwickelt (ROBB [91]).

Basierend auf einem C-Arm-System entwickelten FAHRIG et al. [29], WIESENT [121] und SCHUELER et al. [100] ebenfalls DVT-Geräte zum Zwecke der dreidimensionalen Bilderzeugung in der Angiographie. Jeweils basierend auf dem System eines konventionellen




CT-Geräts konstruierten auch SAINT-FELIX et al. [95] und NING et al. [84] DVT-Systeme für die Angiographie.





DVT-Systeme zur Radiotherapie wurden von JAFFRAY und SIEWERDSEN [59, 104, 105] entworfen.

Auch in der Mammographie findet die cone-beam Technologie Einsatz (SUKOVIC [108]).




Obwohl die Technologie der digitalen Volumentomographie an sich also schon seit 25 Jahren in der Medizin genutzt wird, wurden Geräte zur Darstellung von Schädel und Hals erst in jüngster Vergangenheit entwickelt und populär. Im Jahre 1997 kam das DVT 9000 (Fa. Quantitative Radiology/Verona, Italien) als erster digitaler Volumentomograph für Schädelscans auf den Markt (MOZZO [81]).

Folgende Übersicht vermittelt einen Überblick über die sich derzeit auf dem Markt befindlichen Geräte zur digitalen Volumentomographie und deren wichtigste technische Daten:



Gerät	1'2'3'-on (orangedental, e-woo)	3D Accuitomo FDP (Morita)	CB MercuRay (Hitachi)
Abbildung			
Aufnahmeverfahren	320°	einfache 360° Drehung	einfache 360° Drehung
FOV/Sichtfeld bzw. Aufnahmevolumen	12 cm x 7 cm	4 cm ø x 4 cm (H), 6 cm ø x 6 cm (H)	12/9/6 Zoll (sphärisch)
Anzahl der Einzelbilder	450 (normal), 720 (high)	k.A.	288
Röhrentyp	Hochfrequenz, konstantes Potential	k.A.	k.A.
Röhrenspannung	50-90 kV	60-80 kV	60/80/100/120 kV
Röhrenstrom	2,0-10,0 mA	1-10 mA	10/15 mA
Bilddetektor	Flat Panel	CsI Flat Panel	Bildverstärker
Voxelgröße	0,2 mm x 0,2 mm x 0,2 mm	0,125 mm x 0,125 mm x 0,125 mm	0,2/0,293/0,376 mm (isotrop)
Aufnahmedauer/Scanzeit	15s (normal), 24s (high)	18s oder weniger	10s
effektive Belichtungszeit	k.A.	k.A.	k.A.
Rekonstruktionszeit	k.A.	unter 5 min	6 min




Gerät	GALILEOS (Sirona)	Classic i-CAT (Imaging Sciences Inc.)	i-CAT next generation (Imaging Sciences Inc.)	Iluma (Kodak)
Abbildung				
Aufnahmeverfahren	204°	einfache 360° Drehung	k.A.	einfache 360° Drehung
FOV/Sichtfeld bzw. Aufnahmevolumen	∅ 15 cm (sphärisch)	16 cm ∅ x 13 cm (H), 16 cm ∅ x 22 cm (H) (extended field of view, 40s Scanzeit)	16 cm ∅ x 4/6/8/10/13 cm (H); 23 cm ∅ x 17 cm (H)	24 cm ∅ x 19 cm (H)
Anzahl der Einzelbilder	200	160/306/599 (10/20/40s Scanzeit)	k.A.	300 oder 600
Röhrentyp	k.A.	k.A.	k.A.	Hochfrequenz, konstantes Potential
Röhrenspannung	85 kV	120 kV	k.A.	120 kV konstant
Röhrenstrom	5-7 mA	3-8 mA	k.A.	1 (Kind)-3,8 (Erw.) mA
Bilddetektor	Bildverstärker	Silizium Flat Panel (20 cm x 25 cm)	Silizium Flat Panel (20 cm x 25 cm)	Silizium Flat Panel, (26 cm x 31 cm)
Voxelgröße	0,3/0,15 mm (isotrop)	0,4 mm (normal), 0,2 mm (Minimum) (isotrop)	0,125/0,2/0,25/0,3/0,4 mm (isotrop)	0.09 (ultrahoch) - 0.4 mm (Standard) (isotrop)
Aufnahmedauer/ Scanzeit	14s	20s Standard (10/20/40s)	5/8,9/26,9s	20-40s
effektive Belichtungszeit	2-6s	3,5s (für 20s-Scan)	k.A.	20 od 40s
Rekonstruktionszeit	4,5 min	1,5 min	30s	2,5 min od länger

### 3.Literaturübersicht

Gerät	KaVo 3D eXam (KaVo)	NewTom 3G-9 (QR)	NewTom 3G-MF12 (QR)
Abbildung			
Aufnahmeverfahren	einfache 360° Drehung (wahlweise 180°)	einfache 360° Drehung	einfache 360° Drehung
FOV/Sichtfeld bzw. Aufnahmevolumen	16 cm ø x 13 cm (H), 8 cm ø x 8 cm (H), 23 cm ø x 17 cm (H)	9 Zoll (sphärisch)	6/9/12 Zoll (sphärisch)
Anzahl der Einzelbilder	160/300/600	360	360
Röhrentyp	Hochfrequenz, konstantes Potential	Hochfrequenzröhre mit Belichtungsautomatik	Hochfrequenzröhre mit Belichtungsautomatik
Röhrenspannung	90-120 kV	110 kV	110 kV
Röhrenstrom	3-8 mA	0,5-15 mA variabel, automatisch geregelt	0,5-15 mA variabel, automatisch geregelt
Bilddetektor	Silizium Flat Panel (20 cm x 25 cm)	Bildverstärker	Bildverstärker
Voxelgröße	0,4 mm od 0,3 mm (isotrop)	0,25 mm x 0,25 mm x 0,2 mm (15 cm sphärisch)	0,38 mm x 0,38 mm x 0,3 mm (20 cm sphärisch)
Aufnahmedauer/Scanzeit	8,5s Standard	36s	36s
effektive Belichtungszeit	k.A.	1,8-9s	1,8-9s
Rekonstruktionszeit	unter 1 min für Standardscan	4-6 min	4-6 min



Gerät	NewTom 3G-MF9 (QR)	NewTom FP (QR)	NewTom QR-DVT 9000 (QR)
Abbildung		keine Abb.	
Aufnahmeverfahren	einfache 360° Drehung	einfache 360° Drehung	einfache 360° Rotation
FOV/Sichtfeld bzw. Aufnahmevolumen	6/9 Zoll (sphärisch)	16 cm ø x 12 cm (H)	15 cm ø x 15 cm (H)
Anzahl der Einzelbilder	360	360	360
Röhrentyp	Hochfrequenzröhre mit Belichtungsautomatik	Hochfrequenzröhre mit Belichtungsautomatik	Hochfrequenzröhre mit Belichtungsautomatik
Röhrenspannung	110 kV	110 kV	110 kV
Röhrenstrom	0,5-15 mA variabel, automatisch geregelt	k.A.	0,8-15 mA
Bilddetektor	Bildverstärker	Silizium Flat Panel	Bildverstärker
Voxelgröße	0,16 mm x 0,16 mm x 0,1 mm (10 cm sphärisch)	0,32 mm x 0,32 mm x 0,2 mm (zylindrisch)	k.A.
Aufnahmedauer/Scanzeit	36s	36s	75s
effektive Belichtungszeit	1,8-9s	k.A.	18s
Rekonstruktionszeit	4-6 min	4-6 min	Echtzeit

Gerät	NewTom VG (QR)	Picasso Master (e-woo)	Picasso Pro Dental CT (e-woo)
Abbildung			
Aufnahmeverfahren	einfache 360° Drehung	einfache 360° Drehung	einfache 360° Drehung
FOV/Sichtfeld bzw. Aufnahmevolumen	14 cm ø x 10 cm (H)	20 cm ø x 19 cm (H), 20 cm ø x 15 cm (H)	12 cm ø x 7 cm (H)
Anzahl der Einzelbilder	360	k.A.	k.A.
Röhrentyp	Hochfrequenzröhre mit Belichtungsautomatik	k.A.	k.A.
Röhrenspannung	80-120 kV	40-90 kV	40-90 kV
Röhrenstrom	k.A.	2-10 mA	2-10 mA
Bilddetektor	Silizium Flat Panel (20 cm x 25 cm)	Flat Panel	Flat Panel
Voxelgröße	0,32 mm x 0,32 mm x 0,2 mm (zylindrisch)	k.A.	k.A.
Aufnahmedauer/Scanzeit	variabel, 24s üblich	24s	15s
effektive Belichtungszeit	3,8s	k.A.	k.A.
Rekonstruktionszeit	4 min	29s	15s





Gerät	Picasso trio CT (e-woo)	ProMax 3D (Planmeca)	Scanora 3D (Soredex)	VeraViewEpos 3D (Morita)
Abbildung				
Aufnahmeverfahren	k.A.	einfache 194° Drehung	k.A.	180° Drehung
FOV/Sichtfeld bzw. Aufnahmevolumen	12 cm ø x 7 cm (H), 8 cm ø x 5 cm (H)	8 cm ø x 8 cm (H), 8 cm ø x 5 cm (H), 4 cm ø x 5 cm (H)	6 cm ø x 6 cm (H), 10 cm ø x 7,5 cm (H), 14,5 cm ø x 7,5 cm (H)	4 cm ø x 4 cm (H), 4 cm ø x 8 cm (H), 8 cm ø x 8 cm (H)
Anzahl der Einzelbilder	k.A.	300	k.A.	k.A.
Röhrentyp	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.
Röhrenspannung	40-90 kV	k.A.	65-85 kV	60-90 kV
Röhrenstrom	2-10 mA	k.A.	0,5-8 mA	1-10 mA
Bilddetektor	Flat Panel	CsI Flat Panel (624x624 Pixel, Pixelgröße 200µm)	CMOS Flat Panel (12,4 cm x 12,4 cm, Pixelgröße 200µm)	CsI Flat Panel
Voxelgröße	k.A.	0,160 mm x 0,160 mm x 0,160 mm	0,150 -0,350 mm (isotrop)	0,125 mm x 0,125 mm x 0,125 mm
Aufnahmedauer/ Scanzeit	15s	18s, gepulster Röntgenstrahl	10-20s	durchschnittlich 9,4s
effektive Belichtungszeit	k.A.	6s	2-5s	k.A.
Rekonstruktions- zeit	15s	unter 3 min	1-3 min	k.A.

Tabelle 1: Übersicht über verschiedene DVT-Systeme und deren technische Daten [127-144]

## **3.2 Strahlenbelastung bei unterschiedlichen bildgebenden Verfahren**

Neben den natürlichen Strahlenquellen wie kosmischer oder terrestrischer Strahlung mit einer jährlichen effektiven Dosis von 2100  $\mu\text{Sv}$  pro Person in Deutschland (Unterrichtung durch die Bundesregierung: Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung im Jahr 2005 [116]) sind wir zunehmend zivilisatorischen Strahlenquellen ausgesetzt. Die medizinische Diagnostik mittels bildgebender Verfahren trägt daran mit 94,4 % den Hauptanteil. Dies entspricht einer kollektiven effektiven Dosis von 1700  $\mu\text{Sv}$  pro Person pro Jahr [116].

Der prozentuale Anteil der durch die zahnmedizinische Diagnostik verursachten Strahlenbelastung beträgt daran allerdings nur 0,2 %, also 3,4  $\mu\text{Sv}$  pro Person pro Jahr [116].

Dennoch muss auch hier in allen Bereichen bei komplexen Fragestellungen gerade im Rahmen einer chirurgischen (WORTCHE [123], POHLENZ [88], HEURICH [46]) oder kieferorthopädischen (KAMP [63], SAFFAR und BRAUMANN [126], HOLBERG [51]) Therapie nicht selten die Indikation zu aufwendigen dreidimensionalen bildgebenden Untersuchungen gestellt werden.

So kann die Strahlenbelastung im Einzelfall auch im Bereich der Zahnheilkunde deutlich höher liegen als es die von der Bundesregierung veröffentlichten Angaben vermuten lassen.

Im Folgenden wird die Strahlenbelastung bei unterschiedlichen bildgebenden Verfahren in der Zahnheilkunde anhand bisheriger Studienergebnisse dargestellt. Als dosimetrische Kenngröße wird die effektive Dosis verwendet (siehe Anhang), die in den Studien – sofern nicht anders angegeben – gemäß den Empfehlungen der International Commission on Radiological Protection (ICRP) von 1990 [56] berechnet wurde.

### **3.2.1 Strahlenbelastung bei konventionellen bildgebenden Verfahren in der Zahnheilkunde**

Die Panoramaschichtaufnahme gehört in allen Teilbereichen der Zahnheilkunde zu einem der wichtigsten und häufigsten Aufnahmeverfahren. Indem sie dem Behandler einen panoramaartigen Überblick über die gesamten knöchernen Strukturen und Zähne beider Kiefer verschafft, sowie eine Beurteilung der Kieferhöhlen zulässt, findet sie sowohl im

Bereich der Diagnostik und Behandlungsplanung als auch zur Verlaufskontrolle sowie der Verifizierung eines Behandlungserfolges Anwendung (DULA [26]).

In den deutschen Praxen werden derzeit sowohl konventionelle als auch digitale Aufnahmeverfahren eingesetzt.

UNDERHILL [115] ermittelte im Jahre 1988 anhand eigener Messungen an physikalischen Phantommodellen die effektiven Dosen für Panoramaschichtaufnahmen durch fünf verschiedene analoge PSA-Geräte (Panoura (Fa. Dent-X/Elmsford, USA), PanOral (Fa. Sybron Midwest/Orange, USA), Orthoralix (Fa. Gendex/Zürich, Schweiz), Panelipse (Fa. General Electric Company/Fairfield, USA), OP5 (Fa. Siemens/Berlin, München, Deutschland)). Seine Ergebnisse lagen zwischen 3,9  $\mu\text{Sv}$  und 5,3  $\mu\text{Sv}$ .

Nach seinen Messungen an Rando-Phantomen aus dem Jahr 2000 nennt DANFORTH [22] 3,85  $\mu\text{Sv}$  als Wert für die effektive Dosis, die ein Patient während einer analogen Panoramaschichtaufnahme bei 60 kV und 4 mA durch das Gerät PM 2002 CC Proline (Fa. Planmeca/Helsinki, Finnland) erfährt. Dieser Wert liege nach DANFORTH deutlich unter dem Durchschnittswert für die effektive Dosis einer analogen PSA-Aufnahme, den er entsprechend der Angaben von WHITE [120] bei 6,7  $\mu\text{Sv}$  ansetzt [22].

LECOMBER [69] ermittelte für das gleiche Gerät im Rahmen seiner Phantomstudie aus dem Jahr 2001 bei Geräteeinstellungen von 64 kV und 6 mA eine effektive Dosis von 4  $\mu\text{Sv}$ , die ein Patient während einer analogen Panoramaschichtaufnahme erfährt. Dabei habe er das Sichtfeld allerdings auf die Zahnbögen begrenzt, das heißt, die aufsteigenden Äste nicht wie üblich mit abgebildet.

LUDLOW [72] berechnete für das gerade in Deutschland gängige digitale Gerät Orthophos Plus DS (Fa. Sirona/Bensheim, Deutschland) bei 66 kV und 16 mA eine effektive Dosis von 6,2  $\mu\text{Sv}$  ausgehend von dem Protokoll der ICRP (International Commission on Radiological Protection) von 1990 [56] beziehungsweise von 22,0  $\mu\text{Sv}$  bei spezieller Berücksichtigung der Speicheldrüsen, die mit einem Faktor von 0,025 gewichtet wurden.

Nach einer Phantomstudie von GIJBELS [39] aus dem Jahre 2005 beläuft sich die effektive Dosis für eine digitale Aufnahme je nach Gerät von 4,7  $\mu\text{Sv}$  auf bis zu 14,9  $\mu\text{Sv}$  unter Berücksichtigung eines speziellen Gewebewichtungsfaktors von 0,025 für die

Speicheldrüsen. Dabei ergaben sich die höchsten Werte für die Geräte EC Proline (Fa. Planmeca/Helsinki, Finnland) und Cranex Excel (Fa. Soredex/Tuusula, Finnland) bei Einstellungen von 64 kV und 7 mA beziehungsweise 65 kV und 6 mA. Die geringste effektive Dosis sei mit dem Gerät Orthoralix 9200 DDE (Fa. Gendex/Zürich, Schweiz) bei 74 kV und 4 mA erreicht worden.

Folgende Tabelle nach GIJBELS [39] verschafft einen Überblick über genannte und weitere Studienergebnisse der letzten Jahre:

Autor (Jahr)	Gerät	Spannung (kV)	Stromstärke (mA)	Aufnahmedauer (sec)	D <sub>eff</sub> (ICRP 1990)	D <sub>eff</sub> (mit Speicheldrüsen)
<b>analog</b>						
White (1992)	verschiedene Geräte	---	---	---	6,7	---
Williams (2000)	verschiedene Geräte	60-74	5-16	11,3-20	7,0	---
Lecomber (2000)	Orthophos (Siemens)	62	16	14,1	9,0	16,4
Danforth (2000)	PM 2002 CC Proline (Planmeca)	68-70	6-7	18	3,9	---
Lecomber (2001)	PM 2002 CC Proline (Planmeca)	64	6	15	4	9,0
Cohnen (2002)	Orthophos (Siemens)	73	15	14,1	10,0	---
<b>digital</b>						
Ludlow (2003)	Orthophos Plus DS (Sirona)	66	16	14,1	6,2	22,0
Gijbels (2005)	Cranex Tome (Soredex)	70	4	15	3,3	8,1
Gijbels (2005)	Cranex Excel (Soredex)	65	6	19	4,5	12,3
Gijbels (2005)	Veraviewepocs 5D (Morita)	70	4	8,2	2,5	5,5
Gijbels (2005)	Proline EC (Planmeca)	64	7	18,3	5,7	14,9
Gijbels (2005)	Orthoralix 9200 (DDE)	74	4	12	2,4	4,7

Tabelle 2: Literaturübersicht über die effektiven Dosen (in  $\mu\text{Sv}$ ) einiger Panoramaschichtaufnahmegeräte nach GIJBELS [39]

HAYAKAWA [45] setzte sich mit einer Fragestellung auseinander, die gerade für die Kieferorthopädie besonders relevant erscheint, zumal hier in der Regel ein sehr junges Patientengut behandelt wird: Mit Hilfe eines extra gefertigten pädiatrischen Phantommodells entsprechend dem Schädel eines 5-6 jährigen Kindes ermittelte er die unterschiedlichen effektiven Dosen, die ein Kind während einer Panoramaschichtaufnahme im Erwachsenenbeziehungsweise Kindermodus erfährt. Seine Messungen führten ihn zu folgenden Ergebnissen: Für das Gerät Orthophos (Fa. Sirona/Bensheim, Deutschland) ergab sich bei

Geräteeinstellungen von 60 kV und 16 mA unter Anwendung des Programms P1 (für Erwachsene) eine Belastung von 11,0  $\mu\text{Sv}$ , für das Programm P10 (für Kinder) ein Wert von 6,0  $\mu\text{Sv}$ . Geringere Unterschiede ließen sich für das Gerät PM 2002 CC (Fa. Planmeca/Helsinki, Finnland) bei Einstellungen von 64 kV und 5 mA verzeichnen: Unter den Aufnahmebedingungen für einen Erwachsenen ergab sich eine effektive Dosis von 12,1  $\mu\text{Sv}$ , bei Anwendung des pädiatrischen Programms belief sich der entsprechende Wert auf 10,0  $\mu\text{Sv}$ .

Neben der Panoramaschichtaufnahme spielen gerade in der konservierenden Zahnheilkunde aber auch der Kieferorthopädie intraorale Aufnahmetechniken eine wichtige Rolle.

GIBBS [36-38] bestimmte mit Hilfe von virtuellen Voxelmodellen und Monte-Carlo-Simulationen die effektiven Dosen bei unterschiedlichen in der Zahnheilkunde verbreiteten Aufnahmeverfahren, darunter im Jahre 1988 auch bei intraoralen Techniken (GIBBS [36]). Unter Simulation der Verwendung eines Langtubus und eines Röntgenstrahls von 7 cm Durchmesser am Strahlenaustrittsfenster ergab sich für einen Zahnfilmstatus bei Aufnahmebedingungen von 70 kV eine effektive Dosis von 74  $\mu\text{Sv}$ , bei 80 kV beziehungsweise 90 kV Werte von 64  $\mu\text{Sv}$  beziehungsweise 65  $\mu\text{Sv}$ . Für Bissflügelaufnahmen unter gleichen Bedingungen konnten effektive Dosen von 12  $\mu\text{Sv}$ , 10  $\mu\text{Sv}$  und 11  $\mu\text{Sv}$  ermittelt werden.

Unter Verwendung einer zusätzlichen Rechtecksblende konnten zur Anfertigung eines Zahnfilmstatus außerdem Werte von 14  $\mu\text{Sv}$  (70 kV), 13  $\mu\text{Sv}$  (80 kV) und 14  $\mu\text{Sv}$  (90 kV) für die effektive Dosis erreicht werden. Für die Bissflügelaufnahmen ergaben sich unter dieser Bedingung effektive Dosen von 2,6  $\mu\text{Sv}$ , 2,5  $\mu\text{Sv}$  und 2,6  $\mu\text{Sv}$  für die drei Einstellungen bezüglich der kV-Zahl. Die Werte wurden nach dem ICRP-Protokoll von 1990 [56] berechnet, Angaben zur Anzahl der Einzelbilder wurden an dieser Stelle nicht gemacht.

In der Kieferorthopädie schließlich sind es vor allem die Fernröntgenseitenbilder, die im Rahmen der kephalometrischen Diagnostik unabdingbar sind.

GIJBELS [39] verglich mit Hilfe von Rando-Phantomen indirekte digitale Aufnahmeverfahren an der Cranex Tome-Einheit (Scanora/Tuusula, Finnland) mit direkten digitalen Aufnahmeverfahren an der Proline Ceph CM-Einheit (Planmeca/Helsinki, Finnland). Er gelangte zu effektiven Dosen von 1,6  $\mu\text{Sv}$  (70 kV, 4 mAs) beziehungsweise 1,7

$\mu\text{Sv}$  (70 kV, 10 mA, 23 s), bei Berücksichtigung eines eigenen Wichtungsfaktors von 0,025 für die Speicheldrüsen zu Werten von 2,2  $\mu\text{Sv}$  sowie 3,4  $\mu\text{Sv}$ .

### 3.2.2 Strahlenbelastung bei der Computertomographie

Für die Strahlenbelastung durch ein Kopf-Hals-CT liegen ebenfalls einige Studienergebnisse vor. Generell ergeben sich dabei im Vergleich zu oben beschriebenen Aufnahmeverfahren jeweils deutlich höhere Werte für die effektive Dosis. Dabei gilt es zu berücksichtigen, dass auch das Aufnahmevolumen in den meisten Fällen um ein Vielfaches größer ist.

VAN DER MOLEN [117] kam im Rahmen dosimetrischer Untersuchungen von vier CT-Geräten zu folgenden Ergebnissen:

Gerät	GE Lightspeed 16 (Fa. General Electric Company/Fairfield, USA)	Philips MX 8000 IDT (Fa. Royal Philips Electronics/Amsterdam, Niederlande)	Siemens Sensation 16 (Fa. Siemens AG/Berlin/München, Deutschland)	Toshiba Aquilion 16 (Fa. Toshiba Corp./Tokyo, Japan)
kV	120	120	120	120
mAs (nominell)	200	234	138	240
mAs (effektiv)	356	300	250	256
Schichtkollimation (mm)	0,625	1,5	0,75	1,0
Tischvorschub (mm/rot)	5,625	18,7	6,6	15,0
Pitch Faktor	0,5625	0,78	0,55	0,9375
Effektive Schichtweite (mm)	5	6	4	5
Geplante Scanlänge (cm)	14,0	14,0	5	12,5
Overrange (cm)	1,1	3,6	2,4	3,6
Effektive Dosis ( $\mu\text{Sv}$ )	2300	1400	2100	1900

Tabelle 3: Effektive Dosen (Schädel-Hals-CT) bei unterschiedlichen CT-Scannern

Den Mittelwert seiner Ergebnisse stellte er außerdem in Vergleich zu weiteren Studienergebnissen der letzten Jahre:



Protokoll	Typ des Scanners	Mittlere effektive Dosis in $\mu\text{Sv}$ für Kopf-Hals-CT
Van der Molen (2006)	16-Zeiler	1900
Brix (2003) [11]	2- bis 4-Zeiler	2200
EU Kommission [28]	2- bis 16 Zeiler	2000
Shrimpton (2006) [103]	4-Zeiler	1700

Tabelle 4: Literaturübersicht zur Strahlenbelastung beim Kopf-Hals-CT nach VAN DER MOLEN et al. [117]

NGAN [83] gibt für einen CT-Scan beider Kiefer einen Wert von 2100  $\mu\text{Sv}$  an, LUDLOW [73] nennt ebenfalls eine Effektivdosis von 2100  $\mu\text{Sv}$  nach dem Protokoll der ICRP von 1990 [56].

Nach ROGERS [93] betrage die effektive Dosis eines Schädel-Hals-CTs bei den üblich angewandten 280 mAs 6000  $\mu\text{Sv}$ , bei 120 mAs jedoch lediglich 2600  $\mu\text{Sv}$ . Dies entspreche laut ROGERS einer Dosisreduktion von 55 % ohne dass dabei diagnostisch wertvolle Bildinformationen verloren gingen.

Auch RUSTEMEYER [94] stellte mit dem Gerät Somatom Plus 4 (Fa. Siemens/Berlin, München, Deutschland) in Anbetracht der im Vergleich zum konventionellen Röntgen in der Zahnheilkunde beachtlich hohen Dosen Versuche an, über die Verringerung des mAs-Produkts sowie einer Verdoppelung des pitch factors, also des Verhältnisses von Tischvorschub pro Rotation zur nominellen Schichtdicke, eine Dosisreduktion zu erreichen. Durch eine Reduktion des mAs-Produkts von 165 auf 35 und einem Pitch-Faktor von 2 bei 120 kV erzielte er nach eigenen Angaben eine Dosisreduktion um das bis zu Neunfache ohne dabei relevante Einbuße bezüglich der Bildqualität in Kauf nehmen zu müssen. Im Einzelnen gibt er für das Knochenmark eine Reduktion der Äquivalentdosis (siehe Anhang) von 23600  $\mu\text{Sv}$  auf 2900  $\mu\text{Sv}$ , für die Linsen von 500  $\mu\text{Sv}$  auf 300  $\mu\text{Sv}$ , die Schilddrüse von 2500  $\mu\text{Sv}$  auf 500  $\mu\text{Sv}$  und die Parotis von 2300  $\mu\text{Sv}$  auf 400  $\mu\text{Sv}$  an.

COHNEN [19] kam in seiner Phantomstudie aus dem Jahre 2002 für das Gerät Somatom Plus 4 (Fa. Siemens/Berlin, München, Deutschland) ebenfalls zu einer geringeren Strahlenbelastung bei entsprechend verringerter Ampèrezahl und erhöhtem Pitch-Faktor: Während ein Dental-CT (single-slice-Detektorsystem) bei 140 kV, einem Pitch-Faktor von 1 und bei einer Röhrenstromstärke von 94 mA zu einer effektiven Dosis von 610  $\mu\text{Sv}$  führe, betrage dieser Wert bei 60 mA und einem Pitch-Faktor von 1,5 lediglich 360  $\mu\text{Sv}$  beziehungsweise bei 43 mA und einem Pitch-Faktor von 1,5 nur 150  $\mu\text{Sv}$ . Für ein Dental Multislice CT (multislice-Detektorsystem) gibt COHNEN dagegen bei 120 kV, einem Pitch-

Faktor von 1 und 94 mA eine effektive Dosis von 740  $\mu\text{Sv}$ , für ein Sinus CT mit 140 kV, einem Pitch-Faktor von 1,5 und 94 mA Röhrenstromstärke 1270  $\mu\text{Sv}$  an.

#### **3.2.3 Strahlenbelastung bei der digitalen Volumentomographie**

Der Volumentomograph DVT 9000 (Fa. Quantitative Radiology/Verona, Italien) kam 1997 als erstes DVT-Gerät auf den Markt (MOZZO [81]). Entsprechend häufig wurde er daher bereits auf seine Strahlenbelastung hin untersucht.

COHNEN [19] stellte das Gerät in seiner Phantomstudie aus dem Jahre 2002 den bereits oben zitierten Ergebnissen für das Dental CT gegenüber: Er kam dabei für das DVT 9000 zu einer effektiven Dosis von 100  $\mu\text{Sv}$  unter Verwendung der alten Software und zu 110  $\mu\text{Sv}$  unter Einsatz der damals neuen Software. Die Geräteeinstellungen betragen 6,5-8,2 mA und 110 kV, die effektive Belichtungszeit 18 s.

TSIKLAKIS [113] hingegen errechnete für dasselbe Gerät als Effektivdosis 35  $\mu\text{Sv}$  nach den Vorgaben des ICRP-Protokolls von 1990 [56] ohne Verwendung einer zusätzlichen Abschirmung der Schilddrüse und lediglich 23  $\mu\text{Sv}$  mit einer solchen. Unter zusätzlicher Berücksichtigung eines Gewebewichtungsfaktors von 0,025 für die Speicheldrüsen und das Gehirn lauteten die Werte 64 beziehungsweise 52  $\mu\text{Sv}$ . Die Geräteeinstellungen betragen 3,4 mA und 110 kV, die effektive Belichtungszeit 17s.

MAH [74] untersuchte ebenfalls das DVT 9000 (Fa. Quantitative Radiology/Verona, Italien) hinsichtlich seiner Strahlenbelastung und kam für ein maxillomandibuläres Aufnahmevolumen auf eine effektive Dosis von 50,3  $\mu\text{Sv}$ . Er hatte als Einstellungen des Geräts 3,5 mA und 110 kV sowie eine effektive Belichtungszeit von 18 s gewählt.

Die bisher ausführlichsten und umfangreichsten Studienergebnisse zur Strahlenbelastung bei der digitalen Volumentomographie legte LUDLOW [73] vor. Bei seinen dosimetrischen Untersuchungen mithilfe von Alderson-Rando-Phantomen aus dem Jahre 2006 kam er zu folgenden Ergebnissen:

Gerät	$D_{\text{eff}}$ (ICRP 1990 [56]) in $\mu\text{Sv}$	$D_{\text{eff}}$ (ICRP 2005 Entwurf [57]) in $\mu\text{Sv}$	Vielfaches der $D_{\text{eff}}$ bei PSA (ICRP 1990 [56])	Vielfaches der $D_{\text{eff}}$ bei PSA (ICRP 2005 Entwurf [57])	Anteil an der jährl. Gesamtbe- lastung (ICRP 1990 [56])	Anteil an der jährl. Gesamtbe- lastung (ICRP 2005 Entwurf [57])
<b>NewTom 3G</b> (12" FOV)	44,5	58,9	7	4	1,2 %	1,6 %
<b>NewTom 9000</b> (9" FOV) (1,5mA, 110kV, 5,4s)	36,9	51,7	6	4	1,0 %	1,4 %
<b>Mercuray</b> (12" FOV) (15mA, 120kV, 10s)	846,9	1025,4	132	78	23,5 %	28,5 %
<b>Mercuray</b> (12" FOV) (10mA, 100kV, 10s)	476,6	557,6	74	42	13,2 %	15,5 %
<b>Mercuray</b> (9" FOV)	288,9	435,5	45	33	8,0 %	12,1 %
<b>Mercuray</b> (6" FOV) (maxillär)	168,4	283,3	26	21	4,7 %	7,9 %
<b>i-CAT</b> (12"FOV)(5,7mA, 120kV, 6,6s)	134,8	193,4	21	15	3,7 %	5,4 %
<b>i-CAT</b> (9" FOV)	68,7	104,5	11	8	1,9 %	2,9 %
<b>PSA (OrthoPhos Plus DS)</b>	6,3	13,3	1	1	0,2 %	0,4 %
<b>Maxillomandibulärer CT Scan</b>	2100		336		58,3 %	
<b>Maxillärer CT Scan</b>	1400		224		38,9 %	

Tabelle 5: Strahlenbelastung bei der digitalen Volumentomographie nach LUDLOW [73]

LUDLOWs Studie zeigt, dass neben den unterschiedlichen Parametern wie der Röhrenspannung oder der Stromstärke sowie der Belichtungszeit und weiteren gerätespezifischen Faktoren vor allem auch die Größe des Sichtfeldes Einfluss auf die Strahlenbelastung des Patienten nimmt.

KEEVE, KUSCH, und HEY [126] berufen sich auf unbekannte Quellen und gehen je nach System von einer effektiven Dosis zwischen 15  $\mu\text{Sv}$  und 100  $\mu\text{Sv}$  für einen DVT-Scan aus.

Letztlich werben einige Hersteller selbst mit der im Vergleich zur Computertomographie teils deutlich geringeren Strahlenbelastung bei der digitalen Volumentomographie: So gibt die Firma Sirona (Bensheim, Deutschland) [143] für ihren gerade neu auf dem Markt eingeführten digitalen Volumentomographen Galileos unter Berufung auf John B. Ludlow pro Scan mit 21 mAs und 85 kV eine „Röntgendosis“ von 29  $\mu\text{Sv}$  an. Imaging Sciences International (Hatfield, USA) [130] ließ die Strahlenbelastung durch das i-CAT-System der

ersten Generation ebenfalls untersuchen und gab unter Berufung auf Sharon Brooks folgende Werte bekannt: Ein 20-Sekunden-Scan führe demnach zu einer Strahlenbelastung von 68  $\mu\text{Sv}$ , ein 10-Sekunden-Scan entsprechend zu 34  $\mu\text{Sv}$  effektiver Dosis. Angaben zur Größe des Sichtfeldes sowie Geräteeinstellungen werden an dieser Stelle nicht gemacht.

#### **3.2.4 Zusammenfassung und Vergleich**

Die bisherigen Untersuchungen zur Strahlenbelastung bei der digitalen Volumentomographie ergeben bezüglich der effektiven Dosis bei einem DVT-Scan kein einheitliches Bild. Während TSIKLAKIS [113] und LUDLOW [73] für das DVT 9000 (Fa. Quantitative Radiology/Verona, Italien) mit 35  $\mu\text{Sv}$  beziehungsweise 36,9  $\mu\text{Sv}$  zwar korrespondierende Werte zur effektiven Dosis pro Scan ermittelt zu haben scheinen, widerspricht ihnen beispielsweise COHNEN [19] mit seinen Messwerten. Er gibt mit 110  $\mu\text{Sv}$  eine etwa dreifach höhere Belastung an, wobei Unterschiede bezüglich der Messbedingungen allerdings nicht hinlänglich bekannt sind und sich die einzelnen Ergebnisse daher nur schwerlich in Relation zueinander setzen lassen.

Eklatant sind überdies die von LUDLOW [73] gemessenen Unterschiede zwischen verschiedenen Geräten. So kommt er für eine Aufnahme mit dem in Deutschland nicht zugelassenen Mercuray-System (Fa. Hitachi/Tokyo, Japan) bei einem 12“ –Sichtfeld auf eine effektive Dosis von gar 846,9  $\mu\text{Sv}$  (ICRP 1990), während beim i-CAT-System (Fa. Imaging Sciences International/Hatfield, USA) für eine vergleichbare Aufnahme lediglich eine Dosis von 134,8  $\mu\text{Sv}$  aufzutreten scheint.

Setzt man diese Werte in Relation zu den für ein Kopf-Hals-CT angegebenen Effektivdosen von 2100 bis zu 2600  $\mu\text{Sv}$  (NGAN [83], ROGERS [93]), so ergibt sich für das Mercuray-System zwar immer noch eine etwa halb so große Dosis wie bei der CT. Berücksichtigt man in dieser Betrachtung aber auch die Angaben der Firma Sirona [142] (Bensheim, Deutschland) bezüglich des Galileos-Volumentomographen mit einem sphärischen Aufnahmevolumen von 15 cm Durchmesser und einer Effektivdosis von 29  $\mu\text{Sv}$  pro Scan, so lässt sich in diesem Fall offenbar sogar eine etwa hundertfache Dosisreduktion im Vergleich zur CT erreichen. Zugleich entspricht dieser Wert einer lediglich etwa drei- bis fünffach höheren Strahlenbelastung, als sie bei der Panoramaschichtaufnahme aufzutreten scheint.

Derartige Unterschiede bezüglich der effektiven Dosen lassen eine sinnvolle Beurteilung und Einschätzung der digitalen Volumentomographie unter dem Aspekt der Strahlenbelastung derzeit also kaum zu. Dies birgt letztlich auch Konsequenzen für ihre praktische Anwendung,

zumal nach §23 der Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen [13] eine rechtfertigende Indikation für die Anwendung von Röntgenstrahlen am Menschen nur dann gegeben ist, wenn festgestellt wurde, dass der gesundheitliche Nutzen für den Patienten gegenüber dem Strahlenrisiko überwiegt.

Außerdem gilt es nach §23 der Röntgenverordnung auch, andere bildgebende Verfahren mit vergleichbarem gesundheitlichen Nutzen, die mit keiner oder einer geringeren Strahlenexposition verbunden sind, bei der Abwägung zu berücksichtigen [13].

Wann immer die zahnärztliche Diagnostik und Behandlungsplanung also eine entsprechende Bildgebung erfordert, sollten unter dem Gesichtspunkt der Strahlenbelastung nach dem derzeitigen Kenntnisstand wenn möglich konventionelle Röntgenverfahren der digitalen Volumentomographie vorgezogen werden. Für einen routinemäßigen Einsatz in der Zahnheilkunde – etwa als Ersatz der klassischen Panoramaschichtaufnahme – erscheint die digitale Volumentomographie derzeit nicht geeignet. Sie sollte eher im Rahmen der erweiterten Diagnostik bei speziellen Fragestellungen Anwendung finden (HOLBERG [51]).

Würde man hingegen die Indikation zur CT stellen müssen, sollte zuvor geprüft werden, ob sich nicht auch anhand eines für den Patienten weniger belastenden DVT-Scans eine vergleichbare diagnostische Sicherheit erreichen ließe, was besonders bei der Darstellung hartgeweblicher Strukturen der Fall zu sein scheint, wie sich im Folgenden zeigen wird.

### **3.3 Anwendungsspektrum für die digitale Volumentomographie in der Zahnheilkunde**

Im Gegensatz zu konventionellen Röntgenverfahren in der Zahnheilkunde ist die digitale Volumentomographie nicht nur mit einem ökonomischen Mehraufwand, sondern vor allem wohl auch einer erheblich höheren Strahlenbelastung verbunden (HOLBERG [51]). Sie erscheint daher eher zur erweiterten Diagnostik im Rahmen spezieller Fragestellungen indiziert.

Im Folgenden sollen einige Beispiele für ihre sinnvolle Anwendung aufgezeigt werden, wie sie aus Studien der letzten Jahre hervorgehen.

#### **3.3.1 Chirurgie**

FLINZBERG [32] setzte das DVT 9000 (Fa. Quantitative Radiology/Verona, Italien) im Jahre 2003 im Rahmen einer Kadaverstudie zur winkelstabilen Osteosynthese im Mittelgesicht erfolgreich zur Diagnostik und Erfolgskontrolle ein. Axiale, sagittale und koronare Rekonstruktionen des DVT-Scans wurden von jeweils drei Radiologen und Mund-Kiefer-Gesichtschirurgen hinsichtlich der Beurteilbarkeit von Position/Reposition der Fragmente, der Schrauben im Knochen, dem Anliegen der Platten, Orbitaboden und medialer Orbitawand ausgewertet. Das Gerät erscheine demnach zur Visualisierung feiner ossärer Strukturen – auch in unmittelbarer Nähe zu Metallfremdkörpern wie Osteosyntheseplatten - sehr geeignet. Weichgewebe hingegen ließen sich nur indirekt ohne Aussage zur Gewebequalität beurteilen.

WORTCHE [123] nutzt die digitale Volumentomographie bereits routinemäßig zur dreidimensionalen Diagnostik bei Spaltpatienten. Obwohl er diese der Computertomographie bezüglich ihrer Bildqualität als unterlegen betrachtet, ist er der Meinung, dass ihre Datensätze für seine diagnostischen Zwecke ausreichend seien, vor allem hinsichtlich der Darstellung kontrastreicher Gewebe wie etwa ossärer Strukturen. Außerdem weist WORTCHE auf die im Vergleich zur CT kürzeren Untersuchungszeiten und die geringere Strahlenbelastung der Patienten bei der digitalen Volumentomographie hin. Nach WORTCHE ließen sich auf der Basis eines DVT-Datensatzes komplexe interdisziplinäre Behandlungskonzepte für Spaltpatienten einfacher entwerfen.

CLOSMANN [16] setzte die digitale Volumtomographie in einer Fallstudie zur Beurteilung und Diagnostik maligner Tumoren im Bereich des Unterkiefers ein. Befunde ließen sich seines Erachtens in den DVT-Aufnahmen besser darstellen als in entsprechenden Panoramaschichtaufnahmen, zumal das Wesentliche hier oft durch Überlagerungen, vor allem den Wirbelsäulenschatten, verborgen bleibe. Auch MRT-Aufnahmen erwiesen sich in diesen Fällen aufgrund der unzureichenden Möglichkeiten der Darstellung ossärer Strukturen der DVT unterlegen. Ein DVT-Scan hingegen biete Möglichkeiten zur dreidimensionalen Darstellung des Tumors und genauer Beschreibung seiner Lage und Ausdehnung im Knochen.

FULLMER [34] nutzte die Darstellungsmöglichkeiten der digitalen Volumtomographie im Rahmen der Diagnostik von Osteomyelitiden. Sklerosen, Involucra und Sequester, aber auch der Verlust der trabekulären Knochenstruktur sowie Zonen vermehrter Transluzenz im Sinne von Resorptionen konnten diagnostiziert werden. Die Diagnosen wurden durch histologische Untersuchung bestätigt. Auch die operative Planung basierte letztlich auf den DVT-Aufnahmen.

POHLENZ [88] setzte den digitalen Volumtomographen Arcadis Orbic 3D (Fa. Siemens/Erlangen, Deutschland) intraoperativ ein. Folgendes Diagramm gibt POHLENZ' Indikationsbereiche für die dreidimensionale Bildgebung sowie Häufigkeiten wieder:

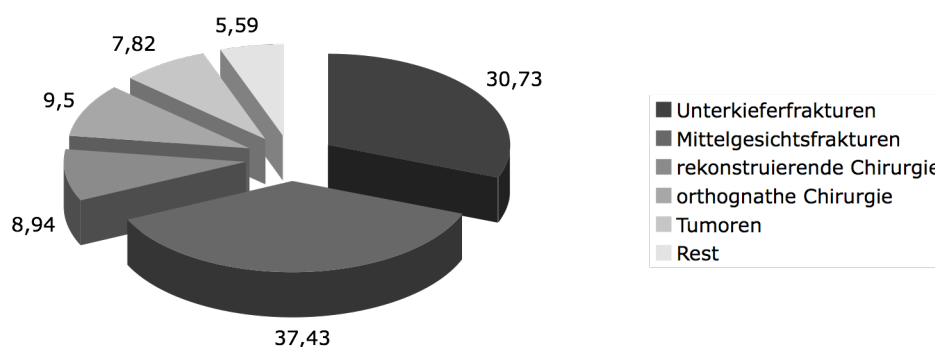


Diagramm 1: Indikationen für den intraoperativen Einsatz der digitalen Volumtomographie; Angaben in Prozent (Abbildung nach [88])

Problematisch sieht POHLENZ dabei die topographischen Veränderungen anatomischer Details aufgrund der zur operativen Behandlung erforderlichen Lagerung des Patienten, die von der Lagerung im digitalen Volumentomographen abweiche. Dies resultiere in Diskrepanzen zwischen Operationsfeld und präoperativen Bilddaten. Doch gerade bei weiterer Verbesserung der Bildqualität räumt POHLENZ der digitalen Volumentomographie eine bedeutende Rolle in der computergestützten Chirurgie ein.

Weitere Einsatzmöglichkeiten für die digitale Volumentomographie ergeben sich im Rahmen der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie in der Diagnostik bei pathologischen Knochenläsionen (SCHEER, MISCHKOWSKI [126]), Frakturen (MISCHKOWSKI, SCHERER, [126]) sowie Fehlbildungen und kraniofazialen Syndromen (ZÖLLER, SAFFAR [126]).

#### **3.3.2 Zahnärztliche Chirurgie**

Nach einer Veröffentlichung HEURICHs [46] aus dem Jahre 2002 wird an der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie der Universität Heidelberg seit Mitte 2000 bei tief verlagerten unteren Weisheitszähnen in enger topographischer Beziehung zum Canalis mandibularis eine Bildgebung mittels DVT durchgeführt. HEURICH et al. sind der Ansicht, dass die digitale Volumentomographie ein diagnostisch wertvolles und praxisreifes Bildgebungsverfahren für die erweiterte Diagnostik im Rahmen der operativen Weisheitszahnentfernung sei. Folgende Situationen gelten nach HEURICH et al. als Indikationen zur Diagnostik mittels digitaler Volumentomographie [46]:

- verlagerte untere Sapientes mit unklarer Lagebeziehung zum N. alveolaris inferior
- verlagerte untere Sapientes mit unklarer Beurteilbarkeit einer erhöhten Kieferfrakturgefährde intra- oder postoperativ
- verlagerte obere Sapientes mit unklarer Lagebeziehung zum Sinus maxillaris und zur restlichen Dentition
- verlagerte untere oder obere Sapientes mit Zysten unklarer Größe und Ausdehnung



Auch DANFORTH [23] unterstützt diese Thesen in seinen Ausführungen. Um Diagnostik, Entscheidungsfindung und letztlich auch die Therapie bei komplexen Behandlungsfällen bezüglich der Entfernung dritter Molaren zu verbessern, hält er dreidimensionale Darstellungen für unerlässlich. Er betrachtet dabei die DVT ebenfalls als besonders geeignet für eine weiterreichende Diagnostik bei impaktierten Weisheitszähnen.

TANTANAPORNKUL [109] verglich digitale Volumentomographie und Panoramaschichtaufnahme bezüglich der Darstellung impaktierter dritter Molaren und ihrer topographischen Beziehung zum Mandibularkanal. Eine Exposition des Nervus alveolaris inferior bei der chirurgischen Zahnentfernung konnte mittels der digitalen Volumentomographie mit einer Sensitivität von 93 % und Spezifität von 77 % prognostiziert werden. Für die Panoramaschichtaufnahme lagen Sensivität und Spezifität bei lediglich 70 % und 63 %.

MAVERNA [76] verglich die digitale Volumentomographie mit konventionellen zweidimensionalen Aufnahmeverfahren im Rahmen der Diagnostik impaktierter Oberkiefer-Canini. Aufgrund der Abwägung verschiedener Faktoren wie Risiko und Nutzen für den Patienten und der Aussagekraft der Aufnahmen hinsichtlich der Verlagerung der Eckzähne sowie ökonomischen Überlegungen erachtet er einen DVT-Scan in solchen Fällen trotz höherer Strahlenbelastung aufgrund der Mehrinformation im Vergleich zur konventionellen Bildgebung als indiziert.

WALKER [119] weist ebenfalls auf die Vorteile der dreidimensionalen Darstellung bei impaktierten Eckzähnen hin. Die digitale Volumentomographie erlaube eine besonders präzise Analyse des Ausmaßes der Verlagerung eines Zahnes und seiner Beziehung zu den umliegenden Strukturen. So ließe sich etwa feststellen, ob der fragliche Zahn nach palatinal oder bukkal verlagert und wie groß der Follikel sei, oder ob eine Resorption der Inzisivi stattgefunden habe. Die DVT verbessere die Behandlungsplanung und ermögliche somit gegebenenfalls weniger traumatische und invasive Eingriffe mit kleineren Inzisionen und günstigerer Lappengestaltung.

SAFFAR und BRAUMANN [126] sehen in diesem Zusammenhang ebenfalls enorme Vorteile in der Nutzung dreidimensionaler bildgebender Verfahren wie der digitalen Volumentomographie. So seien neben durchgebrochenen Zähnen auch die weiteren

Zahnanlagen, eventuelle Hypo- oder Hyperdontien oder Formanomalien und Resorptionen überlappungsfrei darzustellen und im Gegensatz zur Darstellung in zweidimensionalen Aufnahmen sehr präzise zu lokalisieren. Mögliche Durchbruchshindernisse könnten so frühzeitig erkannt werden. Beispielhaft wird etwa auf die Diagnostik von Mesiodentes verwiesen. Diese sei in der Panoramaschichtaufnahme aufgrund der geringen Schichtdicke im Frontzahnbereich erschwert, da die Mesiodentes oft außerhalb der abgebildeten Schicht lägen. Im DVT-Datensatz hingegen ließen sich selbige unschwer erkennen und ihre Lage zum Nasenboden genau bestimmen.

LIU [71] setzte die digitale Volumentomographie in einer Studie zur präoperativen Diagnostik überzähliger Zähne ein. 487 Patienten mit insgesamt 626 überzähligen Zähnen wurden mittels digitaler Volumentomographie untersucht. Dabei lieferte dieses bildgebende Verfahren exakte dreidimensionale Abbilder der dentalen und ossären Strukturen, was nach LIU für die Diagnostik und Behandlungsplanung bei überzähligen Zähnen hilfreich sei: So ließe sich ihre Position hinreichend genau bestimmen, vor allem hinsichtlich benachbarter eventuell bei einer Entfernung des entsprechenden Zahnes gefährdeter Strukturen. Dies erleichtere dem Chirurgen den Wahl eines geeigneten Zugangs sowie die Identifikation des zu entfernenden Zahnes und verringere somit die Traumatisierung der umliegenden Gewebe.

MISCHKOWSKI [78] testete einen Prototyp des Galileos-Systems (Fa. Sirona/Bensheim, Deutschland) bei zwölf Patienten im intraoperativen Einsatz bei der Implantation, der chirurgischen Entfernung von Fremdkörpern oder der Behandlung ossärer Läsionen der Kiefer. Bei der DVT-gestützten Navigation ergab sich dabei eine Abweichung von maximal 2 mm von der jeweiligen Zielstruktur. MISCHKOWSKI sieht in der digitalen Volumentomographie daher eine Alternative zur klassischen Computertomographie, weist aber auch auf Grenzen – vor allem in Anbetracht des begrenzten Sichtfeldes – hin. Als Indikationen für die DVT-gestützte OP-Navigation gibt er extraorale Implantationen zur Unterstützung des Epithesenhalts, intraorale Implantationen, wenn aufgrund spezieller anatomischer Situationen andere Führungshilfen nicht eingesetzt werden können, die Entfernung radioopaker Fremdkörper, die Resektion pathologischer Knochenläsionen sowie die chirurgische Behandlung der Nasennebenhöhlen an.

COHENCA [18] nutzte die digitale Volumentomographie im Rahmen einer Studie zur Diagnostik dentoalveolärer Traumata. Durch die Möglichkeit einer sowohl ökonomisch als

auch im Hinblick auf den Strahlenschutz günstigen dreidimensionalen Darstellung traumatischer Läsionen ließe sich die Diagnostik mittels der DVT deutlich verbessern. Dennoch ist COHENCA der Auffassung, dass sich die konventionellen zweidimensionalen Röntgenaufnahmen hier derzeit nicht durch die DVT ersetzen ließen, zumal diese jenen hinsichtlich ihrer Auflösung noch deutlich unterlegen sei.

Dagegen jedoch weist COHENCA [17] der digitalen Volumentomographie eine bedeutende Rolle in der Diagnostik posttraumatischer Wurzelresorptionen zu. Eine ausgiebige dreidimensionale Diagnostik erhöhe die Wahrscheinlichkeit auf einen Therapieerfolg und vermeide weitere Komplikationen.

### **3.3.3 Kiefergelenksdiagnostik**

Auch im Rahmen der Kiefergelenksdiagnostik scheint sich die digitale Volumentomographie etablieren zu können. Studien von HILGERS [48], HONDA [52, 54] und TSIKLAKIS [112] zeigen, dass die digitale Volumentomographie in diesem Falle eine bessere Bildgebung als die konventionellen Röntgenverfahren oder auch eine Computertomographie ermöglicht.

Nach HILGERS [48] etwa lasse sich der temporomandibuläre Komplex anhand eines DVT-Scans besser und exakter vermessen als anhand konventioneller Fernröntgenseitenbilder. Dies ist das Ergebnis seiner vergleichenden kephalometrischen Studie. So hätten die Messungen, die anhand des DVT-Datensatzes erhoben wurden, eine hohe Übereinstimmung mit den direkt am Objekt ermittelten Messwerten gezeigt, während sich bei der Auswertung der konventionellen Röntgenbilder sogar nach Kalibrierung stets signifikant höhere Werte ergeben hätten.

HONDA [52] erweitert diese Aussage im Hinblick auf die klassische Computertomographie, der die digitale Volumentomographie in diesem Falle bezüglich der Bildqualität in Nichts nachstehe. Zudem verweist er auch wieder auf die im Vergleich zur CT wesentlich geringere Strahlenbelastung für den Patienten. Nicht zuletzt deshalb erachtet er die digitale Volumentomographie zur Kiefergelenksdiagnostik als geeignet.

Derartige Schlussfolgerungen zog auch TSIKLAKIS [112], nachdem er in einer Fallstudie ebenfalls die Kiefergelenksregion mittels des DVT 9000 (Fa. NewTom/Verona, Italien) untersucht hatte. So lasse die digitale Volumentomographie eine vollständige radiologische

Untersuchung der knöchernen Strukturen des Kiefergelenks zu. Da die Bildrekonstruktionen mit einer Schichtdicke von 1 mm von hoher diagnostischer Qualität seien und die Strahlenbelastung geringer als bei der konventionellen CT, dürfe die DVT zur Darstellung der Kiefergelenksregion als das bildgebende Verfahren der Wahl gelten.

HONDA [53] befasste sich überdies mit bildgestützten Punktionstechniken des Kiefergelenks. Aufgrund der individuellen Unterschiede bezüglich des Punktionswinkels hält er eine vorangehende Untersuchung mittels digitaler Volumentomographie für unerlässlich.

#### **3.3.4 Kieferorthopädie**

Auch in der Kieferorthopädie bieten sich Anwendungsmöglichkeiten für die digitale Volumentomographie. Teils geht es darum, durch einen DVT-Scan ein hinsichtlich der Strahlenexposition deutlich belastenderes Computertomogramm zu ersetzen. In solchen Fällen mag die rechtfertigende Indikation gegebenenfalls schnell gestellt sein. Darüber hinaus fordern erste Stimmen aber auch den Ersatz der in der Kieferorthopädie standardmäßig angefertigten Röntgenaufnahmen durch einen DVT-Scan:

Gerade KAMP [63] weist auf die in der Kieferorthopädie oft sehr aufwendige radiologische Diagnostik mittels konventioneller Verfahren hin. Bezüglich der digitalen Volumentomographie geht er von einer Strahlenbelastung von 60  $\mu$ Sv pro Scan aus. Bei Anfertigung einer Panoramaschichtaufnahme, eines Fernröntgenseitenbildes und Kiefergelenkaufnahmen oder einer Panoramaschichtaufnahme, eines Fernröntgenseitenbildes und Zahnfilmen der Frontzähne ergebe sich laut KAMP eine vergleichbare Strahlenbelastung. Aufgrund der diagnostischen Mehrinformation einer digitalen Volumentomographie sieht er deren routinemäßigen Einsatz zum Zwecke der kieferorthopädischen Diagnostik daher als gerechtfertigt an. Nach KAMP sei unter anderem eine dreidimensionale Beurteilung der Kiefergelenke, der Zähne, des bukkalen und oralen Knochenangebots oder der Zahnbogenform möglich. Dies erleichtere sowohl die kieferorthopädische Diagnostik und Behandlungsplanung sowie auch die Planung von kombiniert kieferorthopädisch-kieferchirurgischen Eingriffen.

Auch SAFFAR und BRAUMANN [126] sind der Meinung, durch die röntgenologische dreidimensionale Diagnostik könne der Kieferorthopäde Informationen gewinnen, die ihn

maßgeblich in der Behandlungsplanung beeinflussen. Dentoalveoläre Fehlstellungen könnten besser beurteilt, Aufbissaufnahmen und Einzelzahnfilme mit ihrer verzerrten Darstellung überflüssig werden. Auch im Bereich der skelettalen Abweichungen biete die dreidimensionale Darstellung neue Möglichkeiten in der Beurteilung der kraniofazialen Strukturen und verspreche künftig eine präzisere Differentialdiagnose.

KAU [66] weist auf die Vorteile eines Einsatzes der digitalen Volumentomographie in der Kephalmetrie hin: Diese Technologie erlaube es, alle für die kieferorthopädische Diagnostik benötigten Schädelansichten in weniger als einer Minute zu erstellen. In der Kephalmetrie werde es durch die dreidimensionalen Darstellung möglich, anstelle von Strecken und Winkeln auch Oberflächen und Volumina zu erfassen.

HOLBERG [51] sieht in der neuen Technologie ebenfalls Chancen, die kephalometrische Analyse zu revolutionieren. Im Gegensatz zu in der konventionellen Kephalmetrie verwendeten FRS-Ansichten würden in einem DVT-Scan kaum Projektions- und Überlagerungseffekte auftreten. So ähnele der überlagerungsfreie Ansatz in der 3D-Kephalmetrie dem Prinzip der Kranimetrie, wie sie in der Paleoanthropologie Anwendung finde. Diese stelle nach HOLBERG den Goldstandard bei der Vermessung der Viszero- und Neurokraniums dar, da Messwerte direkt erfasst, Ungenauigkeiten aufgrund verzerrter oder überlagerter Darstellungen also ausgeschlossen werden könnten.

HOLBERG [51] warnt allerdings vor einem unreflektierten Einsatz der dreidimensionalen Diagnostik bei allen kieferorthopädischen Patienten und weist vor dem Hintergrund der Strahlenbelastung sowie des ökonomischen Mehraufwands darauf hin, dass der Nutzen für den Patienten die in Kauf zu nehmenden Nachteile stets übersteigen müsse.

Als Indikationen für eine DVT-Aufnahme mit anschließender dreidimensionaler kephalometrischer Auswertung nennt er schwerwiegende kraniofaziale Syndrome, skelettale Dysgnathien – darunter vor allem Störungen in transversaler Richtung, asymmetrische Gesichtsschädelaufbauten und Fälle, die besonders eingehender transversaler Diagnostik bedürften. Kontraindiziert sei die 3D-Kephalmetrie dagegen bei all denjenigen Patienten, die keine skelettale Störung, insbesondere nicht in transversaler Richtung, aufwiesen [51].

CEVIDANES [15] setzt die digitale Volumentomographie in der Kieferorthopädie zur initialen Diagnostik und Verlaufskontrolle hinsichtlich des Wachstums, Behandlungserfolgen und deren Stabilität ein. Wurzelinklination und –torque ließen sich darstellen, ebenso

impaktierte oder überzählige Zähne. Die Dicke und Morphologie des Knochens lasse sich hinsichtlich der Möglichkeit einer Verankerung festsitzender kieferorthopädischer Apparaturen über Mini-Implants beurteilen. Auch für die chirurgische Planung sei die DVT einsetzbar. Gerade hier zeige sich nach CEVIDANES die Unabdingbarkeit dreidimensionaler Aufnahmen, ebenso wie bei der Beurteilung der oberen Luftwege, da man über die Darstellung der dritten Dimension zusätzliche Informationen erlange, die gerade bei der Therapieplanung äußerst nützlich seien und auch als Grundlage der Langzeitkontrolle zur Überprüfung der Stabilität des Behandlungsergebnisses dienen könnten. Zudem ließen sich Hart- und Weichgewebsprofil in Korrelation setzen und vergleichen.

GRACCO [40] nutzte die digitale Volumtomographie im Rahmen einer Studie, um die palatinale Knochendicke vor dem Einbringen von Mini-Implants zur Verankerung festsitzender kieferorthopädischer Geräte zu beurteilen. Hierfür erscheint ein digitales Volumtomogramm durch die Möglichkeit der überlagerungsfreien Darstellung des Gaumens in verschiedenen Schichten in besonderem Maße geeignet.

KIM [67] befürwortet hier ebenfalls den Einsatz der digitalen Volumtomographie. Er nutzt mittels digitaler Volumtomographie und spezieller Software virtuell erzeugte Modelle, die eine präzise Planung der Mini-Implant-Positionen selbst in anatomisch komplexen Regionen ermöglichen.

#### **3.3.5 Implantologie**

Außerdem findet die digitale Volumtomographie auch in der Implantologie zunehmend Anwendung.

SCHEIFELE [97] sammelte im Jahre 2007 erste Erfahrungen mit dem Galileos-DVT-System (Fa. Sirona/Bensheim, Deutschland). Die digitale Volumtomographie könne laut Scheifele zu einem völlig integralen Bestandteil eines Arbeitsablaufes werden, der innerhalb eines einzigen Programms von der Erstaufnahme bis zur fertig ausgearbeiteten Bohrschablone für eine implantologische Versorgung reichen könne. SCHEIFELE stellte für das Galileos-System fest, dass Bildqualität und Auflösung der digitalen Volumtomographie in der Regel über den entsprechenden Werten für die Computertomographie lägen und dieses Verfahren für alle implantologischen Fragestellungen ausreichend sei. Zudem zeichne sich die DVT

durch ihre hohe Funktionsstabilität im täglichen Gebrauch sowie ihre einfach Bedienbarkeit aus.

Auch HATCHER [44] und ALMOG [1] weisen auf die wichtige Rolle der dreidimensionalen Diagnostik in der Implantologie hin, denn gerade hier sei es unabdingbar, sich eine genaue Übersicht über die anatomischen Strukturen zu verschaffen, um das Knochenangebot ebenso wie die Beziehung zu den Kieferhöhlen oder den Verlauf des Canalis mandibularis richtig einschätzen zu können - nicht zuletzt, um eventuelle Risiken für den Patienten wie etwa eine Eröffnung der Kieferhöhlen oder eine Nervläsion möglichst auszuschließen, aber auch, um insgesamt ein in statischer und ästhetischer Hinsicht möglichst zufrieden stellendes Ergebnis zu erzielen. Sie erachten die digitale Volumentomographie zu diesen Zwecken als geeignet.

ARANYARACHKUL [4] beschäftigte sich ebenfalls mit der Frage nach dem für ein Implantat benötigten Knochenangebot und vermaß Kiefer anhand von CT- und DVT-Aufnahmen. Auch er hält einen DVT-Scan zur präoperativen Beurteilung des Knochenangebots für ein geeignetes diagnostisches Mittel und würde diesem Verfahren vor dem Hintergrund der im Vergleich zur CT geringeren Strahlenbelastung den Vorzug geben.

Auch GUERRERO [41] nutzt die digitale Volumentomographie in der Implantologie. Er verweist ebenfalls auf die im Vergleich zur klassischen Computertomographie geringere Strahlendosis für den Patienten. Unter Abwägung von Risiko und Nutzen für den Patienten sei die digitale Volumentomographie das Verfahren der Wahl zur bildgebenden Diagnostik in der Implantologie.

WINTER [122] verglich Computertomographie und digitale Volumentomographie ebenfalls hinsichtlich ihrer Einsatzmöglichkeiten in der Implantologie und spricht sich aus folgenden Gründen auch für letztgenanntes Verfahren aus: Die DVT sei aufgrund ihrer im Vergleich zur CT geringeren Voxelgrößen exakter und überdies mit einer geringeren Strahlenbelastung für den Patienten verbunden. Sie könne Maxilla und Mandibula in nur einem einzigen Umlauf der Strahlenquelle um den Patienten erfassen und sei dabei kosteneffektiver.

DRAENERT [25] jedoch weist in diesem Zusammenhang auch auf die eingeschränkten Möglichkeiten der Darstellung von Knochenaufbauten im DVT 9000 (Fa. Quantitative Radiology/Verona, Italien) hin. So sei die Beurteilung von Transplantaten aus spongiossem

Knochen sowie eine Implantatplanung im Bereich des Knochenaufbaus im DVT-Scan nicht möglich, während sich Knochenaufbauten mit kortikalen Anteilen in ihren Grenzen deutlich darstellten.

#### **3.3.6 Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie**

Einige Autoren befürworten den Einsatz der digitalen Volumentomographie in der konservierenden Zahnheilkunde. Gerade komplexe endodontische Behandlungen sehen einige Autoren als Indikation für die digitale Volumentomographie (SOGUR [106], NAIR [82]). Obwohl die Auflösung eines DVT-Scans weit hinter der konventioneller Aufnahmeverfahren liege (SOGUR [106], NAIR [82]), biete diese Technologie aufgrund der Möglichkeiten der dreidimensionalen Darstellung nach NAIR [82] gerade angesichts schwieriger Fälle bessere Möglichkeiten zur Visualisierung der Lokalisation, Konfiguration und Länge eines Wurzelkanals oder auch der Präsenz weiterer Kanäle. Überdies ließen sich vertikale Wurzelfrakturen im DVT-Scan leichter diagnostizieren.

Anhand eines Fallberichts erläutert TSURUMACHI [114] die Vorteile der digitalen Volumentomographie in der Endodontie: Mit Hilfe des 3DX-Micro-CTs (Fa. J. Morita MFG. Corp./Kyoto, Japan) ließ sich eine frakturierte Feile in ihrer genauen Lage exakter definieren als durch konventionelles Röntgen und anhand dieser Information letztlich minimalinvasiver und zielgerichteter entfernen.

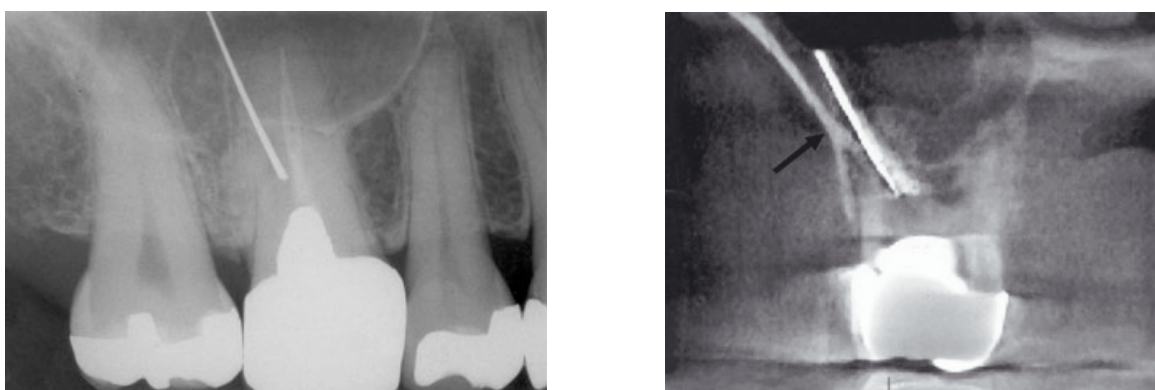


Abbildung 3: Lokalisierung eines frakturierten Instruments; links konventionelle Aufnahme, rechts digitale Volumentomographie (koronare Schicht) (Abbildungen aus [114])

MISCH [77] setzte die digitale Volumentomographie in der Parodontologie ein, um ossäre Defekte zu vermessen. Verglichen mit konventionellen Röntgenbildern biete die DVT durch die Möglichkeit zur dreidimensionalen Darstellung einen erheblichen Vorteil, zumal alle



Defekte in ihrer exakten dreidimensionalen Architektur erkannt und vermessen werden könnten.

Auch LOWDEN [126] erachtet die digitale Volumetomographie für die parodontale Diagnostik als geeignet. Anhand eines DVT-Scans lasse sich die parodontale Situation räumlich beurteilen, drei-, zwei- und einwandige Knochentaschen könnten unterschieden werden. Des Weiteren sei eine sichere Klassifizierung der Furkationsbeteiligung möglich.

KASAJ und WILLERSHAUSEN [64] sehen in der Parodontologie ebenfalls Anwendungsmöglichkeiten für die digitale Volumetomographie. So eigne sie sich etwa zur Darstellung intraossärer Defekte, Dehiszenzen und Fenestrationsdefekte, parodontaler Zysten sowie der Furkationsbeteiligung bei Molaren.

Nach HAAK [126] könne man die DVT auch in der Kariesdiagnostik einsetzen. So könne die digitale Volumetomographie bereits zur Unterscheidung von intakten und eingebrochenen Zahnoberflächen im Approximalraum nutzbringend eingesetzt werden. Ebenso habe sich für okklusale Läsionen mit Dentinbeteiligung im Einzelfall zeigen lassen, dass diese auf einem DVT-Scan besser zu erkennen seien als auf klassischen Röntgenaufnahmen.

HAITER-NETO [42] verglich Scans, die mit den DVT-Systemen NewTom 3G (Fa. Quantitative Radiology/Verona, Italien) und 3DX Accuitomo (Fa. J. Morita Mfg. Corp./Kyoto, Japan) erstellt wurden, mit konventionellen analogen und digitalen intraoralen Aufnahmen hinsichtlich der Möglichkeiten zur Kariesdiagnostik. Aufnahmen mit dem NewTom 3G erwiesen sich in der Diagnostik kariöser Läsionen im Approximalraum den konventionellen Verfahren in ihrer Spezifität als signifikant unterlegen, ebenso den Scans des 3DX Accuitomo hinsichtlich der Sensitivität. Letzteres DVT-System erwies sich hinsichtlich der Sensitivität als den konventionellen Verfahren bezüglich der Diagnostik einer approximalen Karies vergleichbar und hinsichtlich der Diagnostik okklusaler kariöser Läsionen sogar überlegen.

### **3.3.7 Grenzen des klinischen Einsatzes der digitalen Volumentomographie**

Bei aller derzeitigen Euphorie müssen letztlich jedoch auch die Grenzen der Darstellungsmöglichkeiten in der digitalen Volumentomographie berücksichtigt werden. Diese zeigen etwa HOLBERG et al. [50] auf. Im Rahmen einer Studie wurde die digitale Volumentomographie hinsichtlich ihrer Bildqualität mit der Dental CT verglichen. Als Kriterium für den Vergleich galt die Visualisierung des Parodontalspalts bei 417 Zähnen. In 86 % der digitalen Volumendaten konnte der Parodontalspalt kaum oder gar nicht diagnostiziert werden, während dies beim Dental CT lediglich bei 20 % der Datensätze der Fall war. Nach HOLBERG stellt die Dental CT daher immer noch den Goldstandard unter den bildgebenden Verfahren dar, wenn es gerade darum geht, besonders feine Strukturen abzubilden.

DRAENERT [24] verglich das NewTom 9000 (Fa. Quantitative Radiology/Verona, Italien) mit dem Philips MX 8000 Multidetector CT (Fa. Philips/Amsterdam, Niederlande) hinsichtlich Aufhärtingsartefakten. Aufnahmen mit dem digitalen Volumentomographen erwiesen sich hier als weniger genau und zeigten eine deutlich schlechtere Bildqualität. Dies mag nach DRAENERT auf der vergleichsweise geringen Anzahl von lediglich 360 Einzelaufnahmen beruhen oder auch auf den entsprechenden Algorithmen zur Bildberechnung, die sich gegenüber denen der Multidetector CT im Herausrechnen von Artefakten als ineffizienter erwiesen. Des weiteren könnten die Geometrie des Röntgenstrahls, die Filterung des Geräts oder die im Vergleich zur Multidetector CT geringere Spannung die Bildqualität der digitalen Volumentomographie negativ beeinflussen. Genauere Angaben erforderten nach DRAENERT allerdings weitere Untersuchungen.

KATSUMATA [65] verwies weiterhin auf Artefakte, die durch Reflexionen des Bildverstärkersystems mancher DVT-Geräte entstehen könnten. Er stellte fest, dass derartige Artefakte allerdings nur dann auftraten, wenn sich radioopake Strukturen im abzubildenden Objekt nahe der Körperoberfläche befanden.

Außerdem weisen KATSUMATA [65], FLINZBERG [32] sowie auch ELETR et al. [27] darauf hin, dass sich die Weichgewebe in einem DVT-Scan hinsichtlich ihrer Qualität nur schlecht oder gar nicht beurteilen ließen. ELETR et al. [27] wiesen im Jahre 2008 in einer vergleichenden Studie nach, dass sich die Darstellung in einem Weichgewebefenster von -150

bis 200 HU bei Nutzung verschiedener gängiger DVT-Systeme (DVT 9000, NewTom 3G (Fa. Quantitative Radiology/Verona, Italien), Iluma (Fa. Kodak/Rochester, USA), KaVo 3D eXam (Fa. KaVo/Biberach, Deutschland)) aufgrund einer Überstrahlung des Bildes nicht verwerten ließ.

Dies sei nach KATSUMATA unter anderem auf die eher geringe Strahlendosis bei der DVT zurückzuführen. Diese trage allerdings auch dazu bei, Metall- und Aufhärungsartefakte gering zu halten [65].

## **4. Material und Methode zur Bestimmung einer geeigneten ROI für die kieferorthopädische/ kieferchirurgische, oralchirurgische und implantologische/dentale Diagnostik**

### **4.1 Fragestellung**

Im Rahmen einer kephalometrischen Studie wurden 192 Röntgenaufnahmen in Bezug auf folgende Hauptfragestellungen analysiert:

Wie groß muss das Aufnahmevolumen bei der digitalen Volumentomographie sein, um den Datensatz zur kieferorthopädischen/kieferchirurgischen Diagnostik heranziehen zu können? Welche Volumina beschreiben die oralchirurgische, welche die implantologische/dentale Region von Interesse?

Dabei waren folgende weitere Fragestellungen von Interesse:

- Wie unterscheiden sich sphärische und zylindrische Aufnahmegeometrien zur Abbildung ein und derselben Region von Interesse in ihren Abmessungen? Welche Geometrie erscheint jeweils vorteilhafter?
- Lassen sich signifikante Unterschiede hinsichtlich der Abmessungen der verschiedenen Regionen von Interesse für Kinder und Erwachsene beziehungsweise Männer und Frauen finden?
- Wie unterscheiden sich die kieferorthopädische/kieferchirurgische, die oralchirurgische und die implantologische/dentale Region von Interesse hinsichtlich ihrer Größe?
- Welche Schlussfolgerungen lassen sich in Bezug auf die Strahlenbelastung für den Patienten ziehen?
- Welche DVT-Systeme erscheinen aufgrund ihres Aufnahmevolumens für welchen Verwendungszweck geeignet?

## 4.2 Material und Methoden

Um der Frage nach der Strahlenbelastung eines Patienten bei der digitalen Volumentomographie auf sinnvolle Weise nachgehen zu können, muss der Umfang des Aufnahmevolumens, also das Sichtfeld (field of view, FOV) definiert werden. Dieses kann bei der digitalen Volumentomographie je nach Gerät sphärisch oder zylindrisch begrenzt sein und sollte in Abhängigkeit von der jeweiligen medizinischen Fragestellung immer in sinnvollen Ausmaßen festgelegt werden. Nahezu jede zahnmedizinische Disziplin weist eine andere Region von Interesse auf. Das Sichtfeld sollte vor dem Hintergrund des Strahlenschutzes immer möglichst exakt an diese angepasst werden und darf keinesfalls zu groß sein.

Die sich derzeit auf dem Markt befindlichen DVT-Systeme selbst unterscheiden sich deutlich in der Größe ihrer jeweiligen Sichtfelder. So kann ein Gerät selten allen diagnostischen Zwecken in der Zahnheilkunde dienlich sein (vgl. Tabelle 1).

### 4.2.1 Patienten

Um nun für kieferorthopädische/kieferchirurgische, oralchirurgische beziehungsweise implantologische/dentale Zwecke geeignete Regionen von Interesse in ihrer Größe zu definieren und vor allem auch die Unterschiede zwischen sphärischen und zylindrischen Volumina aufzuzeigen, wurden analoge Fernröntgenseitenbilder und posterior-anterior-Aufnahmen beziehungsweise an deren Stelle teils auch Aufnahmen nach Clementschitsch von 96 Patienten aus dem über 12000 Datensätze umfassenden Archiv der Poliklinik für Kieferorthopädie der LMU München (Leitung Frau Professor Dr. Andrea Wichelhaus) ausgewählt, unter standardisierten Bedingungen eingescannt und digital vermessen. Es handelte sich um eine retrospektive Studie; die Patienten mussten keinerlei besonderen Anforderungen genügen, es sollten lediglich die benötigten Röntgenbilder bereits vorhanden sein. Meist handelte es sich um Patienten mit ausgeprägten Dysgnathien, da gerade in solchen Fällen die von uns benötigten Röntgenaufnahmen in mehreren Ebenen zur Diagnostik erstellt worden waren. Da die digitale Volumentomographie derzeit allerdings gerade im Rahmen solcher Behandlungsfälle Anwendung findet, mag diese Auswahl gerechtfertigt erscheinen. Für die Auswertung standen somit letztlich die Datensätze von 11 Kindern (< 15 Jahre) und 85 Erwachsenen ( $\geq$  15 Jahre) zur Verfügung. Die Altersgrenze zwischen Kindern und Erwachsenen wurde bei 15 Jahren angesetzt, da nach BJÖRK [10] und FLEISCHER-

PETERS [31] das pubertale Maximum der Zuwachsrate des Wachstums in diesem Alter sowohl für Mädchen als auch Jungen bereits überschritten ist. Dieses wird nach FLEISCHER-PETERS bei Mädchen durchschnittlich im Alter von 12,4 Jahren und bei Jungen im Alter von 14,2 Jahren erreicht. Danach ist lediglich ein geringes Restwachstum zu erwarten.

Nummer	Geschlecht	Alter(Jahre)
1	m	5,4
2	m	8,8
3	m	10,6
4	m	11,1
5	w	11,5
6	m	12,4
7	w	12,5
8	w	13,1
9	m	14,4
10	m	14,6
11	m	14,7

Tabelle 6: Patientengruppe Kinder

Nummer	Geschlecht	Alter(Jahre)
12	m	15,4
13	m	15,7
14	m	15,8
15	m	16,3
16	m	16,6
17	w	16,8
18	m	16,9
19	w	16,9
20	m	16,9
21	w	16,9
22	w	17,0
23	w	17,0
24	m	17,1
25	w	17,1
26	w	17,2
27	w	17,2
28	m	17,3
29	w	17,3
30	m	17,3
31	w	17,4
32	w	17,4
33	w	17,5
34	w	17,5
35	w	17,5
36	w	17,6
37	w	17,6
38	w	17,7
39	w	17,7
40	m	17,7
41	w	17,8
42	w	17,8
43	w	17,8
44	m	17,9
45	m	17,9
46	m	17,9
47	w	18,0
48	m	18,1

Nummer	Geschlecht	Alter(Jahre)
49	m	18,2
50	m	18,4
51	w	18,6
52	w	18,9
53	w	18,9
54	w	19,0
55	w	19,1
56	w	19,2
57	w	19,8
58	m	19,8
59	m	19,9
60	m	19,9
61	m	20,4
62	m	20,9
63	w	21,1
64	m	21,1
65	w	21,4
66	m	21,9
67	w	22,2
68	w	22,5
69	w	22,7
70	m	22,8
71	w	24,2
72	w	24,2
73	w	24,5
74	m	24,6
75	w	24,9
76	m	25,6
77	w	26,2
78	m	28,0
79	w	28,8
80	w	29,4
81	w	29,6
82	w	30,5
83	w	30,6
84	w	31,1
85	w	31,5
86	w	33,2
87	w	34,3
88	w	34,7
89	w	34,7
90	w	36,9
91	w	37,2
92	w	40,4
93	m	42,1
94	m	42,1
95	w	47,2
96	m	52,1

Tabelle 7: Patientengruppe Erwachsene

### 4.2.2 Auswertung der Röntgenbilder

Zur Auswertung wurde eine spezielle kephalometrische Software (DiagnoseFix 2001 (Diagnostik Wingberg GmbH, Bahnhofstr. 26, 21614 Buxtehude)) verwendet, die es ermöglichte, den aus kieferorthopädischer Sicht maßgeblichen anatomischen Strukturen durch die Definition einer entsprechenden Auswertungsmethode dreidimensionale kartesische Koordinaten zuzuordnen. Zu diesem Zweck wurden die Fernröntgenseitenbilder sowie die posterior-anterior-Aufnahmen mit Hilfe des Programms zunächst auf den gleichen, den natürlichen Gegebenheiten entsprechenden Maßstab geeicht.



Abbildung 4: Gedachte Überlagerung der Fernröntgenseitenbilder und posterior-anterior-Aufnahmen  
(Abbildung aus [7])

Die Spina nasalis anterior wurde als Ursprung des dreidimensionalen kartesischen Koordinatensystems gewählt, da sie in beiden Projektionen, also dem Fernröntgenseitenbild und der posterior-anterior-Aufnahme, einen leicht erkennbaren reproduzierbaren Punkt darstellte. Die vertikale Achse, bezeichnet mit „y“, wurde durch die Punkte Spina nasalis anterior und Nasion definiert, die weiteren Achsen senkrecht zu dieser. Die x-Achse nahm dabei die horizontale Lage ein, die z-Achse die sagittale. Wir gingen also von einem Linkssystem aus, die positiven Koordinatenwerte lagen anatomisch betrachtet in beiden



Projektionen kaudal der Spina nasalis anterior, im Fernröntgenseitenbild zudem dorsal der y-Achse und in der posterior-anterior-Aufnahme rechts von dieser.

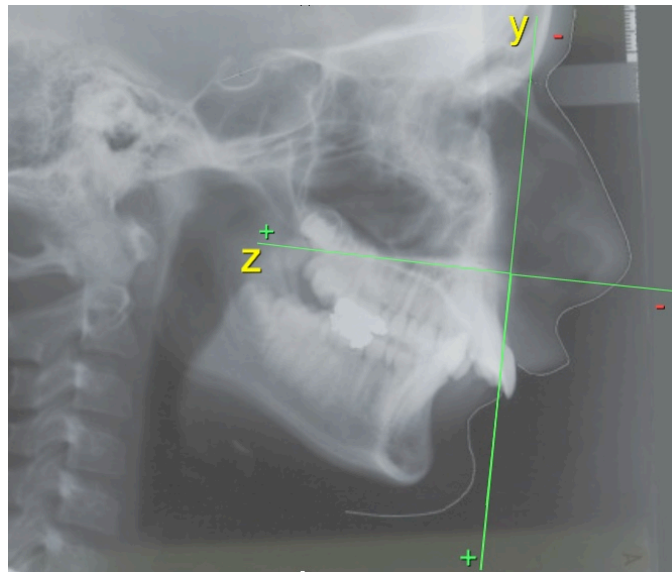


Abbildung 5: Koordinatenachsen in der Lateralansicht

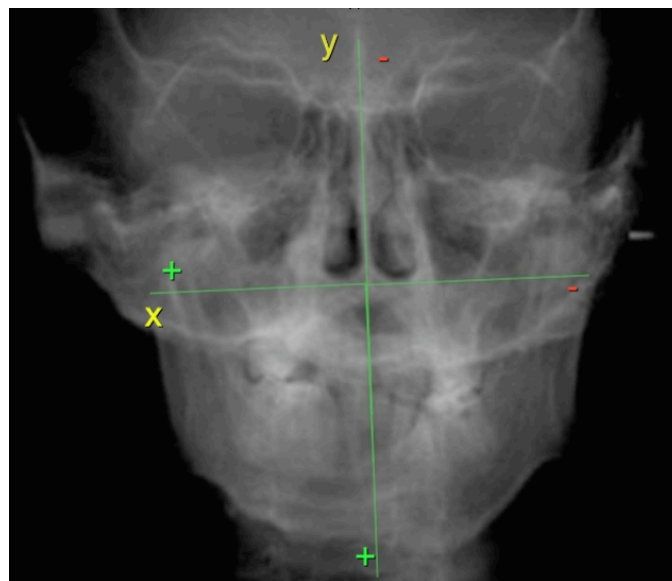


Abbildung 6: Koordinatenachsen in der posterior-anterior-Ansicht

#### 4.2.3 Kieferorthopädische/kieferchirurgische Region von Interesse

Zunächst wurde die kieferorthopädischen/kieferchirurgischen Region von Interesse betrachtet. Da der DVT-Datensatz unseren Zielen entsprechend zur kieferorthopädischen Diagnostik, speziell der an der Poliklinik für Kieferorthopädie der LMU München gebräuchlichen Analyse nach SEGNER und HASUND [102], aber auch anderen wie etwa der neu in

NÖTZEL und HARTUNG [85] beschriebenen Analyse heranziehbar sein sollte, wurde hier als minimales Aufnahmevolumen ein solches definiert, das alle für uns in kephalometrischer Hinsicht bedeutsamen anatomischen Strukturen des menschlichen Schädels umfasst. Dieses galt es zu ermitteln.

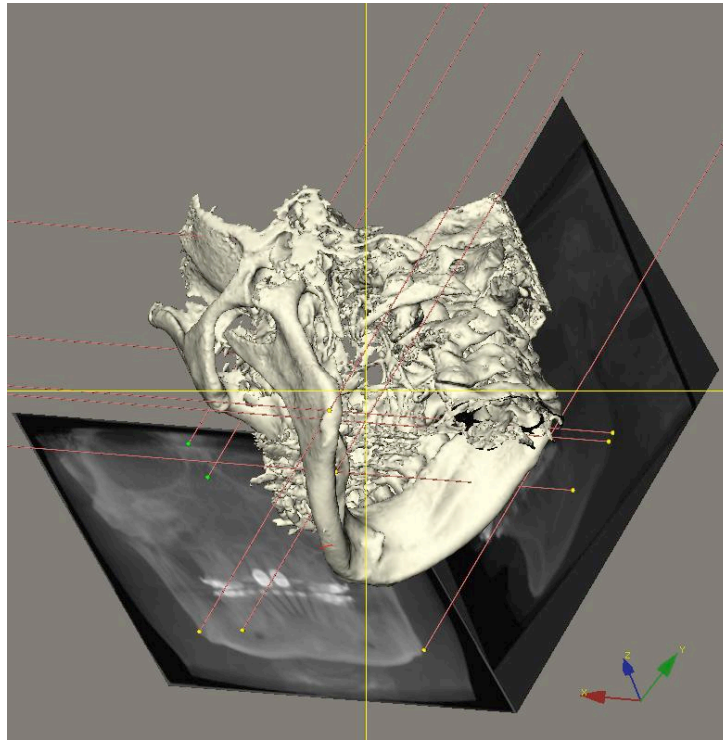


Abbildung 7: Anatomische Strukturen und deren Darstellung im Fernröntgenseitenbild sowie in der posterior-anterior-Aufnahme (Abbildung: Dr. F. Gebhart)

Dreidimensionale Koordinaten wurden daher für die folgenden in kieferorthopädischer/kieferchirurgischer Hinsicht bedeutenden Punkte bestimmt:

- 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
- Basion

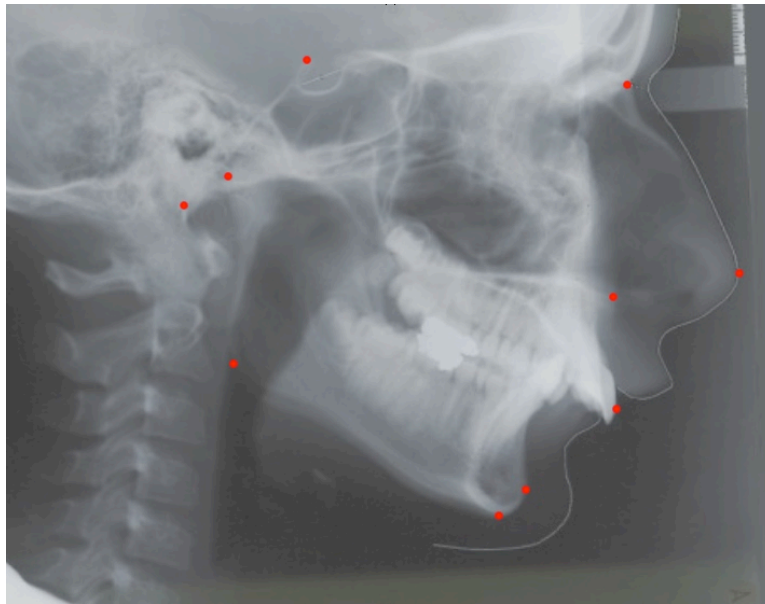


Abbildung 8: Messpunkte für die kieferorthopädische Region von Interesse in der Lateralansicht

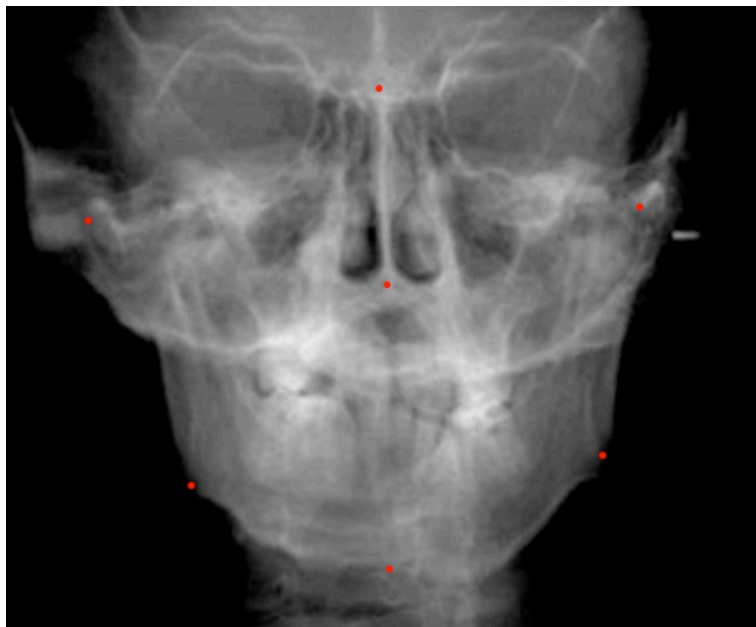


Abbildung 9: Messpunkte für die kieferorthopädische Region von Interesse in der posterior-anterior-Ansicht

Dabei wurden die Koordinaten bezüglich der y- und z-Achse jeweils im Fernröntgenseitenbild als Abstände der Punkte von den von uns definierten Achsen bestimmt, für die Transversale, also die x-Dimension wurden die posterior-anterior-Aufnahmen herangezogen (Einheit mm, zwei Dezimalstellen). Für die Punkte Sellaeingang posterior, Nasion, Nasenspitze, anteriorster Punkt der Oberkieferinzisivi, Pogonion und Basion wurden

#### 4. Material und Methode

---

keine x-Werte bestimmt, sie wurden näherungsweise als in der Schädelmitte liegend angenommen, das heißt, ihre x-Werte auf 0,00 mm gesetzt.

Der Abstand zwischen den Punkten Spina nasalis anterior und Nasion wurde jeweils in beiden Aufnahmen gemessen und diente der Kontrolle der richtigen Eichung der Bilder, wobei Abweichungen aufgrund einer perspektivischen Verkürzung oder Verlängerung dieser Strecke in den posterior-anterior-Aufnahmen berücksichtigt wurden.

Die gemessenen Punkte sollten nun von einem gerade ausreichend großen Zylinder oder einer Kugel umfasst werden. Um die minimalen Kugel- und Zylindervolumina für die jeweiligen Datensätze ermitteln zu können, wurde mithilfe des Programms MATLAB (The MathWorks, Inc./3 Apple Hill Drive, Natick, Massachusetts, USA) eine auf der Nelder-Mead-Methode beruhende Optimierungsfunktion je für Kugel und Zylinder beschrieben. Für die Berechnung des Kugelvolumens sowie deren Mittelpunkt und Radius wurde folgender Programmcode entworfen:

```
function [V,m,R]=findeMinKugel(P)
%function [V,m,R]=findeMinKugel(P)
%P Punkte-Datensatz
%V minimales Volumen, m zugehöriger Mittelpunkt, R Radius

N=10; %Testpunkte in jede Koordinatenrichtung
ausgabe=0;

% xtest=linspace(min(P(:,1)),max(P(:,1)),N);
% ytest=linspace(min(P(:,1)),max(P(:,1)),N);
% ztest=linspace(min(P(:,1)),max(P(:,1)),N);
%
% Rtest=inf; mstart=[0 0 0];
% for i=1:N
%   for j=1:N
%     for k=1:N
%       Rtemp=minKugelRadius([xtest(i),ytest(j),ztest(k)],P);
%       if Rtemp<Rtest
%         Rtest=Rtemp;
%         mstart=[xtest(i),ytest(j),ztest(k)];
%       end
%     end
%   end
% end
% end

mstart=sum(P)/size(P,1);
```

```

m=fminsearch(@(x) minKugelRadius(x,P),mstart,optimset('MaxFunEvals',10000));
R=minKugelRadius(m,P);
V=4/3*pi*R^3;

if ausgabe
    disp('Startvolumen')
    disp(4/3*pi*Rtest^3);

    disp('Ermitteltes minimales Volumen')
    disp(V)

    figure; hold;
    h=plot3(P(:,1),P(:,2),P(:,3),r*');
    zeichneKugel(m,R);
    axis equal;
    xlabel('x'); ylabel('y');
end
copyright: C. Rasch

```

Für die Ermittlung des minimalen Zylindervolumens sowie dessen Höhe und Radius wurde ebenfalls ein Code programmiert:

```

function [V,h,R]=minZylinderVolumen(m,phi,theta,P)
% m=[x,y,z] Zylindermittelpunkt,
% [cos(phi) sin(theta), sin(phi) sin(theta), cos(theta)] Zylinderachse
% V minimales Volumen, h Höhe, R Radius

n=size(P,1);
r=[cos(phi)*sin(theta), sin(phi)*sin(theta), cos(theta)];
h=3*max(abs((P-ones(n,1))*m)*r));

R=sqrt(max((r(2)*(P(:,3)-m(3))-r(3)*(P(:,2)-m(2))).^2 + ...
    (r(3)*(P(:,1)-m(1))-r(1)*(P(:,3)-m(3))).^2 + ...
    (r(1)*(P(:,2)-m(2))-r(2)*(P(:,1)-m(1))).^2));

V=pi*R^2*h;
Copyright: C. Rasch

```

Diese Funktionen wurden im Folgenden auf die Punkttriples der Patienten angewendet. Bei der Wahl der Mittelpunkte der Kugeln und Zylinder gingen wir vom jeweiligen Schwerpunkt der anhand der Röntgenbilder ermittelten Punkte aus. Die sich ergebenden Minimalvolumina stellen daher lokale Minima dar. Geringere Volumina als die von uns ermittelten sind daher

#### 4. Material und Methode

---

zwar theoretisch denkbar, signifikante Abweichungen allerdings nahezu auszuschließen (RASCH [90]).

Während die Geometrie der Kugel an sich keine weiteren Einschränkungen der Optimierungsfunktion erforderlich machte, zeigten die ersten Ergebnisse für die Zylinder sofort, dass weitere Bedingungen definiert werden mussten: So ergab sich für die meisten Patienten ein minimales Zylindervolumen nämlich dann, wenn die Zylinderachse eine sagittale Orientierung im Patientenschädel erfuhr. Da dieses Ergebnis allerdings von der tatsächlich möglichen Positionierung eines Patienten in den derzeit gängigen DVT-Geräten völlig abwich, wurde die Optimierungsfunktion für den minimalen Zylinder auf solche Zylinder eingeschränkt, deren Achse maximal um  $30^\circ$  in sagittaler Richtung von der vertikalen Achse Spina-Nasion abwich.

```
function [V,m,h,R,phi,theta]=findeMinZylinder(P)
%function [V,m,h,R,phi,theta]=findeMinZylinder(P)
%P Punkte-Datensatz
%V minimales Volumen, m zugehöriger Mittelpunkt, R Radius

N=30; %Testpunkte f,r Winkelbestimmung
ausgabe=0;

phi=pi/2;
Itheta=linspace(-pi/6,pi/6,N);
mstart=sum(P)/size(P,1);
V=inf;
for i=1:N
    mtemp=fminsearch(@(x)
minZylinderVolumen(x,phi,Itheta(i),P),mstart,optimset('MaxFunEvals',10000));
    [Vtemp,htemp,Rtemp]=minZylinderVolumen(mtemp,phi,Itheta(i),P);
    if Vtemp<V
        m=mtemp;
        V=Vtemp; h=htemp; R=Rtemp;
        theta=Itheta(i);
    end
end
end

if ausgabe
    disp('Ermitteltes minimales Volumen')
    disp(V)
```

```

figure; hold;
plot3(P(:,1),P(:,2),P(:,3),'r*');
zeichneZylinder(m,h,R,phi,theta);
axis equal;
for i=1:length(P)
    text(P(i,1),P(i,2),P(i,3),sprintf(' P%d',i));
end
xlabel('x'); ylabel('y');
end
copyright: C. Rasch

```

Diese Programmcodes wurden schließlich auf die Patientendatensätze angewandt und somit Volumina, Radien, die Höhe des Zylinders und die jeweiligen Mittelpunkte der Aufnahmevolumina ermittelt.

Darüber hinaus stellte sich die Frage, ob eine in Bezug auf die Strahlenbelastung besonders günstige Position des Zylinders nicht dann gegeben sei, wenn der Boden des Zylinders durch den Punkt Gnathion und die beiden dorsokaudalen Punkte im Bereich des Kieferwinkels rechts und links verlaufen würde, da dann die Strahlenbelastung für die Schilddrüse besonders gering zu halten sei, da diese nicht im Sichtfeld liege. Mit einem vergleichsweise hohen Gewebewichtungsfaktor von 0,05 nach dem ICRP-Protokoll von 1990 [56] zeichnet die Schilddrüse sich durch eine besonders starke Strahlensensibilität aus. Außerdem wäre der Patient nach unseren Überlegungen auf diese Weise auch besonders leicht im DVT-Gerät zu positionieren, da der kaudale Rand des Unterkieferkorpus lediglich parallel zur kaudalen Begrenzung des Sichtfeldes ausgerichtet werden muss. So wurden dahingehend nochmals Einschränkungen für die jeweils optimalen Zylinder formuliert und diese für die einzelnen Datensätze berechnet.

Dazu wurde folgender Programmcode entwickelt:

```

function [V,h,R,phi,theta]=minZylinderVolumen_AchseMod(m,P)
%m=[x,y,z] Zylindermittelpunkt,
%V minimales Volumen, h Höhe, R Radius

n=size(P,1);
r=cross(P(6,:)-P(5,:),P(7,:)-P(5,:)); r=r/norm(r);
theta=acos(r(3));
if sin(theta)==0

```

```
phi=0;
else
  phi=acos(r(1)/sin(theta));
end

h=2*max(abs((P-ones(n,1)*m)*r));

R=sqrt(max((r(2)*(P(:,3)-m(3))-r(3)*(P(:,2)-m(2))).^2 + ...
  (r(3)*(P(:,1)-m(1))-r(1)*(P(:,3)-m(3))).^2 + ...
  (r(1)*(P(:,2)-m(2))-r(2)*(P(:,1)-m(1))).^2));

V=pi*R^2*h;

test=(P-ones(n,1)*P(5,:))*r;
if min(test)*max(test)<-10000*eps
  warning('Datenlage');
end
copyright: C. Rasch
```

#### 4.2.4 Oralchirurgische Region von Interesse

Anschließend wurde eine Region von Interesse definiert, die die dentoalveolären Abschnitte beider Kiefer, aber auch die wesentlichen Anteile des Unterkieferkorpus bis hin zum Kieferwinkel erfasst, wie es nach unserer Ansicht gerade für oralchirurgische Fragestellungen dienlich sein kann, etwa zur Diagnostik bei der chirurgischen Entfernung von Weisheitszähnen im Unterkiefer, die in komplexer Beziehung zum Canalis mandibularis liegen.

Diese Region von Interesse sollte folgende Punkte einschließen:

- Spina nasalis anterior
- Schnittpunkt zwischen aufsteigendem Ast des Unterkiefers und dem kaudalen Rand des Jochbeinmassivs rechts und links
- anteriorster Punkt der Inzivisi im Oberkiefer
- anteriorster Punkt der Inzivisi im Unterkiefer
- Pogonion
- Gnathion/Menton
- Kauspitze des Eckzahnes rechts und links



- Foramen mentale rechts und links
- Apex des letzten Zahnes im Unterkiefer rechts und links
- Apex des letzten Zahnes im Oberkiefer rechts und links
- distalster Punkt der Krone des letzten Zahnes im Unterkiefer rechts und links
- distalster Punkt der Krone des letzten Zahnes im Oberkiefer rechts und links
- dorsokaudalster Punkt im Bereich des Kieferwinkels rechts und links

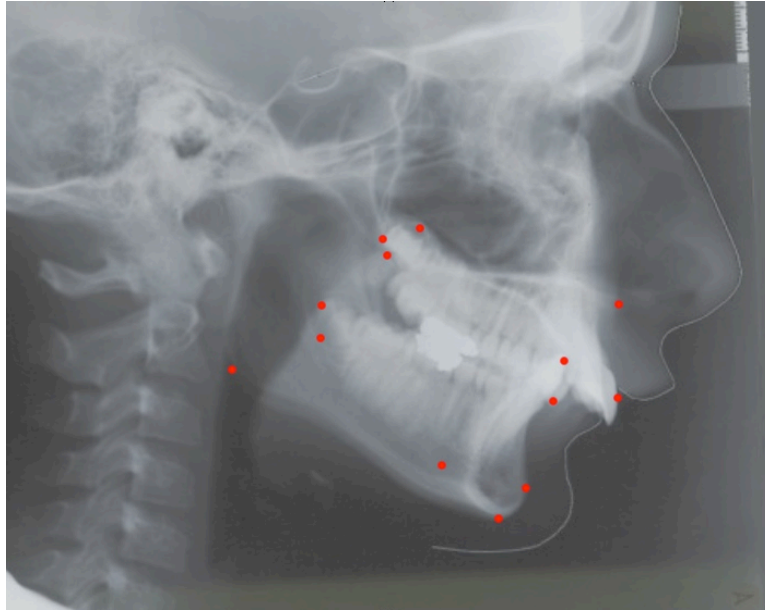


Abbildung 10: Messpunkte für die oralchirurgische Region von Interesse in der Lateralansicht

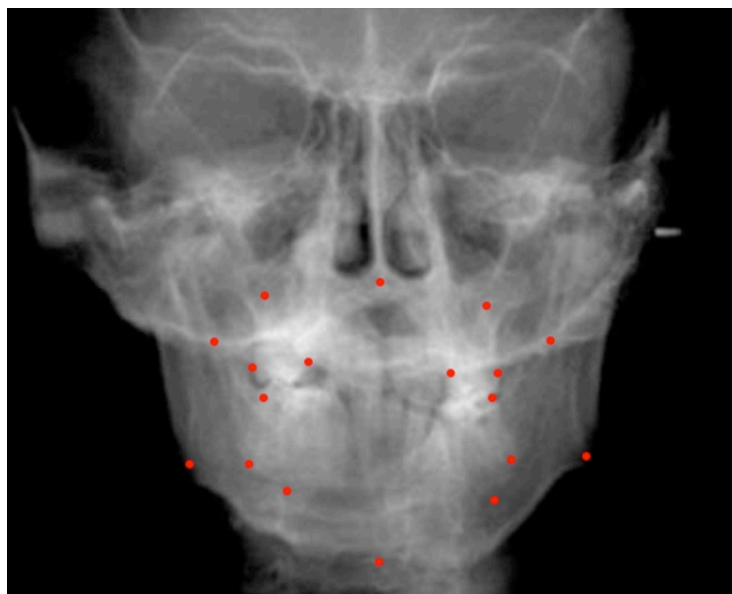


Abbildung 11: Messpunkte für die oralchirurgische Region von Interesse in der posterior-anterior-Ansicht

Es wurden den Messpunkten wie in den vorangehenden Ausführungen wiederum mit Hilfe einer Auswertung der Röntgenbilder im Programm Diagnose Fix (Diagnostik Wingberg GmbH, Bahnhofstr. 26, 21614 Buxtehude) dreidimensionale Koordinaten zugeordnet und über diesen dann die minimalen Aufnahmevolumina konstruiert.

Die Schnittpunkte der aufsteigenden Äste des Unterkiefers rechts und links mit dem kaudalen Rand des Jochbeinmassivs wurden lediglich in den posterior-anterior-Aufnahmen markiert und ebendort ihre x-Werte bestimmt. Als ihre y- und z-Werte wurden die entsprechenden Koordinaten des Punktes Pterygomaxillare gewählt, die im Fernröntgenseitenbild ermittelt wurden.

Gerade in den posterior-anterior-Aufnahmen war die Kauspitze des Eckzahnes nicht immer gut zu erkennen. Es wurde entweder ein der Gegenseite entsprechender Punkt gewählt und als Kauspitze angenommen oder aber ausgehend von den in der Regel gut erkennbaren Inzisivi die Lage der Kauspitze geschätzt.

Als letzter Zahn wurde immer der letztangelegte erkennbare Zahn gewählt, in der Regel also die Anlagen der Weisheitszähne, in der Kindergruppe die der zweiten Molaren. War in den posterior-anterior-Aufnahmen die Krone des letzten Zahnes nicht exakt auszumachen, so wurde die am weitesten nach lateral ragende Krone gewählt.

War das Foramen mentale in den Projektionen nicht erkennbar, so wurde in den posterior-anterior-Aufnahmen ein der Gegenseite entsprechender Punkt gewählt beziehungsweise die Lage des Foramens ausgehend von den Wurzelspitzen der Prämolaren des Unterkiefers geschätzt. Ebenso wurde geschätzt, wenn das Foramen mentale in den Ansichten des Fernröntgenseitenbildes nicht eindeutig zu bestimmen war.

Die anteriorsten Punkte der Inzisivi im Ober- und Unterkiefer wurden als in der Schädelmitte liegend angenommen und ihre x-Werte analog zu obigen Ausführungen wieder gleich 0,00 mm gesetzt.

Patientin Nr. 38 musste von den späteren Auswertungen ausgeschlossen werden, da einige der neuen Messpunkte auf den Röntgenbildern wegen deren unzureichender Qualität nicht auszumachen waren.

Auf die erhaltenen Koordinatensätze wurden die Optimierungsfunktionen für das minimale Kugelvolumen sowie das minimale Zylindervolumen mit der Zylinderachse, die in sagittaler Richtung um bis zu 30° zur y-Achse um die x-Achse rotieren kann, angewandt.

#### 4.2.5 Implantologische/dentale Region von Interesse

Im letzten Schritt wurden analog dreidimensionale Koordinaten von Messpunkten zur Beschreibung einer implantologischen/dentalen Region von Interesse bestimmt. Diese sollte den dentoalveolären Bereich beider Kiefer umfassen, um gerade für implantologische, aber auch andere diagnostische Zwecke zu dienen, bei denen der Fokus allein auf dem dentoalveolären Bereich liegt wie etwa der Beurteilung von Anomalien des Zahnwechsels, Verlagerung oder Impaktierung von Zähnen oder Fehlanlagen bei jüngeren Patienten, aber auch angesichts vieler Fragestellungen in der konservierenden Zahnheilkunde sowie der Prothetik.

Die Koordinaten folgender Punkte waren von Interesse:

- Spina nasalis anterior
- Schnittpunkt zwischen dem aufsteigenden Ast des Unterkiefers und dem kaudalen Rand des Jochbeinmassivs rechts und links
- anteriorster Punkt der Inzivisi im Oberkiefer
- anteriorster Punkt der Inzisivi im Unterkiefer
- Kauspitze des Eckzahnes rechts und links
- Foramen mentale rechts und links
- Apex des letzten Zahnes im Unterkiefer rechts und links
- Apex des letzten Zahnes im Oberkiefer rechts und links
- distalster Punkt der Krone des letzten Zahnes im Unterkiefer rechts und links
- distalster Punkt der Krone des letzten Zahnes im Oberkiefer rechts und links

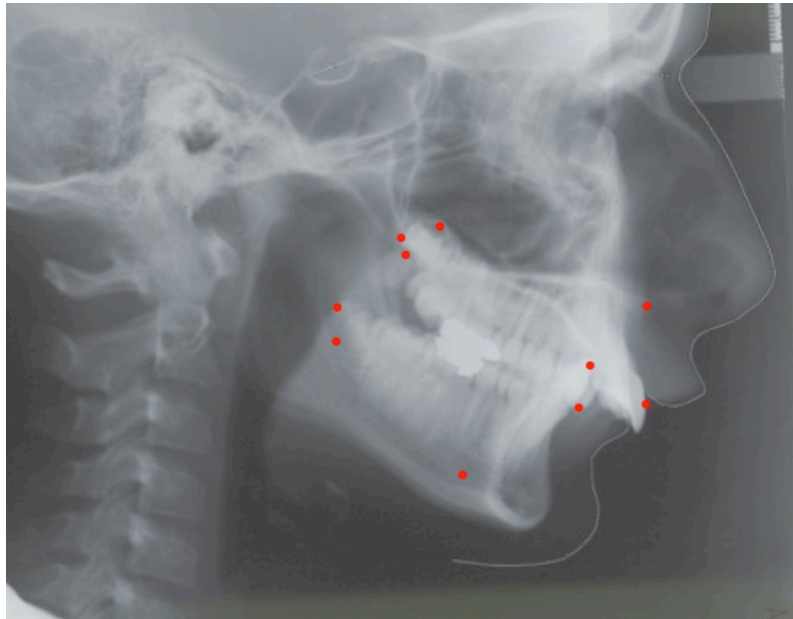


Abbildung 12: Messpunkte für die implantologische/dentale Region von Interesse in der Lateralansicht

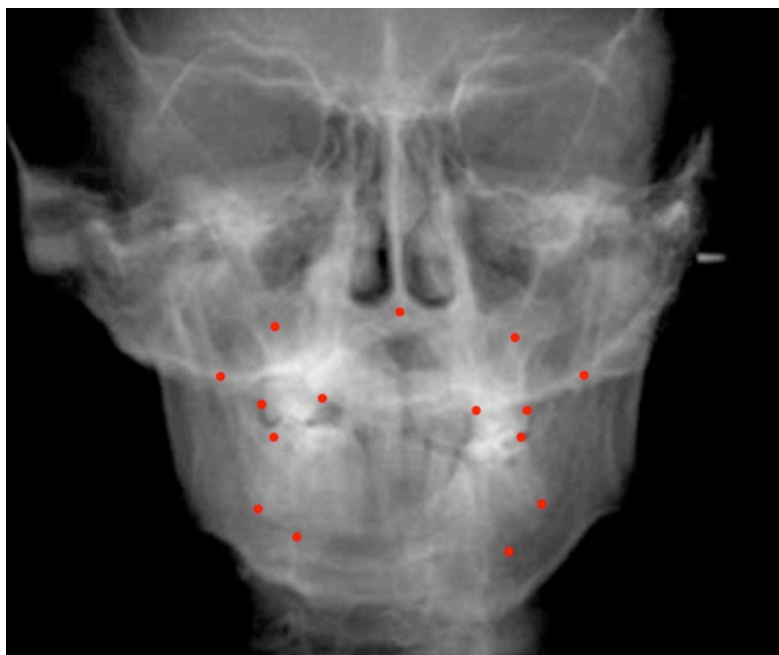


Abbildung 13: Messpunkte für die implantologische/dentale Region von Interesse in der posterior-anterior-Ansicht

Nicht auszumachende Punkte wie etwa die Kauspitze des Eckzahnes wurden wiederum geschätzt oder ihre x-Werte in den posterior-anterior-Aufnahmen spiegelbildlich zur gegenüberliegenden Seite angenommen.

Die anteriorsten Punkte der Inzisivi, Pogonion und Gnathion wurden wiederum als in der Schädelmitte liegend betrachtet, ihre x-Werte auf 0,00 mm gesetzt.

Patientin Nr. 38 musste wiederum wegen der unzureichenden Qualität der Aufnahmen von der späteren Auswertung ausgeschlossen werden.

Auf die erhaltenen Koordinatensätze wurden nun wieder die Optimierungsfunktionen für das minimale Kugelvolumen sowie das minimale Zylindervolumen mit der Zylinderachse, die um bis zu  $30^\circ$  zur y-Achse um die x-Achse rotieren kann, angewandt.

## 5. Ergebnisse und Auswertung

Die erhaltenen Datensätze wurden mit Hilfe des Programms Microsoft Excel Version 11.3.0 (Microsoft Deutschland GmbH, Konrad-Zuse-Str. 1, D-85716 Unterschleißheim) und des Statistik-Add-ins WinSTAT (R. Fitch Software, In der Breite 30, D-79189 Bad Krozingen) statistisch ausgewertet.

Anhand von Boxplotdiagrammen lassen sich Median, oberes und unteres Quartil sowie größter und niedrigster gemessener Wert je Patientengruppe, ROI und Aufnahmegeometrie nachvollziehen.

Des Weiteren wurden jeweils auch Mittelwerte und Standardabweichungen - als Maß für die Streuung um den Mittelwert - berechnet.

Interessant zu betrachten sind auch die Obergrenzen der jeweiligen 95 %-Konfidenzintervalle, da unter dem jeweiligen Wert 97,5 % der Patienten erfasst werden.

Diese Werte werden sowohl für Kugel- und Zylindervolumina als auch deren Radien beziehungsweise Höhen angegeben, da zur genauen Beschreibung der Geometrie eines Zylinders neben seinem Volumen zumindest Radius oder Höhe bekannt sein muss. So errechnet sich das Zylindervolumen nach  $V = \pi r^2 \times h$ , das Kugelvolumen nach  $V = 4/3 \pi r^3$ . Zum Vergleich der Aufnahmegeometrien sei dann wieder auf deren Volumina verwiesen.

Kugel- und Zylindervolumina wurden mit Hilfe des Wilcoxon-Tests für gepaarte Stichproben hinsichtlich statistisch signifikanter Unterschiede untersucht (Signifikanzniveau  $\alpha = 0,05$  (zweiseitiger Test)). Die Nullhypothese lautete:  $H_0$ : Kugel- und Zylindervolumina unterscheiden sich nicht.

Die verschiedenen Patientengruppen wurden mit Hilfe des Mann-Whitney-U-Tests für ungepaarte Stichproben auf einem Signifikanzniveau von  $\alpha = 0,05$  (zweiseitiger Test) auf statistisch signifikante Unterschiede hin untersucht. Die Nullhypothese lautete:  $H_0$ : Aufnahmevolumina für Kinder und Erwachsene/Männer und Frauen unterscheiden sich nicht.

Bei der statistischen Auswertung der Daten für die Kindergruppe gilt es, den kleinen Stichprobenumfang von  $n = 11$  zu berücksichtigen, zumal die statistische Power, also die Aussagekraft des statistischen Tests, bei kleinem Stichprobenumfang gering ist, das heißt, die Wahrscheinlichkeit  $\beta$  für einen Fehler zweiter Art zunimmt. Ein solcher Fehler tritt bei einem

zweiseitigen Test auf einem Signifikanzniveau von  $\alpha = 0,05$  bei einem Stichprobenumfang von  $n = 11$  mit einer Wahrscheinlichkeit von 67,8 % auf, wenn man in einer Modellrechnung die Alternativhypothese (die Aufnahmevolumina unterscheiden sich in ihrer Größe) in Form einer Punkthypothese mit  $p = 0,8$  spezifiziert. Soll die statistische Power  $1-\beta \geq 90\%$  betragen, wäre ein Stichprobenumfang von  $n \geq 28$  erforderlich (HILGERS [49]). Dieser ist bei allen anderen Patientengruppen – Erwachsene ( $n = 85$ ), Männer ( $n = 30$ ) und Frauen ( $n = 55$ ) – gegeben. Die Daten der Kindergruppe werden zur Trendabschätzung jedoch trotzdem angegeben.

## 5.1 Kieferorthopädische/kieferchirurgische Region von Interesse

Der Patient Nr. 24 musste aufgrund eines Messfehlers von der Auswertung für das kieferorthopädische Sichtfeld ausgeschlossen werden.

Die Patienten wurden zur Auswertung in verschiedene Gruppen – Kinder, Erwachsene, Männer und Frauen - eingeteilt.

### 5.1.1 Kinder

Folgendes Boxplotdiagramm verschafft einen Überblick über die ermittelten Aufnahmevolumina zur Darstellung der kieferorthopädischen/kieferchirurgischen ROI bei der Kindergruppe:

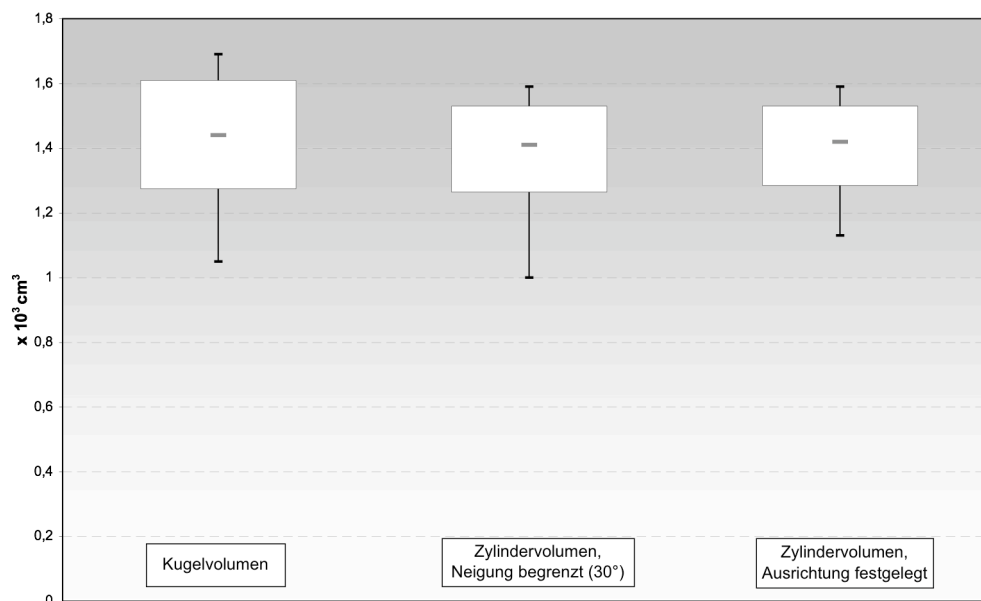


Diagramm 2: Vergleich der ermittelten Aufnahmevolumina zur Darstellung der kieferorthopädischen/kieferchirurgischen ROI für die Kindergruppe

Für die Kindergruppe ergaben sich folgende auf zwei Dezimalen gerundete Mittelwerte, Standardabweichungen und Konfidenzintervalle bezüglich Kugelvolumen und -radius, Zylindervolumen, -radius und -höhe für die Zylinder, die in ihrer Neigung bezüglich der Achse Nasion-Spina nasalis anterior auf 30° in antero-posteriorer Richtung begrenzt waren und für die Zylinder mit über den Punkt Gnathion/Menton und die beiden dorsokaudalsten Punkte im Bereich der Kieferwinkel rechts und links definierter Ausrichtung:



		Kugel	Zylinder, Neigung begrenzt (30°)	Zylinder, Ausrichtung festgelegt
Volumen	Mittelwert ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	1,41	1,36	1,41
	Standardabweichung ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	0,21	0,19	0,15
	Konfidenzintervall untere Grenze ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	1,28	1,25	1,32
	Konfidenzintervall obere Grenze ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	1,54	1,47	1,49
Radius	Mittelwert (cm)	6,94	6,46	6,69
	Standardabweichung (cm)	0,36	0,45	0,35
	Konfidenzintervall untere Grenze (cm)	6,73	6,19	6,48
	Konfidenzintervall obere Grenze (cm)	7,15	6,73	6,89
Höhe	Mittelwert (cm)	---	10,39	9,98
	Standardabweichung (cm)	---	1,04	0,58
	Konfidenzintervall untere Grenze (cm)	---	9,78	9,64
	Konfidenzintervall obere Grenze (cm)	---	11,01	10,32

Tabelle 8: Patientengruppe der Kinder: Statistische Auswertung für die kieferorthopädische/kieferchirurgische ROI

Die Ergebnisse zeigen, dass sich bei der Kindergruppe für den in der Neigung begrenzten Zylinder ein im Schnitt um  $0,05 \times 10^3 \text{ cm}^3$ , also um 3,55 % kleineres Aufnahmevolumen ergibt als bei der Kugel. Nach dem Wilcoxon-Rangsummen-Test ist dieser Unterschied statistisch signifikant (Signifikanzniveau  $\alpha = 0,05$ ).

Für Zylinder mit einem parallel zum Unterkieferkorpus ausgerichteten Boden entspricht das Aufnahmevolumen im Schnitt dem der sphärisch begrenzten ROI. Ein statistisch signifikanter Unterschied konnte demnach nicht festgestellt werden.

### 5.1.2 Erwachsene

Folgendes Boxplotdiagramm zeigt die ermittelten Aufnahmevolumenta zur Darstellung der kieferorthopädischen/kieferchirurgischen ROI für die Patientengruppe der Erwachsenen:

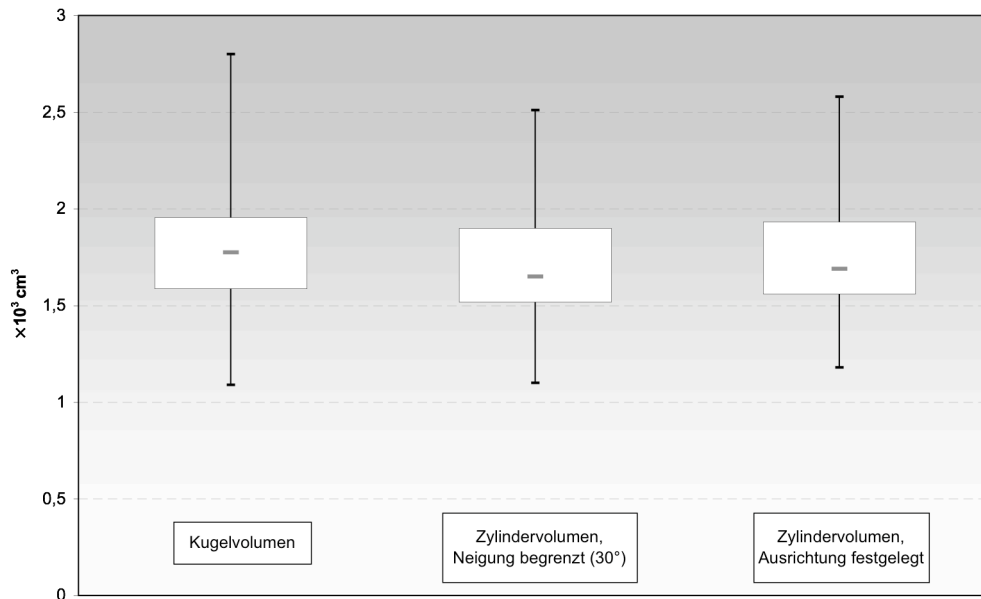


Diagramm 3: Vergleich der ermittelten Aufnahmevolumina zur Darstellung der kieferorthopädischen/kieferchirurgischen ROI für die Patientengruppe der Erwachsenen

Für die Erwachsenengruppe ergaben sich folgende auf zwei Dezimalen gerundete Mittelwerte, Standardabweichungen und Konfidenzintervalle bezüglich Kugelvolumen, Zylindervolumen für die Zylinder, die in ihrer Neigung bezüglich der Achse Nasion-Spina nasalis anterior auf 30° in antero-posteriorer Richtung begrenzt waren und für die Zylinder mit über den Punkt Gnathion/Menton und die beiden dorsokaudalsten Punkte im Bereich der Kieferwinkel rechts und links definierter Ausrichtung sowie deren Radien beziehungsweise Höhen:

		Kugel	Zylinder, Neigung begrenzt (30°)	Zylinder, Ausrichtung festgelegt
Volumen	Mittelwert ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	1,79	1,70	1,73
	Standardabweichung ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	0,30	0,26	0,28
	Konfidenzintervall untere Grenze ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	1,73	1,64	1,67
	Konfidenzintervall obere Grenze ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	1,85	1,75	1,79
Radius	Mittelwert (cm)	7,51	6,97	7,25
	Standardabweichung (cm)	0,41	0,50	0,42
	Konfidenzintervall untere Grenze (cm)	7,42	6,87	7,16
	Konfidenzintervall obere Grenze (cm)	7,60	7,08	7,34
Höhe	Mittelwert (cm)	---	11,10	10,46
	Standardabweichung (cm)	---	1,07	0,99
	Konfidenzintervall untere Grenze (cm)	---	10,88	10,27
	Konfidenzintervall obere Grenze (cm)	---	11,33	10,96

Tabelle 9: Patientengruppe der Erwachsenen: Statistische Auswertung für die kieferorthopädische/kieferchirurgische ROI

Es zeigt sich, dass sich für den in der Neigung begrenzten Zylinder ein im Schnitt um 5,03 % kleineres Aufnahmevolumen ergibt als für die Kugel. Der Zylinder scheint die kieferorthopädische Region von Interesse durch seine Geometrie ein wenig exakter erfassen zu können als eine Kugel. Nach dem Wilcoxon-Rangsummen-Test ist dieser Unterschied statistisch signifikant (Signifikanzniveau  $\alpha = 0,05$ ).

Für die Zylinder mit einem parallel zum Unterkieferkorpus ausgerichteten Boden ergibt sich in etwa ein mit den erstgenannten zylindrischen Volumina vergleichbares Volumen. Dies mag nicht weiter verwundern, zumal auch bei den Zylindern mit beschränkter Neigung im Sinne der Minimalisierung die am weitesten kaudal gelegenen Punkte im oder nahe des Zylinderbodens zu liegen kommen. Das Aufnahmevolumen erhöht sich lediglich um 1,73 %. Trotz dieser definierten Ausrichtung des Zylinders, was die Möglichkeiten seiner Optimierung ja deutlich einschränkt, lässt sich beim Vergleich der Mittelwerte überdies immer noch ein Vorteil von 3,35 % für das zylindrische Aufnahmevolumen gegenüber dem sphärischen verbuchen. Auch dieser Unterschied ist nach dem Wilcoxon-Rangsummen-Test auf einem Signifikanzniveau von  $\alpha = 0,05$  statistisch signifikant.

Eine weitere Aufschlüsselung der Ergebnisse für die Erwachsenengruppe ermöglicht einen Vergleich der benötigten Aufnahmevolumina bei Männern und Frauen.

### 5.1.3 Männer

Folgende Boxplotdiagramme zeigen die verschiedenen Aufnahmevolumina zur Abbildung der kieferorthopädischen/kieferchirurgischen ROI für die Männergruppe:

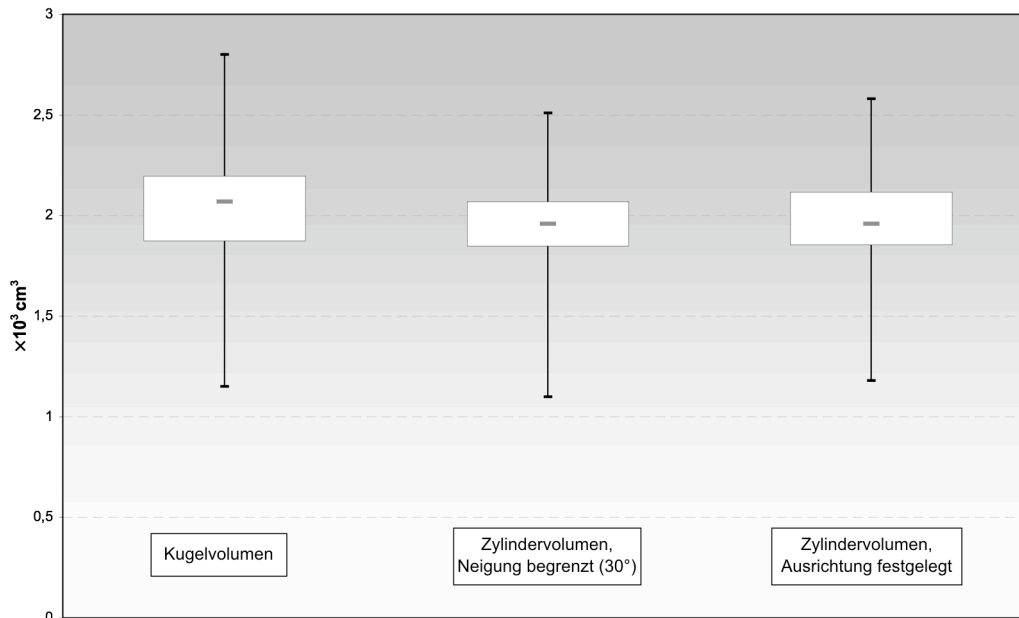


Diagramm 4: Vergleich der ermittelten Aufnahmevolumina zur Darstellung der kieferorthopädischen/kieferchirurgischen ROI für die Männergruppe

Folgende Tabelle gibt die Mittelwerte, Standardabweichungen und Konfidenzintervalle für die unterschiedlichen Aufnahmevolumina für die Männergruppe wieder:

		Kugel	Zylinder, Neigung begrenzt (30°)	Zylinder, Ausrichtung festgelegt
Volumen	Mittelwert ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	2,03	1,93	1,95
	Standardabweichung ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	0,30	0,25	0,27
	Konfidenzintervall untere Grenze ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	1,92	1,84	1,86
	Konfidenzintervall obere Grenze ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	2,13	2,02	2,05
Radius	Mittelwert (cm)	7,83	7,31	7,49
	Standardabweichung (cm)	0,41	0,46	0,43
	Konfidenzintervall untere Grenze (cm)	7,68	7,15	7,34
	Konfidenzintervall obere Grenze (cm)	7,97	7,48	7,64
Höhe	Mittelwert (cm)	---	11,45	11,01
	Standardabweichung (cm)	---	0,94	0,70
	Konfidenzintervall untere Grenze (cm)	---	11,12	10,76
	Konfidenzintervall obere Grenze (cm)	---	11,79	11,26

Tabelle 10: Männergruppe: Statistische Auswertung für die kieferorthopädische/kieferchirurgische ROI

Die Ergebnisse zeigen, dass sich für den in der Neigung begrenzten Zylinder ein im Schnitt um  $0,10 \times 10^3 \text{ cm}^3$ , also um 4,93 % kleineres Aufnahmevolumen ergibt als für die Kugel.

Dieser Unterschied ist nach dem Wilcoxon-Rangsummen-Test statistisch signifikant (Signifikanzniveau  $\alpha = 0,05$ ).

Richtet man den Zylinderboden parallel zum Unterkieferkorpus aus, erhöht sich das Aufnahmevolumen für den Zylinder um 1,03 %. Es bleibt dennoch um 3,94 % unter dem Wert für die Kugel. Dieser Unterschied ist nach dem Wilcoxon-Rangsummen-Test statistisch signifikant (Signifikanzniveau  $\alpha = 0,05$ ).

### 5.1.4 Frauen

Folgendes Boxplotdiagramm gibt die unterschiedlichen Aufnahmevolumina zur Darstellung der kieferorthopädischen/kieferchirurgischen ROI für die Frauengruppe wieder:

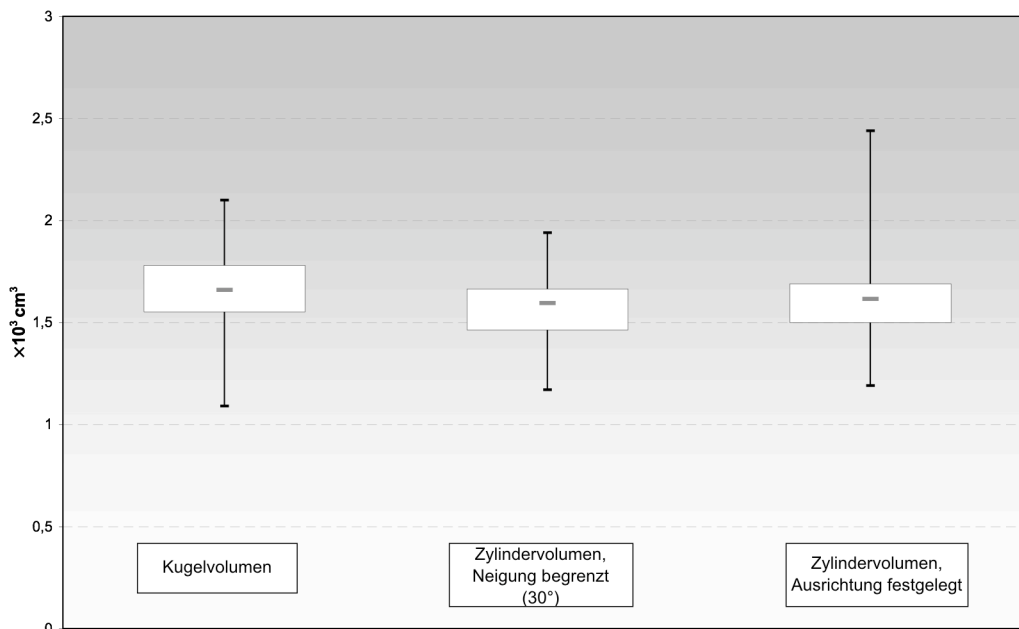


Diagramm 5: Vergleich der ermittelten Aufnahmevolumina zur Darstellung der kieferorthopädischen/kieferchirurgischen ROI für die Frauengruppe

Folgende Tabelle zeigt die Ergebnisse der statistischen Auswertung der Einzelergebnisse für die Frauengruppe bezüglich der kieferorthopädischen/kieferchirurgischen ROI:

		Kugel	Zylinder, Neigung begrenzt (30°)	Zylinder, Ausrichtung festgelegt
Volumen	Mittelwert ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	1,66	1,57	1,61
	Standardabweichung ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	0,19	0,15	0,20
	Konfidenzintervall untere Grenze ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	1,61	1,53	1,56
	Konfidenzintervall obere Grenze ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	1,71	1,61	1,67
Radius	Mittelwert (cm)	7,33	6,78	7,11
	Standardabweichung (cm)	0,29	0,41	0,35
	Konfidenzintervall untere Grenze (cm)	7,25	6,68	7,02
	Konfidenzintervall obere Grenze (cm)	7,41	6,89	7,20
Höhe	Mittelwert (cm)	---	10,91	10,15
	Standardabweichung (cm)	---	1,09	0,99
	Konfidenzintervall untere Grenze (cm)	---	10,62	9,89
	Konfidenzintervall obere Grenze (cm)	---	11,20	10,41

Tabelle 11: Frauengruppe: Statistische Auswertung für die kieferorthopädische/kieferchirurgische ROI

Die Ergebnisse zeigen, dass sich für den in der Neigung begrenzten Zylinder ein im Schnitt um  $0,090 \times 10^3 \text{ cm}^3$ , also um 5,42 % kleineres Aufnahmevolumen ergibt als für die Kugel.

Richtet man den Zylinderboden parallel zum Unterkieferkorpus aus, erhöht sich das Aufnahmevolumen für den Zylinder um 2,48 %. Es bleibt dennoch um 3,01 % unter dem Wert für die Kugel.

Die Unterschiede zwischen Kugelvolumen und dem jeweiligen Zylinder sind nach dem Wilcoxon-Rangsummen-Test statistisch signifikant (Signifikanzniveau  $\alpha = 0,05$ ).

### 5.1.5 Vergleich der Aufnahmevolumina für die unterschiedlichen Patientengruppen – kieferorthopädische/kieferchirurgische Region von Interesse

Folgendes Säulendiagramm verschafft einen Überblick über sämtliche Aufnahmegeometrien für die kieferorthopädische/kieferchirurgische ROI und ermöglicht einen Vergleich der jeweils benötigten Volumina für die einzelnen Patientengruppen:

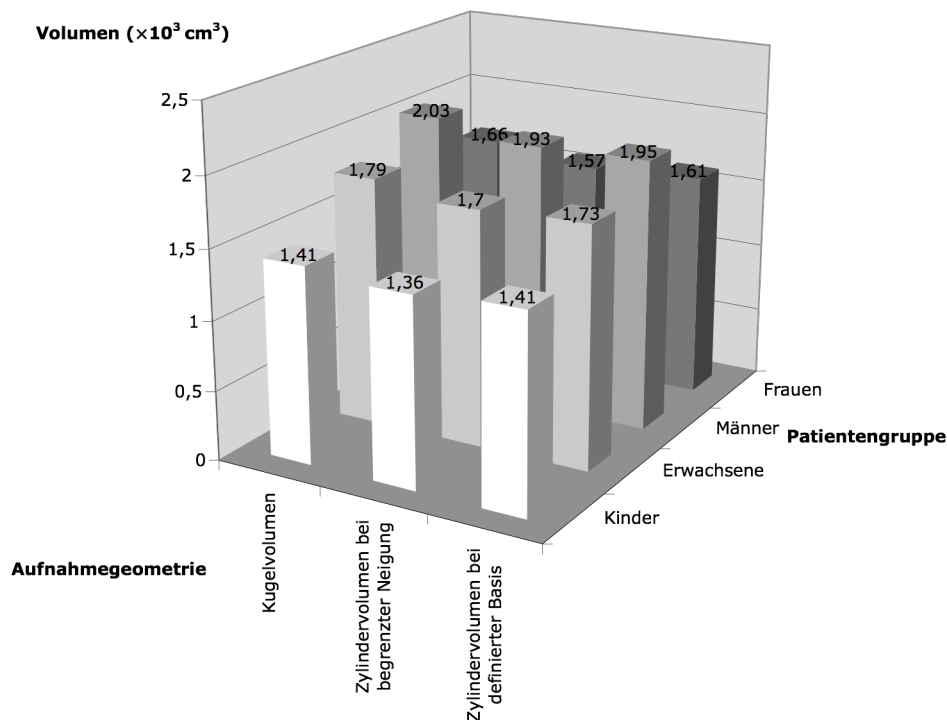


Diagramm 6: Vergleich der Aufnahmevolumina und Patientengruppen für die kieferorthopädische/kieferchirurgische ROI

Aus den Mittelwerten ergibt sich für die Kinder gegenüber den Erwachsenen bezüglich der Kugel ein um 21,23 % geringeres Aufnahmevolumen. Bei den Zylindern ist für Kinder ein um 20,00 % beziehungsweise um 18,50 % geringeres Aufnahmevolumen zur Abbildung der kieferorthopädischen/kieferchirurgischen Region von Interesse ausreichend. Nach dem Mann-Whitney-U-Test sind diese Unterschiede auf einem Signifikanzniveau von  $\alpha = 0,05$  statistisch signifikant.

Ähnlich stellen sich die Verhältnisse bei einem Vergleich der unterschiedlichen Aufnahmevolumina für Männer und Frauen dar: Zur Darstellung der kieferorthopädischen/kieferchirurgischen Region von Interesse einer weiblichen Patientin ist bei einer sphärischen Begrenzung ein um 18,23 % geringeres Aufnahmevolumen notwendig

als es ein männlicher Patient erfordern würde. Bezüglich der zylindrischen Volumina liegt dieser Prozentsatz bei 18,65 % beziehungsweise 17,44 %. Nach dem Mann-Whitney-U-Test sind diese Unterschiede auf einem Signifikanzniveau von  $\alpha = 0,05$  ebenfalls statistisch signifikant.

## 5.2 Oralchirurgische Region von Interesse

### 5.2.1 Kinder

Folgendes Boxplotdiagramm verschafft einen Überblick über die ermittelten Aufnahmevolumina zur Darstellung der oralchirurgischen ROI bei der Kindergruppe:

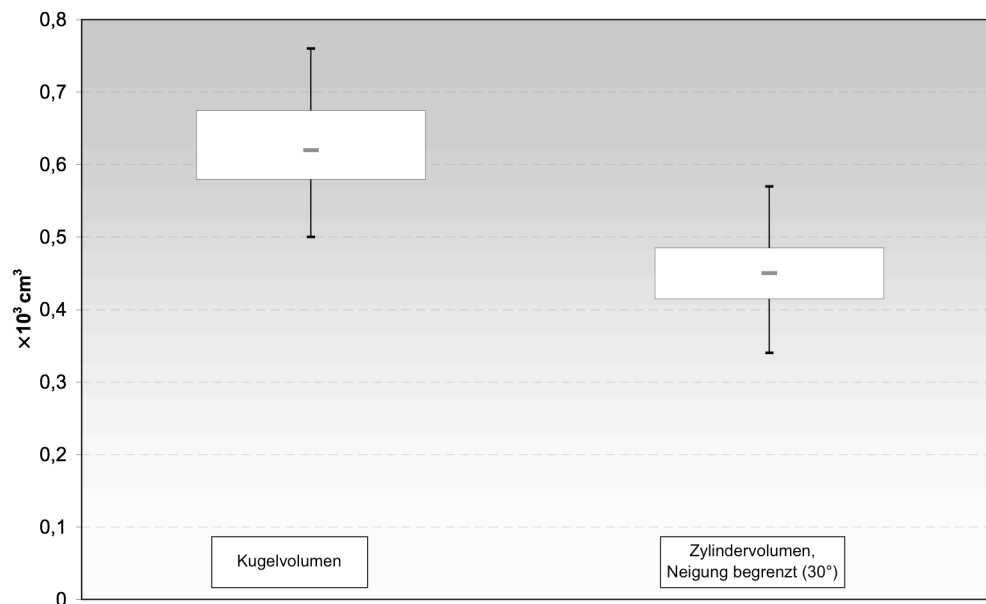


Diagramm 7: Vergleich der ermittelten Aufnahmevolumina zur Darstellung der oralchirurgischen ROI für die Kindergruppe

Für die Kindergruppe ergaben sich folgende auf zwei Dezimalen gerundete Mittelwerte, Standardabweichungen und Konfidenzintervalle bezüglich Kugelvolumen und Zylindervolumen für die Zylinder, die in ihrer Neigung bezüglich der Achse Nasion-Spina nasalis anterior auf  $30^\circ$  in antero-posteriorer Richtung begrenzt waren sowie deren Radien beziehungsweise Höhe:



		Kugel	Zylinder, Neigung begrenzt (30°)
Volumen	Mittelwert ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	0,62	0,45
	Standardabweichung ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	0,075	0,066
	Konfidenzintervall untere Grenze ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	0,57	0,41
	Konfidenzintervall obere Grenze ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	0,66	0,49
Radius	Mittelwert (cm)	5,27	4,91
	Standardabweichung (cm)	0,22	0,31
	Konfidenzintervall untere Grenze (cm)	5,14	4,72
	Konfidenzintervall obere Grenze (cm)	5,40	5,09
Höhe	Mittelwert (cm)	---	5,91
	Standardabweichung (cm)	---	0,65
	Konfidenzintervall untere Grenze (cm)	---	5,52
	Konfidenzintervall obere Grenze (cm)	---	6,29

Tabelle 12: Patientengruppe der Kinder: Statistische Auswertung für die oralchirurgische ROI

Auch für die oralchirurgische Region von Interesse scheint ein zylindrisches Volumen vorteilhafter zu sein. Im Einzelnen zeigt ein Vergleich der Mittelwerte für die Kindergruppe, dass zu ihrer Darstellung im Vergleich zum sphärischen Aufnahmevolumen ein um 27,42 % geringeres zylindrisches Volumen benötigt wird. Dieser Unterschied ist nach dem Wilcoxon-Rangsummen-Test statistisch signifikant (Signifikanzniveau  $\alpha = 0,05$ ).

### 5.2.2 Erwachsene

Folgendes Boxplotdiagramm gibt die unterschiedlichen Aufnahmevolumina zur Darstellung der oralchirurgischen ROI für die Erwachsenengruppe wieder:

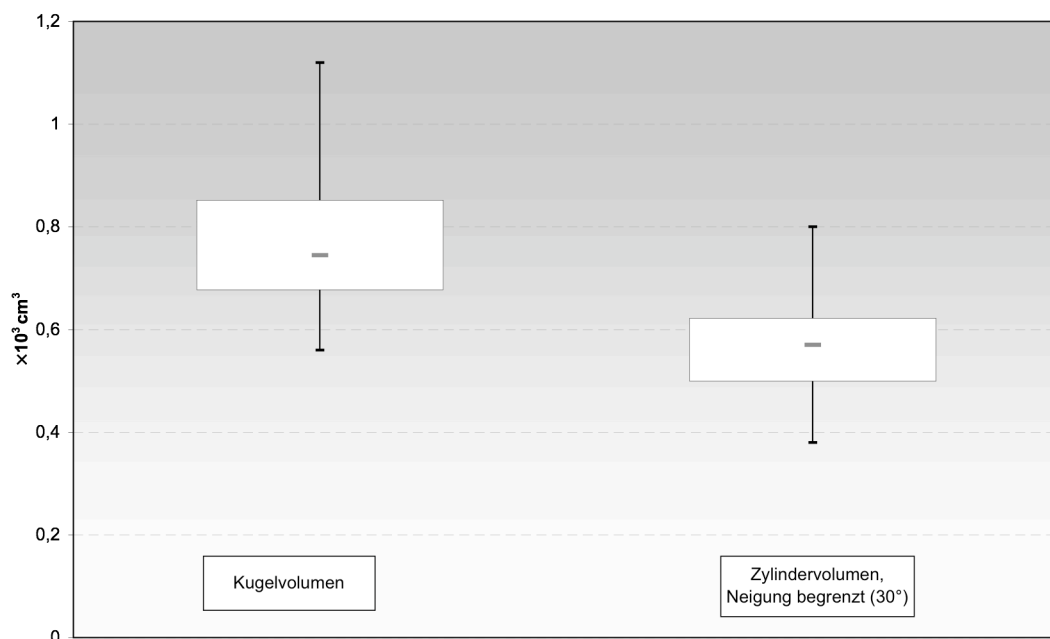


Diagramm 8: Vergleich der ermittelten Aufnahmevolumina zur Darstellung der oralchirurgischen ROI für die Erwachsenengruppe

Folgende Tabelle gibt die Mittelwerte, Standardabweichungen und Konfidenzintervalle für die beiden unterschiedlichen Aufnahmevolumina, deren Radien beziehungsweise Höhe für die Erwachsenengruppe bezüglich der oralchirurgischen ROI wieder:

		Kugel	Zylinder, Neigung begrenzt (30°)
Volumen	Mittelwert ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	0,77	0,57
	Standardabweichung ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	0,13	0,097
	Konfidenzintervall untere Grenze ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	0,75	0,55
	Konfidenzintervall obere Grenze ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	0,80	0,59
Radius	Mittelwert (cm)	5,68	5,39
	Standardabweichung (cm)	0,30	0,31
	Konfidenzintervall untere Grenze (cm)	5,61	5,32
	Konfidenzintervall obere Grenze (cm)	5,74	5,45
Höhe	Mittelwert (cm)	---	6,25
	Standardabweichung (cm)	---	0,64
	Konfidenzintervall untere Grenze (cm)	---	6,11
	Konfidenzintervall obere Grenze (cm)	---	6,39

Tabelle 13: Patientengruppe der Erwachsenen: Statistische Auswertung für die oralchirurgische ROI

Für die Darstellung der oralchirurgischen Region von Interesse ist bei Erwachsenen unter Verwendung einer zylindrischen Geometrie ein um 25,97 % geringeres Volumen nötig, als eine sphärische Begrenzung es erfordern würde. Dieser Unterschied ist nach dem Wilcoxon-Rangsummen-Test statistisch signifikant (Signifikanzniveau  $\alpha = 0,05$ ).

### 5.2.3 Männer

Folgende Boxplotdiagramme zeigen die verschiedenen Aufnahmevolumina zur Abbildung der oralchirurgischen ROI für die Männergruppe:

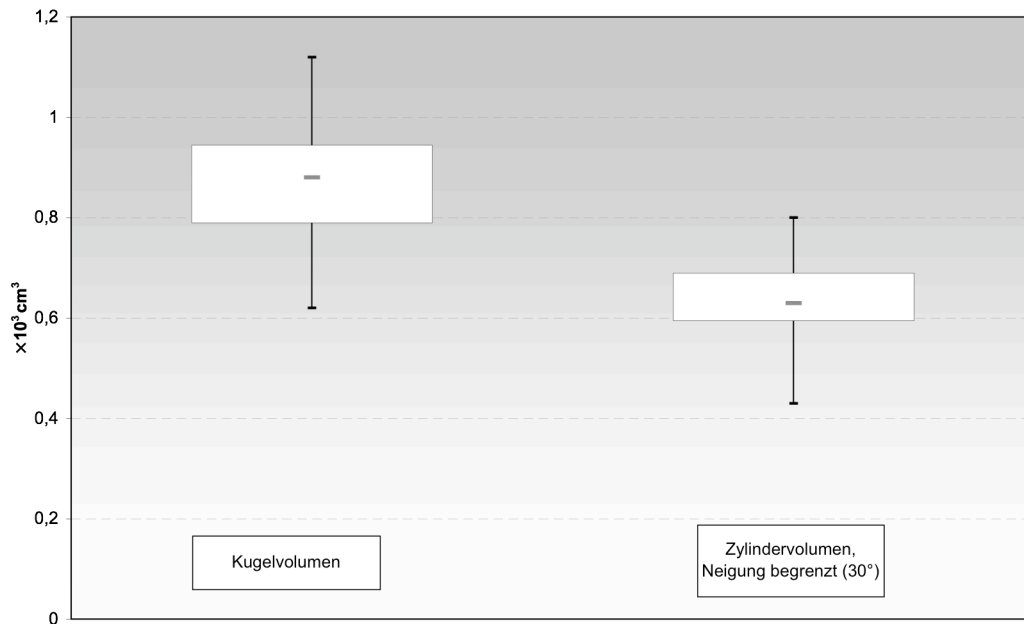


Diagramm 9: Vergleich der ermittelten Aufnahmevolumina zur Darstellung der oralchirurgischen ROI für die Männergruppe

Folgende Tabelle gibt die Mittelwerte, Standardabweichungen und Konfidenzintervalle für die unterschiedlichen Aufnahmevolumina, deren Radien und Höhe für die Männergruppe wieder:

		Kugel	Zylinder, Neigung begrenzt (30°)
Volumen	Mittelwert ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	0,87	0,64
	Standardabweichung ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	0,12	0,089
	Konfidenzintervall untere Grenze ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	0,83	0,61
	Konfidenzintervall obere Grenze ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	0,91	0,67
Radius	Mittelwert (cm)	5,91	5,59
	Standardabweichung (cm)	0,28	0,29
	Konfidenzintervall untere Grenze (cm)	5,81	5,49
	Konfidenzintervall obere Grenze (cm)	6,01	5,69
Höhe	Mittelwert (cm)	---	6,50
	Standardabweichung (cm)	---	0,60
	Konfidenzintervall untere Grenze (cm)	---	6,29
	Konfidenzintervall obere Grenze (cm)	---	6,72

Tabelle 14: Männergruppe: Statistische Auswertung für die oralchirurgische ROI

Die Ergebnisse zeigen, dass sich für den in der Neigung begrenzten Zylinder ein im Schnitt um 0,231, also um 26,44 % kleineres Aufnahmevolumen ergibt als für die Kugel. Dieser Unterschied ist nach dem Wilcoxon-Rangsummen-Test statistisch signifikant (Signifikanzniveau  $\alpha = 0,05$ ).

### 5.2.4 Frauen

Folgendes Boxplotdiagramm gibt die unterschiedlichen Aufnahmevolumina zur Darstellung der oralchirurgischen ROI für die Frauengruppe wieder:

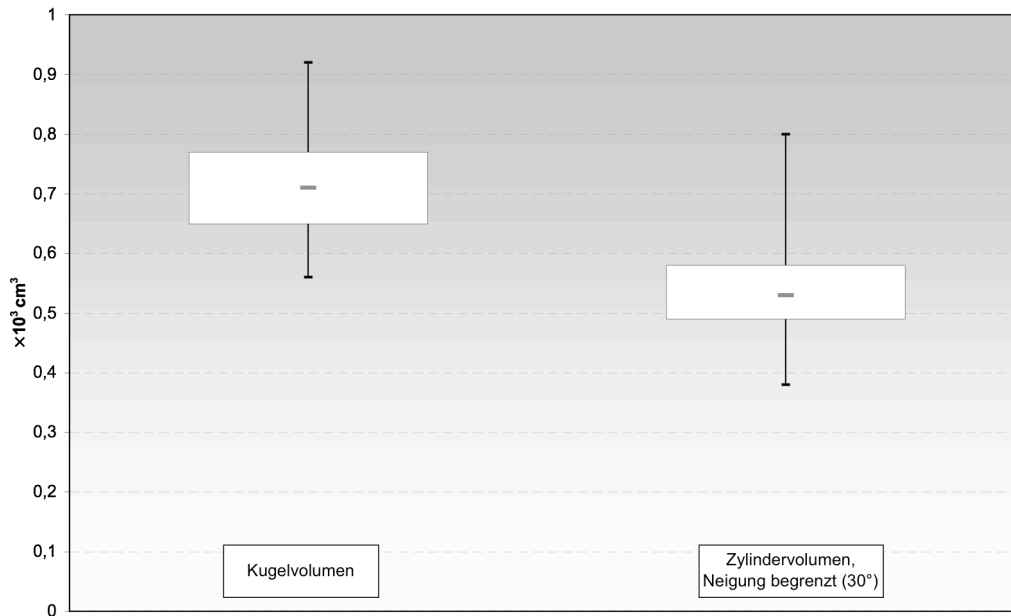


Diagramm 10: Vergleich der ermittelten Aufnahmevolumina zur Darstellung der oralchirurgischen ROI für die Frauengruppe

Folgende Tabelle gibt die Mittelwerte, Standardabweichungen und Konfidenzintervalle für die beiden unterschiedlichen Aufnahmevolumina für die Frauengruppe bezüglich der oralchirurgischen ROI wieder:

		Kugel	Zylinder, Neigung begrenzt (30°)
Volumen	Mittelwert ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	0,72	0,53
	Standardabweichung ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	0,086	0,077
	Konfidenzintervall untere Grenze ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	0,69	0,51
	Konfidenzintervall obere Grenze ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	0,74	0,55
Radius	Mittelwert (cm)	5,54	5,27
	Standardabweichung (cm)	0,22	0,25
	Konfidenzintervall untere Grenze (cm)	5,48	5,20
	Konfidenzintervall obere Grenze (cm)	5,60	5,33
Höhe	Mittelwert (cm)	---	6,10
	Standardabweichung (cm)	---	0,62
	Konfidenzintervall untere Grenze (cm)	---	5,94
	Konfidenzintervall obere Grenze (cm)	---	6,27

Tabelle 15: Frauengruppe: Statistische Auswertung für die dentalchirurgische ROI

Für die Darstellung der oralchirurgischen Region von Interesse in einer zylindrischen Geometrie genügt bei Frauen ein um 26,39 % geringeres Volumen als es bei einem

sphärischen Aufnahmevolumen erforderlich wäre. Dieser Unterschied ist nach dem Wilcoxon-Rangsummen-Test statistisch signifikant (Signifikanzniveau  $\alpha = 0,05$ ).

### 5.2.5 Vergleich der Aufnahmevolumina für die unterschiedlichen Patientengruppen – oralchirurgische Region von Interesse

Folgendes Säulendiagramm verschafft einen Überblick über sämtliche Aufnahmegeometrien für die oralchirurgische ROI und ermöglicht einen Vergleich der jeweils benötigten Volumina für die einzelnen Patientengruppen:

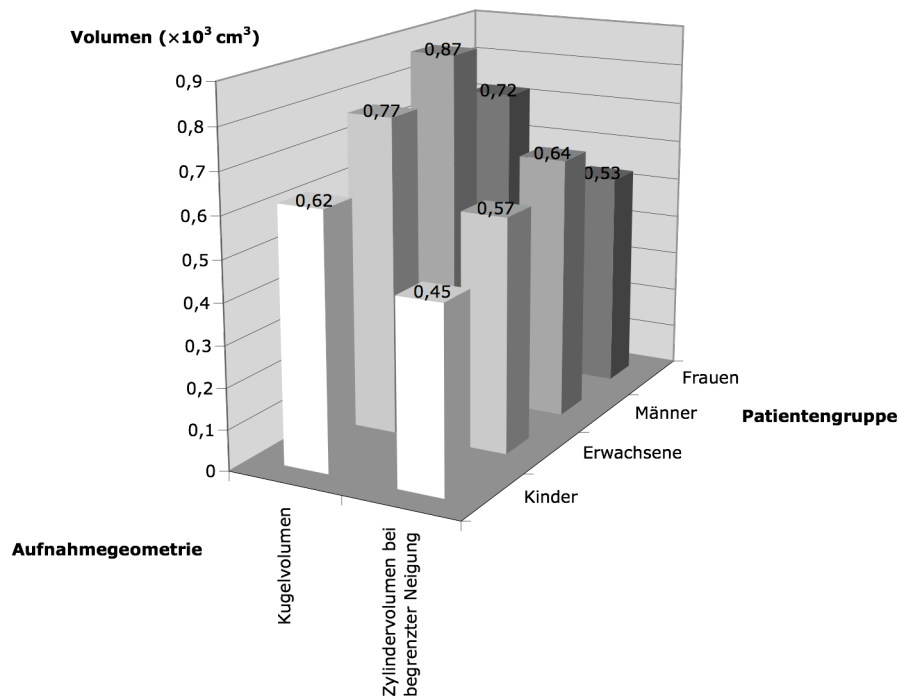


Diagramm 11: Vergleich der Aufnahmevolumina und der Patientengruppen für die oralchirurgische ROI

Für die oralchirurgische ROI ergibt sich für die Kindergruppe gegenüber den Erwachsenen ein um 19,48 % geringeres sphärisches Aufnahmevolumen und ein um 21,05 % geringeres zylindrisches.

Für Frauen ergibt sich gegenüber der Männergruppe ein um 17,24 % geringeres Aufnahmevolumen für die sphärischen und ein um 17,19 % geringeres Volumen für die zylindrischen Aufnahmevolumina.

All diese Unterschiede erweisen sich nach dem Mann-Whitney-U-Test auf einem Signifikanzniveau von  $\alpha = 0,05$  als statistisch signifikant.

### 5.3 Implantologische/dentale Region von Interesse

#### 5.3.1 Kinder

Folgendes Boxplotdiagramm verschafft einen Überblick über die ermittelten Aufnahmevolumina zur Darstellung der implantologischen/dentalen ROI bei der Kindergruppe:

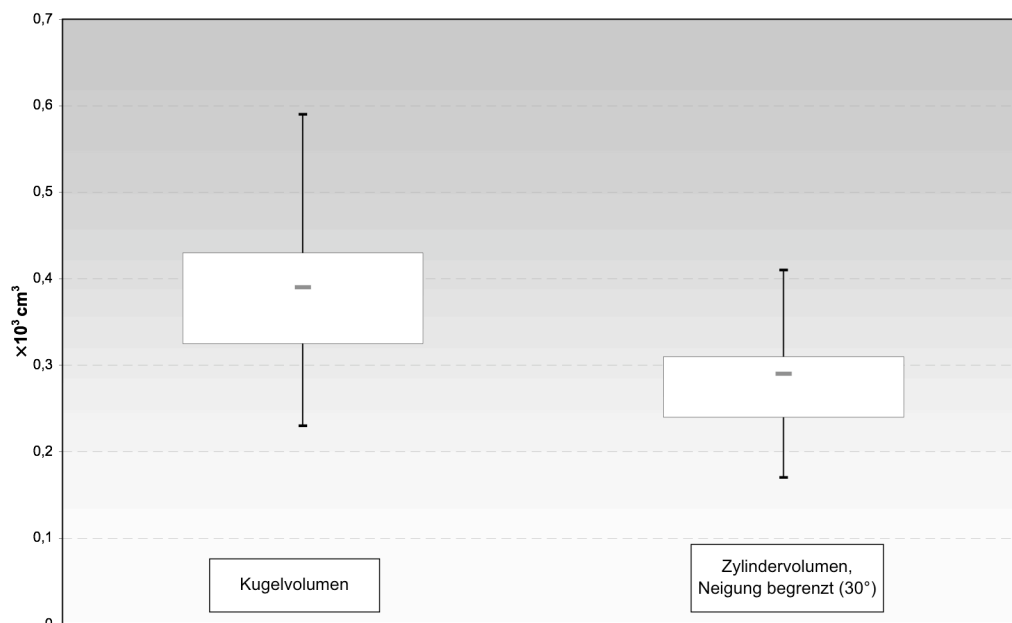


Diagramm 12: Vergleich der ermittelten Aufnahmevolumina zur Darstellung der implantologischen/dentalen ROI für die Kindergruppe

Für die Kindergruppe ergaben sich folgende auf zwei Dezimalen gerundete Mittelwerte, Standardabweichungen und Konfidenzintervalle bezüglich Kugelvolumen und Zylindervolumen für die Zylinder, die in ihrer Neigung bezüglich der Achse Nasion-Spina nasalis anterior auf  $30^\circ$  in antero-posteriorer Richtung begrenzt waren sowie deren Radien beziehungsweise Höhe:

		Kugel	Zylinder, Neigung begrenzt (30°)
Volumen	Mittelwert ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	0,39	0,28
	Standardabweichung ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	0,091	0,064
	Konfidenzintervall untere Grenze ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	0,34	0,24
	Konfidenzintervall obere Grenze ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	0,44	0,32
Radius	Mittelwert (cm)	4,50	4,25
	Standardabweichung (cm)	0,36	0,38
	Konfidenzintervall untere Grenze (cm)	4,29	4,03
	Konfidenzintervall obere Grenze (cm)	4,71	4,47
Höhe	Mittelwert (cm)	---	4,88
	Standardabweichung (cm)	---	0,61
	Konfidenzintervall untere Grenze (cm)	---	4,52
	Konfidenzintervall obere Grenze (cm)	---	5,24

Tabelle 16: Patientengruppe der Kinder: Statistische Auswertung für die implantologische/dentale ROI

Die Ergebnisse zeigen, dass gerade bei kleineren Aufnahmevolumina deren zylindrische Begrenzung einer sphärischen überlegen ist. So genügt für ihre Darstellung bei Kindern in einer zylindrischen Geometrie ein um 28,21 % geringeres Volumen als es bei einem sphärischen Aufnahmevolumen erforderlich wäre. Dieser Unterschied ist nach dem Wilcoxon-Rangsummen-Test auf einem Signifikanzniveau von  $\alpha = 0,05$  statistisch signifikant.

### 5.3.2 Erwachsene

Folgendes Boxplotdiagramm gibt die unterschiedlichen Aufnahmevolumina zur Darstellung der implantologischen/dentalen ROI für die Erwachsenenengruppe wieder:

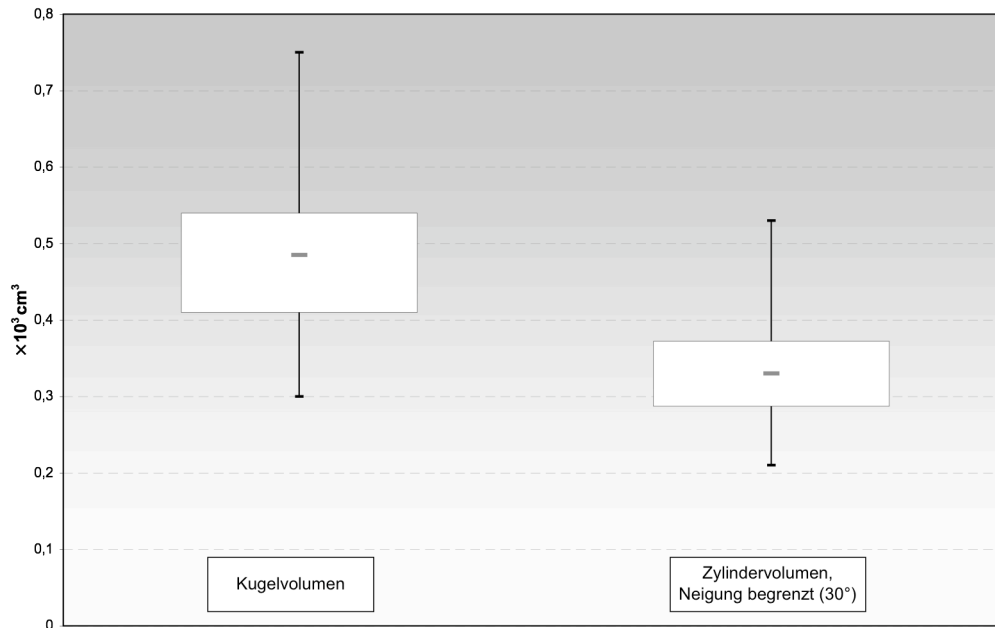


Diagramm 13: Vergleich der ermittelten Aufnahmevolumina zur Darstellung der implantologischen/dentalen ROI für die Erwachsenengruppe

Folgende Tabelle gibt die Mittelwerte, Standardabweichungen und Konfidenzintervalle für die beiden unterschiedlichen Aufnahmevolumina für die Erwachsenengruppe bezüglich der implantologischen/dentalen ROI wieder:

		Kugel	Zylinder, Neigung begrenzt (30°)
Volumen	Mittelwert ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	0,49	0,34
	Standardabweichung ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	0,11	0,072
	Konfidenzintervall untere Grenze ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	0,47	0,32
	Konfidenzintervall obere Grenze ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	0,51	0,35
Radius	Mittelwert (cm)	4,87	4,59
	Standardabweichung (cm)	0,35	0,34
	Konfidenzintervall untere Grenze (cm)	4,79	4,52
	Konfidenzintervall obere Grenze (cm)	4,94	4,67
Höhe	Mittelwert (cm)	---	5,02
	Standardabweichung (cm)	---	0,55
	Konfidenzintervall untere Grenze (cm)	---	4,91
	Konfidenzintervall obere Grenze (cm)	---	5,14

Tabelle 17: Patientengruppe der Erwachsenen: Statistische Auswertung für die implantologische/dentale ROI

Für die Darstellung der implantologischen/dentalen ROI ist bei Erwachsenen unter Verwendung einer zylindrischen Geometrie ein um 30,61 % geringeres Volumen nötig, als eine sphärische Begrenzung es erfordern würde. Dieser Unterschied ist nach dem Wilcoxon-Rangsummen-Test auf einem Signifikanzniveau von  $\alpha = 0,05$  statistisch signifikant.



### 5.3.3 Männer

Folgendes Boxplotdiagramm verschafft einen Überblick über die ermittelten Aufnahmevolumina zur Darstellung der implantologischen/dentalen ROI bei der Männergruppe:

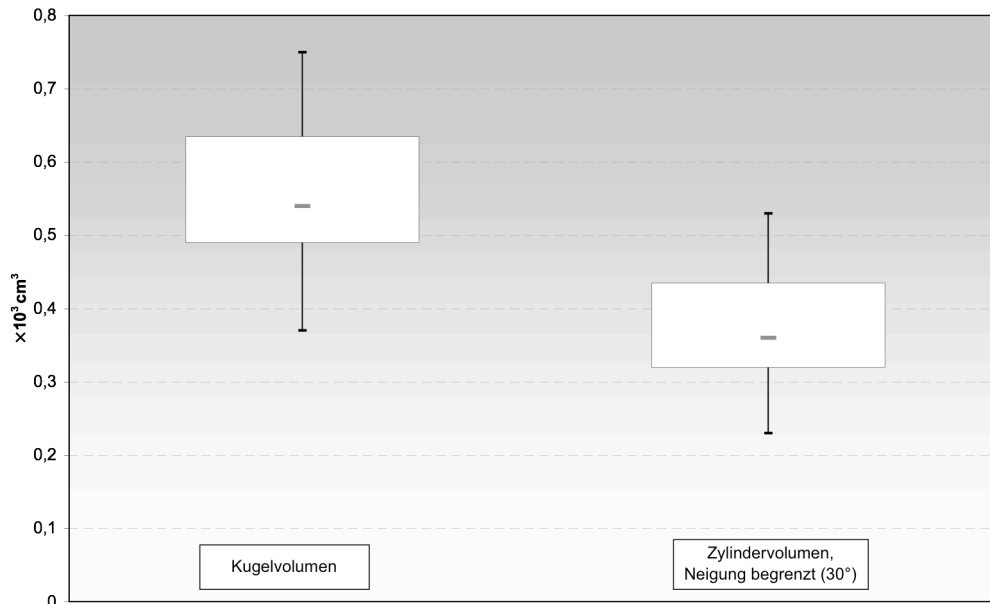


Diagramm 14: Vergleich der ermittelten Aufnahmevolumina zur Darstellung der implantologischen/dentalen ROI für die Männergruppe

Folgende Tabelle zeigt die Ergebnisse der statistischen Auswertung der Einzelergebnisse für die Männergruppe bezüglich der implantologischen/dentalen ROI:

		Kugel	Zylinder, Neigung begrenzt (30°)
Volumen	Mittelwert (×10 <sup>3</sup> cm <sup>3</sup> )	0,55	0,38
	Standardabweichung (×10 <sup>3</sup> cm <sup>3</sup> )	0,10	0,076
	Konfidenzintervall untere Grenze (×10 <sup>3</sup> cm <sup>3</sup> )	0,51	0,35
	Konfidenzintervall obere Grenze (×10 <sup>3</sup> cm <sup>3</sup> )	0,59	0,40
Radius	Mittelwert (cm)	5,07	4,74
	Standardabweichung (cm)	0,32	0,31
	Konfidenzintervall untere Grenze (cm)	4,95	4,63
	Konfidenzintervall obere Grenze (cm)	5,18	4,85
Höhe	Mittelwert (cm)	---	5,31
	Standardabweichung (cm)	---	0,56
	Konfidenzintervall untere Grenze (cm)	---	4,97
	Konfidenzintervall obere Grenze (cm)	---	5,50

Tabelle 18: Männergruppe: Statistische Auswertung für die implantologische/dentale ROI

Für die Darstellung der implantologischen/dentalen Region von Interesse ist bei Männern unter Verwendung einer zylindrischen Geometrie ein um 30,91 % geringeres Volumen nötig, als eine sphärische Begrenzung es erfordern würde. Dieser Unterschied ist nach dem

Wilcoxon-Rangsummen-Test auf einem Signifikanzniveau von  $\alpha = 0,05$  statistisch signifikant.

### 5.3.4 Frauen

Folgendes Boxplotdiagramm gibt die unterschiedlichen Aufnahmevolumina zur Darstellung der implantologischen/dentalen ROI für die Frauengruppe wieder:

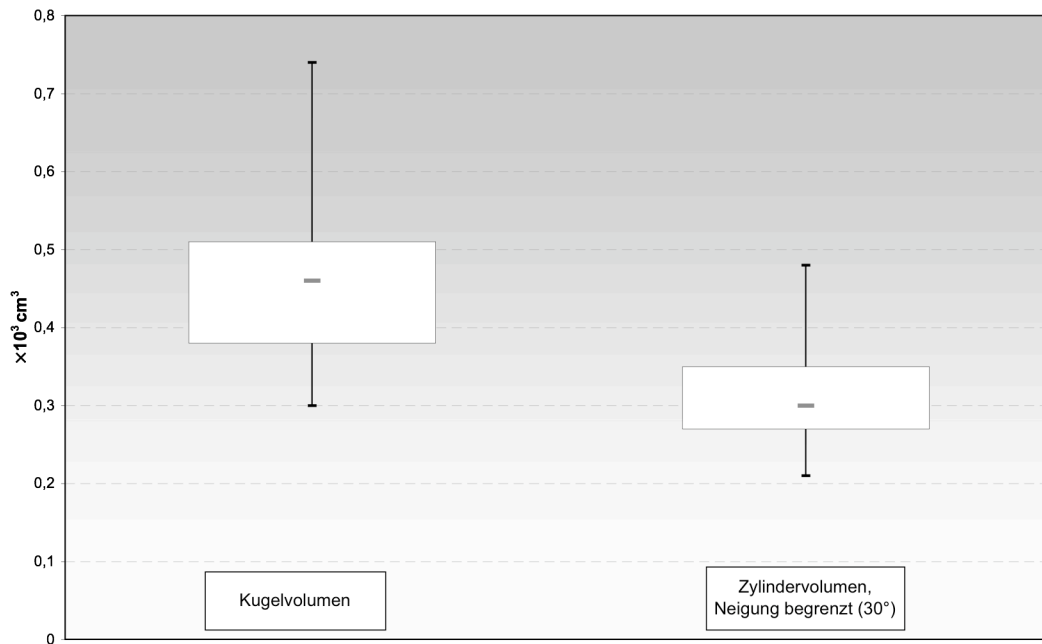


Diagramm 15: Vergleich der ermittelten Aufnahmevolumina zur Darstellung der implantologischen/dentalen ROI für die Frauengruppe

Folgende Tabelle gibt die Mittelwerte, Standardabweichungen und Konfidenzintervalle für die beiden unterschiedlichen Aufnahmevolumina für die Frauengruppe bezüglich der implantologischen/dentalen ROI wieder:

		Kugel	Zylinder, Neigung begrenzt (30°)
Volumen	Mittelwert ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	0,45	0,31
	Standardabweichung ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	0,089	0,056
	Konfidenzintervall untere Grenze ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	0,43	0,30
	Konfidenzintervall obere Grenze ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	0,48	0,33
Radius	Mittelwert (cm)	4,75	4,51
	Standardabweichung (cm)	0,31	0,33
	Konfidenzintervall untere Grenze (cm)	4,67	4,42
	Konfidenzintervall obere Grenze (cm)	4,83	4,60
Höhe	Mittelwert (cm)	---	4,86
	Standardabweichung (cm)	---	0,46
	Konfidenzintervall untere Grenze (cm)	---	4,73
	Konfidenzintervall obere Grenze (cm)	---	4,98

Tabelle 19: Frauengruppe: Statistische Auswertung für die implantologische/dentale ROI

Für die Darstellung der implantologischen/dentalen Region von Interesse in einer zylindrischen Geometrie genügt für Frauen ein um 31,11 % geringeres Volumen als es bei einem sphärischen Aufnahmevolumen erforderlich wäre. Dieser Unterschied ist nach dem Wilcoxon-Rangsummen-Test auf einem Signifikanzniveau von  $\alpha = 0,05$  statistisch signifikant.

### 5.3.5 Vergleich der Aufnahmevolumina für die unterschiedlichen Patientengruppen – implantologische/dentale Region von Interesse

Folgendes Säulendiagramm verschafft einen Überblick über sämtliche Aufnahmegeometrien für die implantologische/dentale Region von Interesse und ermöglicht einen Vergleich der jeweils benötigten Volumina für die einzelnen Patientengruppen:

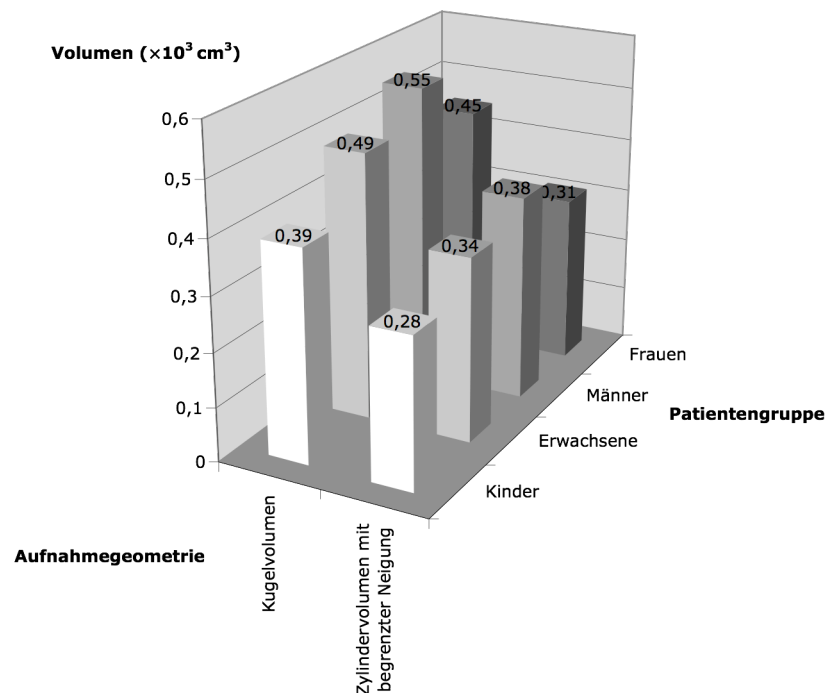


Diagramm 16: Vergleich der Aufnahmevolumina und Patientengruppen für die implantologische/dentale ROI

Für ein auf den dentoalveolären Bereich begrenztes Aufnahmevolumen ergibt sich für Kinder gegenüber den Erwachsenen ein um 20,41 % geringeres benötigtes Volumen für die Kugel und ein um 17,65 % geringeres Volumen für den Zylinder.

## 5. Ergebnisse und Auswertung

---

Für Frauen ergibt sich gegenüber der Männergruppe ein um 18,18 % geringeres Aufnahmevolumen für die sphärischen und ein um 18,42 % geringeres Volumen für die zylindrischen Aufnahmevolumina.

All diese Unterschiede erweisen sich nach dem Mann-Whitney-U-Test auf einem Signifikanzniveau von  $\alpha = 0,05$  als statistisch signifikant.

## 6. Diskussion und Schlussfolgerungen

### 6.1 Digitale Volumentomographie – Indikation und Strahlenschutz

Die digitale Volumentomographie findet zunehmend Anwendung in der zahnmedizinischen Röntgendiagnostik (DULA [26]). Durch die dreidimensionale Darstellung anatomischer Strukturen und teils spezieller Planungssoftware (SCHEIFELE [97]) eröffnen sich neue Möglichkeiten in Diagnostik und Behandlungsplanung oder auch bildgestützter Chirurgie (KAADEN [60]).

Zu den derzeitigen Hauptindikationen der digitalen Volumentomographie zählen nach ARNHEITER [5] Implantatversorgungen (40%), chirurgische Eingriffe (24%) und Analysen des Kiefergelenks (16%), aber auch die Diagnostik impaktierter Zähne sowie kieferorthopädische Fragestellungen.

Doch wie in der einleitenden Übersicht zum Anwendungsspektrum der digitalen Volumentomographie dargestellt, findet diese mittlerweile in fast allen Teilbereichen der Zahnmedizin Anwendung, etwa auch in der Parodontologie oder der konservierenden Zahnheilkunde. So nutzt beispielsweise NAIR [82] diese Technologie zur Visualisierung der Lokalisation, Konfiguration und Länge eines Wurzelkanals oder auch weiterer Kanäle sowie Wurzelfrakturen.

Gerade hier gilt es allerdings immer, das durch die Strahlenbelastung einer Aufnahme bedingte gesundheitliche Risiko für den Patienten sowie den diagnostischen Nutzen abzuwägen. So sollten sich die anhand eines DVT-Scans gewonnenen Informationen tatsächlich entscheidend auf die Therapieplanung für den Patienten auswirken (HOLBERG [51]). Ansonsten erscheint die Anfertigung einer DVT-Aufnahme unter Inkaufnahme der im Vergleich zu konventionellen radiologischen Verfahren erhöhten Strahlenbelastung nicht gerechtfertigt (DULA [26]). Für die Strahlenexposition eines Patienten gilt das ALARA-Prinzip: as low as reasonably achievable (ICRP [56]).

Überdies muss deshalb immer überprüft werden, ob die anhand eines DVT-Scans gewonnene Information nicht auch durch andere den Patienten weniger belastende Untersuchungsmethoden gewonnen werden kann. So mag die digitale Volumentomographie etwa in der Parodontologie zwar zur Darstellung gerade der in der Panoramaschichtaufnahme nicht sichtbaren bukkalen oder lingualen Knochendefekte geeignet sein (MISCH [77]). Dabei

gilt es jedoch zu beachten, dass sich gerade solche Defekte auch klinisch mit Hilfe einer Parodontalsonde sehr genau diagnostizieren und vermessen lassen.

Die einleitende Literaturübersicht zeigt, dass sich gerade diese Risiko-Nutzen-Abwägung für den Patienten aufgrund der unsicheren Datenlage zur Strahlenexposition bei der DVT als besonders schwierig gestaltet. Während sich die Strahlenbelastung des Patienten bei einem Scan mit dem Galileos-System (Fa. Sirona/Bensheim, Deutschland) auf lediglich 29  $\mu\text{Sv}$  zu belaufen scheint (nach John B. Ludlow [143]) liegt dieser Wert für andere DVT-Geräte mit vergleichbarem Aufnahmevolumen wesentlich höher und kann bis zu 846,9  $\mu\text{Sv}$  erreichen (LUDLOW [73]). Es bleibt daher bislang unklar, ob die digitale Volumentomographie hinsichtlich ihrer Strahlenbelastung eher in den Bereich der Panoramaschichtaufnahme oder den der Computertomographie gerückt werden muss.

Ein routinemäßiger Einsatz der digitalen Volumentomographie in der Zahnheilkunde – etwa als Ersatz der Panoramaschichtaufnahme – kann derzeit daher nicht empfohlen werden. Vielmehr bleibt sie bislang gleichsam der Computertomographie besonderen Indikationen vorbehalten, die sich wie in der Literaturübersicht dargestellt vor allem in der Mund-, Kiefer-, Gesichtschirurgie, der Oralchirurgie, der Implantologie sowie der Kieferorthopädie ergeben.

Da die Strahlenexposition des Patienten letztlich immer auch vom belichteten Areal abhängt, sollte das Aufnahmevolumen bei der digitalen Volumentomographie stets optimal eingeblendet werden, um die radiologische Belastung des Patienten möglichst gering zu halten.

Dies wies ISLAM [58] anhand dosimetrischer Untersuchungen bei der Radiotherapie mittels digitaler Volumentomographie nach. Neben der kV-Zahl habe vor allem die Größe des Sichtfeldes einen entscheidenden Einfluss auf die Strahlenbelastung des Patienten.

PALOMO [86] führte an Rando-Phantomen ebenfalls dosimetrische Messungen zur Quantifizierung der Strahlenbelastung unter verschiedenen Aufnahmebedingungen bei der DVT durch. So führe eine Verringerung des Sichtfeldes von 12 Zoll auf 9 Zoll beziehungsweise 6 Zoll Durchmesser zu einer um 5 % beziehungsweise 10 % geringeren Strahlenbelastung des Patienten.

Ziel dieser Studie war es daher, jeweils eine kieferorthopädische/kieferchirurgische, oralchirurgische und implantologische/dentale Region von Interesse für unterschiedliche Personengruppen – Kinder, Erwachsene, Männer und Frauen – hinsichtlich ihrer Größe zu definieren. Dabei sollten zylindrisch und sphärisch begrenzte Aufnahmevolumina miteinander

verglichen sowie Unterschiede in der Größe der für die einzelnen Personengruppen benötigten Volumina aufgezeigt werden.

## **6.2 Methode zur Bestimmung der kieferorthopädischen/ kieferchirurgischen, oralchirurgischen und implantologischen/ dentalen Region von Interesse - Methodenkritik**

### **6.2.1 Methoden zur Vermessung des Schädels**

Die Methoden zur quantitativen Anatomie lassen sich in Kraniometrie und Kephalometrie unterteilen.

Die Kraniometrie ist eine direkte Messmethode, bei der die Maße in situ, also am lebenden oder toten Körperteil mechanisch erfasst werden (HOLBERG [51]). Sie geht auf den niederländischen Anatomen und Maler Petrus CAMPER zurück, der bereits im 18. Jahrhundert wissenschaftliche Messungen an Schädeln vornahm (TRENMOUTH [111]). Dem gegenüber steht die Kephalometrie, bei der die Maße indirekt am Röntgenbild abgenommen werden, das eine Projektion der knöchernen Strukturen darstellt (SEGNER, HASUND [102]). Deren Anfänge gehen auf HOFRATH und BROADBENT [12] zurück. Heute gilt die Kephalometrie als Methode der Wahl in der kieferorthopädischen Diagnostik.

Die Vermessung der Schädel erfolgte auch in dieser Studie anhand einer kephalometrischen Auswertung von Fernröntgenseitenbildern und zugehörigen posterior-anterior-Aufnahmen. Beiden Röntgenaufnahmen wurde ein Koordinatensystem mit selbem Ursprung zugrunde gelegt, so dass die gedachte Überlagerung der Bilder ein dreidimensionales Koordinatensystem lieferte, in dem für die für die jeweilige Region von Interesse maßgeblichen abzubildenden anatomischen Strukturen dreidimensionale Koordinaten bestimmt werden konnten.

Durch Einscannen der zunächst analogen Röntgenbilder wurden digitale Bilddaten erzeugt, deren Vermessung zur Bestimmung der Koordinaten mit Hilfe einer in der Kieferorthopädie gängigen kephalometrischen Software (Diagnose Fix 2001 (Diagnostik Wingberg GmbH, Bahnhofstr. 26, 21614 Buxtehude)) erfolgte.

Diese Methode ließ sich im Vergleich zu direkten Messverfahren mit einem wesentlich geringeren Zeit- und Arbeitsaufwand verwirklichen. Allerdings erschien sie dem Zweck auch

in besonderem Maße angemessen, da sich die zu betrachtenden Regionen von Interesse sehr genau eingrenzen ließen, zumal Messpunkte auch an anatomischen Strukturen festgelegt werden konnten, die direkten Messungen am Lebenden nicht zugänglich sind.

Messfehler sind nicht zuletzt aufgrund mancher nur schwer auszumachender Messpunkte in einigen Bildern möglich. BECKMANN, WINGBERG und HASUND [8] haben nachgewiesen, dass die methodischen Fehler bei der digitalen Auswertung geringer sind als bei der Handmessung. Die kephalometrische Auswertung der Röntgenbilder oblag ein und derselben Person, so dass Ungenauigkeiten durch Betrachterwechsel ausgeschlossen werden können.

### **6.2.2 Patienten**

Es wurden Röntgenbilder von 96 Patienten aus dem Archiv der Poliklinik für Kieferorthopädie der LMU München zur Studie herangezogen. Die Auswahl der Patienten erfolgte nach keinerlei Kriterien. Lediglich die erforderlichen Röntgenaufnahmen sollten bereits vorhanden sein, um niemanden einer nicht medizinisch notwendigen Strahlenbelastung auszusetzen. Daraus ergab sich eine unausgeglichene Verteilung hinsichtlich Erwachsenen und Kindern. Während die Patientengruppe der Erwachsenen 85 Patienten umfasste, ließen sich Röntgenaufnahmen von lediglich 11 Kindern für die Studie heranziehen.

Diese Tatsache warf bezüglich der statistischen Auswertung der Daten für die Kindergruppe Probleme auf, zumal die statistische Power, also die Aussagekraft eines statistischen Tests, bei kleinem Stichprobenumfang gering ist. In diesem Fall, das heißt bei einem Stichprobenumfang von  $n = 11$ , betrug die Wahrscheinlichkeit für einen Fehler zweiter Art 67,8 %. Zudem unterliegt die Altersverteilung in der Kindergruppe einer weiten Streuung von fünf bis vierzehn Jahren. Die Kinder befanden sich also in unterschiedlichen Wachstumsphasen. Die Gruppe erscheint in sich inhomogen. Mögen Unterschiede in den Ergebnissen hinsichtlich der Kindergruppe daher zwar von statistischer Signifikanz sein, muss eine medizinische Relevanz jedoch nicht zwangsläufig gegeben sein.

Aufgrund des sehr geringen Stichprobenumfangs erwies sich im Rahmen der statistischen Auswertung für die Kindergruppe eine Aufschlüsselung der Stichprobe nach Geschlecht, wie sie bei den Erwachsenen erfolgte, außerdem nicht als sinnvoll.



### **6.2.3 Methode zur Bestimmung der minimalen Aufnahmevolumina**

Die anhand der Röntgenbilder bestimmten Punkte zur Beschreibung der jeweiligen Region von Interesse sollten von einem gerade ausreichend großen Zylindervolumen oder einer Kugel umfasst werden. Um die minimalen Kugel- und Zylindervolumina für die jeweiligen Datensätze ermitteln zu können, wurde mithilfe des Programms MATLAB (The MathWorks, Inc./3 Apple Hill Drive, Natick, Massachusetts, USA) eine Optimierungsfunktion je für Kugel und Zylinder beschrieben. Dabei wurde die Funktion für den Zylinder dahingehend eingeschränkt, dass dessen Achse in sagittaler Richtung nicht mehr als 30° von der durch die Punkte Nasion und Spina nasalis anterior definierten Linie abweichen konnte beziehungsweise dessen Boden parallel zum kaudalen Rand des Korpus der Mandibula ausgerichtet sein musste, um Ergebnisse zu erhalten, die in Kongruenz zu den tatsächlichen Möglichkeiten der Positionierung des Patienten in einem DVT-Gerät stehen.

### **6.3 Bewertung der Ergebnisse**

Wie erwähnt wiesen PALOMO [86] und ISLAM [58] nach, dass die Größe des Sichtfeldes bei der DVT einen quantifizierbaren Einfluss auf die Strahlenexposition des Patienten nimmt. Je kleiner das Sichtfeld, desto geringer ist die Strahlenbelastung.

Vor diesem Hintergrund belegen die hier erhobenen Messungen zur Bestimmung der Größe unterschiedlicher in der Zahnheilkunde üblicher Regionen von Interesse und die dargestellten Größenunterschiede die hohe praktische Bedeutung der Notwendigkeit einer exakten Einblendung des Sichtfeldes in Abhängigkeit zur jeweiligen medizinischen Fragestellung und der Anatomie des Patienten.

Folgende Tabelle verschafft einen Überblick über die Messergebnisse dieser Studie:

Patientengruppe	Kugel	Zylinder bei begrenzter Neigung (30°)		Zylinder bei definierter Basis	
	Radius (cm)	Radius (cm)	Höhe (cm)	Radius (cm)	Höhe (cm)
<b>Kieferorthopädische/kieferchirurgische ROI</b>					
Kinder	7,15	6,73	11,01	6,89	10,32
Erwachsene	7,60	7,08	11,33	7,34	10,96
Männer	7,97	7,48	11,79	7,64	11,26
Frauen	7,41	6,89	11,20	7,20	10,41
<b>Oralchirurgische ROI</b>					
Kinder	5,40	5,09	6,29	---	---
Erwachsene	5,74	5,45	6,39	---	---
Männer	6,01	5,69	6,72	---	---
Frauen	5,60	5,33	6,27	---	---
<b>Implantologische/dentale ROI</b>					
Kinder	4,71	4,47	5,24	---	---
Erwachsene	4,94	4,67	5,14	---	---
Männer	5,18	4,85	5,50	---	---
Frauen	4,83	4,60	4,98	---	---

Tabelle 20: Messergebnisse der kephalometrischen Studie zur Bestimmung der Abmessungen unterschiedlicher Regionen von Interesse (Betrachtung der Obergrenzen der 95 %-Konfidenzintervalle)

Die Effekte einer Verringerung der Größe des Sichtfeldes hinsichtlich der Strahlenbelastung lassen sich zwar durch die Messungen in dieser Studie nicht quantifizieren. Hier wären weitere dosimetrische Untersuchungen, beispielsweise mit Hilfe unseren Messergebnissen entsprechenden Voxelmodellen und virtuellen Strahlengängen mittels der Monte-Carlo-Methode (KRAMER [68], ZANKL [124]) erforderlich. Aufgrund unserer Ergebnisse lassen sich jedoch folgende grundsätzliche Aussagen treffen:

## 6.4 Schlussfolgerungen

### 6.4.1 Vergleich der sphärischen und der zylindrischen Aufnahmegeometrie

Die Studie zeigt, dass sich für kieferorthopädische, besonders aber für oralchirurgische und implantologische/dentale Belange in der zahnmedizinischen Diagnostik das zylindrische Aufnahmevolumen bei der digitalen Volumentomographie dem sphärischen als überlegen erweist, da es die jeweilige Region von Interesse durch seine Geometrie besser erfassen kann. Somit sind im Vergleich zum sphärischen Volumen bei einem zylindrischen Sichtfeld geringere Aufnahmevolumina ausreichend, um alle gewünschten Strukturen abzubilden.

Dies legt eine geringere Strahlenbelastung des Patienten bei Abbildung in der zylindrischen Geometrie nahe. Die zylindrische Aufnahmegeometrie sollte bei der Wahl eines geeigneten Sichtfeldes also bevorzugt werden.

Der Vorteil einer zylindrischen Geometrie lässt sich vor allem bei den kleineren, auf den Kieferbereich beschränkten Regionen von Interesse besonders deutlich erkennen: Für die Darstellung der implantologischen/dentalen Region von Interesse etwa wäre bei Erwachsenen unter Verwendung einer zylindrischen Geometrie bei Betrachtung der Obergrenzen der 95 %-Konfidenzintervalle ein um 31,37 % geringeres Volumen nötig, als eine sphärische Begrenzung es erfordern würde. Diesen Sachverhalt gibt auch folgende Tabelle wieder:

Region von Interesse	Patientengruppe	Zylinder bei begrenzter Neigung (30°)			Kugel		Zylindervolumen als prozentualer Anteil des Kugelvolumens
		Radius (cm)	Höhe (cm)	Volumen ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	Radius (cm)	Volumen ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	
Kieferorthopädische ROI	Kinder	6,73	11,01	1,47	7,15	1,54	95,45
	Erwachsene	7,08	11,33	1,75	7,60	1,85	94,59
	Männer	7,48	11,79	2,02	7,97	2,13	94,84
	Frauen	6,89	11,20	1,61	7,41	1,71	94,15
Oralchirurgische ROI	Kinder	5,09	6,29	0,49	5,40	0,66	74,24
	Erwachsene	5,45	6,39	0,59	5,74	0,80	73,75
	Männer	5,69	6,72	0,67	6,01	0,91	73,63
	Frauen	5,33	6,27	0,55	5,60	0,74	74,32
Implantologische/dentale ROI	Kinder	4,47	5,24	0,32	4,71	0,44	72,73
	Erwachsene	4,67	5,14	0,35	4,94	0,51	68,63
	Männer	4,85	5,50	0,40	5,18	0,59	67,80
	Frauen	4,60	4,98	0,33	4,83	0,48	68,75

Tabelle 21: Vergleich der zylindrischen und der sphärischen Aufnahmegeometrie für die einzelnen Regionen von Interesse (Betrachtung der Obergrenzen der 95 %-Konfidenzintervalle)

Jedoch bieten viele der derzeit gängigen DVT-Systeme entgegen den Ergebnissen dieser Studie sphärisch begrenzte Sichtfelder, darunter etwa das DVT 9000 und seine Nachfolger-Modelle NewTom 3G-9, NewTom 3G-MF9 und NewTom 3G-MF12 (Fa. Quantitative Radiology/Verona, Italien) sowie das CB Mercuray-System (Fa. Hitachi/Tokyo, Japan) oder der Galileos-Volumentomograph (Fa. Sirona/Bensheim, Deutschland).

Dabei gilt es zudem zu beachten, dass deren Sichtfelder für die hier betrachteten Regionen von Interesse teils ungeeignet erscheinen, zumal sie sich in ihrer Größe verglichen mit den in dieser Studie gewonnenen Ergebnissen (bei Betrachtung der Obergrenzen der 95 %-Konfidenzintervalle) gerade für die kieferorthopädische/kieferchirurgische ROI eher als zu

klein, für andere Zwecke allerdings wiederum als zu groß erweisen. Beispielshalber sei auf das Galileos-System verwiesen: Dessen Sichtfeld mit einem Radius von 7,50 cm erscheint zwar für die Darstellung der von uns definierten kieferorthopädischen ROI eines Kindes mit einem Radius von 7,15 cm als gerade ausreichend. Für die Darstellung der entsprechenden ROI beim Erwachsenen mit einem Radius von 7,60 cm erweist sich dieses Sichtfeld jedoch als zu klein. Dies kann gerade im Bereich der Kiefergelenke zu unvollständigen Darstellungen im DVT-Scan führen, so dass sich diese anatomischen Strukturen anhand des Datensatzes letztlich nicht beurteilen lassen.

Dabei gilt es außerdem zu beachten, dass mit möglichen Positionierungsfehlern des Patienten im digitalen Volumentomographen zu rechnen ist und für die ermittelten Regionen von Interesse schließlich entsprechende Zugaben für Radius beziehungsweise Zylinderhöhe gemacht werden müssen, um die gewünschte Region von Interesse dennoch vollständig abbilden zu können.

Nach LI et al. [70] ergibt sich die Notwendigkeit solcher Zugaben aus tatsächlichen Positionierungsfehlern des Patienten im Gerät, der Möglichkeit anatomischer Varianten beim Patienten und damit entsprechender Abweichungen seiner Schädelgröße von den hier ermittelten Mittelwerten beziehungsweise Obergrenzen der 95 %-Konfidenzintervalle, sowie der Tatsache, dass man während der Untersuchungszeit trotz Aufbisshilfe oder ähnlichem nicht von einer vollständigen Immobilisierung des Patienten im Gerät ausgehen darf.

LI et al. [70] verglichen im Rahmen einer Studie mit Rando-Phantomen in liegender Position unterschiedliche Immobilisierungstechniken und kamen für die digitale Volumentomographie zu Positionierungsfehlern von durchschnittlich 0,33-0,55 cm in anteroposteriorer Richtung, 0,28-0,57 cm in superoinferiorer Richtung und 0,26-0,45 cm für die seitliche Abweichung.

Zugaben in mindestens dieser Größenordnung erscheinen auch für die im Rahmen dieser Studie ermittelten Aufnahmevolumina als sinnvoll. Dies verschärft die Problematik zu knapp bemessener Sichtfeldbegrenzungen also zusätzlich.

Daher gilt es bei Betrachtung der entsprechend unserer Ergebnisse zu bevorzugenden DVT-Systeme mit zylindrischem Aufnahmevolumen wiederum, genau auf die Größe der Sichtfeldbegrenzungen der einzelnen Systeme zu achten.

So mag das Iluma-System (Fa. Kodak/Rochester, USA) zwar über ein ausreichend großes Sichtfeld zur Abbildung der hier definierten kieferorthopädischen/kieferchirurgischen ROI für alle Patientengruppen verfügen. Dieses Sichtfeld mit einem Radius von 12 cm und einer Höhe von 19 cm erweist sich im Vergleich zu den hier bestimmten Größen jedoch als derart

großzügig bemessen, dass von einer unnötigen Strahlenbelastung des Patienten auszugehen ist. Ähnlich verhält es sich bei den maximal einstellbaren Sichtfeldern der baugleichen Geräte KaVo 3D eXam (Fa. KaVo/Biberach, Deutschland) und Next Generation i-Cat (Fa. Imaging Sciences International/Hatfield, USA) mit einem Radius von 11,50 cm und einer Höhe von 17 cm. Derartige Sichtfeldbegrenzungen erscheinen nicht gerechtfertigt, wenn sich nach den Ergebnissen in dieser Studie die kieferorthopädische/kieferchirurgische ROI bei einem Erwachsenen offensichtlich durch ein Zylindervolumen von 7,08 cm Radius und 11,33 cm Höhe erfassen lässt (Betrachtung der Obergrenzen der 95 %-Konfidenzintervalle). Der Vorteil der zylindrischen Geometrie ist somit nur bei Berücksichtigung einer exakten Einblendung der jeweiligen Region von Interesse gegeben.

Dabei führt nicht nur die Minimierung des Sichtfeldes allein zu einer Verringerung der radiologischen Belastung. Es lassen sich durch die exakte Begrenzung des Sichtfeldes gegebenenfalls auch besonders strahlensensible Organe wie etwa die Schilddrüse vor einer direkten Strahlenexposition bewahren.

In dieser Hinsicht kommt gerade dem zylindrischen Aufnahmevolumen eine besondere Bedeutung zu, wenn man die Positionierung des Patienten im DVT-System bedenkt. Es stellt sich wesentlich einfacher dar, das zylindrische Sichtfeld nach dem kaudalen Rand des Unterkieferkorpus auszurichten als das sphärische Volumen in seiner Lage optimal festzulegen. So kann auch die direkte Strahlenexposition der Schilddrüse vermieden werden, was sich letztlich günstig auf die effektive Dosis auswirkt. Dies ist für das sphärische Volumen nicht ohne weiteres zu erreichen. Entsprechend lässt sich bei Begrenzung des Sichtfeldes auf die oralchirurgische oder dentale Region von Interesse auch eine direkte Strahlenexposition des Auges vermeiden. Ionisierende Strahlung schädigt die Augenlinse und kann zur Entstehung eines Katarakts beitragen.

#### **6.4.2 Vergleich der Patientengruppen**

Der Vergleich der verschiedenen Patientengruppen zeigt, dass sich die jeweils benötigten Aufnahmevolumina für Kinder und Erwachsene beziehungsweise Männer und Frauen signifikant in ihrer Größe unterscheiden (Mann-Whitney-U-Test, Signifikanzniveau  $\alpha = 0,05$ ).

Die genaue Größe einer Region von Interesse hängt also von Alter und Geschlecht des jeweiligen Patienten ab. Daher sollten Aufnahmevolumina nicht standardisierten Richtwerten entsprechen, sondern möglichst individuell angepasst werden können, um eine unnötige zusätzliche Strahlenexposition der Patienten zu vermeiden. Dies ist vor allem bei der Untersuchung von Kindern von Bedeutung, für die bei allen Fragestellungen ein deutlich kleineres Aufnahmevolumen benötigt wird.

Während sich jedoch bei jedem derzeit verfügbaren DVT-System die Aufnahmeparameter bezüglich kV- und mA-Zahl patientenspezifisch einstellen lassen, teils sogar individuell in Schritten von 1 kV und 0,1 mA (1'2'3'-on, Fa. orangedental/Biberach, Deutschland), bieten bisher nur wenige DVT-Systeme Wahlmöglichkeiten zwischen unterschiedlichen Sichtfeldbegrenzungen in der Art, dass sich die Anatomie und damit Alter und Geschlecht des Patienten berücksichtigen ließen: Beispielhaft sei das neue i-CAT-System genannt, bei dem sich die Höhe des zylindrischen Sichtfeldes bei einem konstanten Radius von 8 cm zwischen 4 cm und 13 cm variieren lässt.

### 6.4.3 Vergleich der unterschiedlichen Regionen von Interesse

Die Ergebnisse der statistischen Auswertung zeigen letztlich, dass sich in Abhängigkeit von der jeweiligen diagnostischen Fragestellung Regionen von Interesse und damit Aufnahmevolumina ergeben, die sich in ihrer Größe sehr deutlich unterscheiden, wie folgende Tabelle verdeutlicht:

Aufnahme- geometrie	Patienten- gruppe	Kieferortho- pädische ROI	Oralchirur- gische ROI	Oral. ROI als prozent. Anteil der KFO ROI	Implantolo- gische ROI	Implant. ROI als prozent. Anteil der KFO ROI
Kugelvolumen	Kinder	1,54	0,66	<b>42,86</b>	0,44	<b>28,57</b>
	Erwachsene	1,85	0,80	<b>43,24</b>	0,51	<b>27,56</b>
	Männer	2,13	0,91	<b>42,72</b>	0,59	<b>27,70</b>
	Frauen	1,71	0,74	<b>43,27</b>	0,48	<b>28,07</b>
Zylindervolumen bei begrenzter Neigung	Kinder	1,47	0,49	<b>33,33</b>	0,32	<b>21,77</b>
	Erwachsene	1,75	0,59	<b>33,71</b>	0,35	<b>20,00</b>
	Männer	2,02	0,67	<b>33,17</b>	0,40	<b>19,80</b>
	Frauen	1,61	0,55	<b>34,16</b>	0,33	<b>20,50</b>

Tabelle 22: Vergleich der unterschiedlichen Aufnahmevolumina (Obergrenzen der 95%-Konfidenzintervalle);  
Angaben in  $\times 10^3 \text{ cm}^3$

Greift man beispielsweise die Erwachsenengruppe heraus und betrachtet für diese das zylindrische Aufnahmevolumen, so zeigt sich, dass dieses für implantologische Zwecke lediglich einem Fünftel des kieferorthopädischen Sichtfeldes entspricht. Auch das chirurgische Aufnahmevolumen beträgt nur ein Drittel dieses Wertes.

Konsequenterweise sollte also gerade vor dem Hintergrund der Strahlenbelastung des Patienten die Region von Interesse bereits vor der Untersuchung mittels einer digitalen Volumentomographie möglichst genau festgelegt werden. Entsprechend muss dann ein passendes Sichtfeld gewählt werden, dass die gewünschten anatomischen Bereiche erfasst und darstellt, ohne dabei darüber hinaus reichende Strukturen abzubilden und den Patienten einer zusätzlichen Strahlenbelastung auszusetzen.

Dies ist von weit reichender praktischer Bedeutung, da bisher wiederum nur wenige Volumentomographen die Möglichkeit unterschiedlicher Sichtfeldbegrenzungen in dem Sinne bieten, dass damit möglichst viele verschiedene Regionen von Interesse jeweils möglichst exakt erfasst werden könnten.

Möglich erscheint dies bei den Geräten CB Mercuray (Fa. Hitachi/Tokyo, Japan) und NewTom 3G-MF12 (Fa. Quantitative Radiology/Verona, Italien) mit sphärischen Aufnahmevolumina unterschiedlicher Größen sowie beim Next Generation i-CAT (Fa. Imaging Sciences International/Hatfield, USA) und dem baugleichen KaVo 3D eXam (Fa. KaVo/Biberach, Deutschland).

Es gilt daher schon bei der Anschaffung eines entsprechenden Geräts für den Zahnarzt zu erwägen, welche Region von Interesse in der Regel aufgenommen und betrachtet werden soll.

#### **6.4.4 Empfehlung geeigneter DVT-Systeme in Abhängigkeit zur jeweiligen Region von Interesse**

Bei vergleichender Betrachtung der Messergebnisse mit den Aufnahmevolumina der derzeit gängigen DVT-Systeme wird deutlich, dass nicht alle der sich auf dem Markt befindlichen Geräte auch allen Anforderungen der zahnmedizinischen Diagnostik entsprechen. Viele Geräte eignen sich vielmehr nur für bestimmte Fragestellungen.

So sollte der Arzt oder Zahnarzt schon bei der Wahl eines geeigneten digitalen Volumentomographen stets das für seine Zwecke benötigte Sichtfeld beachten. Folgende

## 6. Diskussion und Schlussfolgerungen

Tabelle verschafft einen Überblick über die Aufnahmevolumente der sich derzeit auf dem Markt befindlichen DVT-Systeme und ihre Einsatzbereiche entsprechend den hier ermittelten Abmessungen für die kieferorthopädische/kieferchirurgische, oralchirurgische und implantologische/dentale Region von Interesse:

DVT-System	Aufnahmevolument	geeignet für kieferorthopädische/kieferchirurgische ROI	geeignet für oralchirurgische ROI	geeignet für implantologische/dentale ROI
<b>1'2'3'-on</b> (Fa. orangedental/Biberach, Deutschland)	12 cm ø x 7 cm H	---	✓	✓
<b>3D Accuitomo FDP</b> (Fa. J. Morita Mfg. Corp./Kyoto, Japan)	4 cm ø x 4 cm H 6 cm ø x 6 cm H	---	---	---
<b>CB MercuRay</b> (Fa. Hitachi/Tokyo, Japan)	Kugel ø 6" Kugel ø 9" Kugel ø 12"	✓	✓	✓
<b>Galileos</b> (Fa. Sirona/Bensheim, Deutschland)	Kugel ø 15 cm	---	✓	---
<b>Classic i-CAT</b> (Fa. Imaging Sciences International/Hatfield, USA)	16 cm ø x 13 cm H 16 cm ø x 22 cm H	✓	---	---
<b>Next Generation i-CAT</b> (Fa. Imaging Sciences International/Hatfield, USA)	16 cm ø x 4/6/8/10/13 cm H 23 cm ø x 17 cm H	✓	✓	---
<b>Iluma</b> (Fa. Kodak/Rochester, USA)	24 cm ø x 19 cm H	✓	---	---
<b>KaVo 3D eXam</b> (Fa. KaVo/Biberach, Deutschland)	16 cm ø x 13 cm H 8 cm ø x 8 cm H 23 cm ø x 17 cm H	✓	✓	✓
<b>NewTom 3G-9</b> (Fa. Quantitative Radiology/Verona, Italien)	Kugel ø 15 cm	---	✓	---
<b>NewTom 3G-MF12</b> (Fa. Quantitative Radiology/Verona, Italien)	Kugel ø 10 cm Kugel ø 15 cm Kugel ø 20 cm	✓	✓	✓
<b>NewTom 3G-MF9</b> (Fa. Quantitative Radiology/Verona, Italien)	Kugel ø 10 cm Kugel ø 15 cm	---	✓	✓
<b>NewTom FP</b> (Fa. Quantitative Radiology/Verona, Italien)	16 cm ø x 12 cm H	✓	---	---
<b>NewTom QR-DVT 9000</b> (Fa. Quantitative Radiology/Verona, Italien)	15 cm ø x 15 cm H	✓	✓	---
<b>NewTom VG</b> (Fa. Quantitative Radiology/Verona, Italien)	14 cm ø x 10 cm H	---	✓	---
<b>Picasso Master</b> (Fa. e-woo/Korea)	20 cm ø x 19 cm H 20 cm ø x 15 cm H	✓	---	---
<b>Picasso Pro Dental CT</b> (Fa. e-woo/Korea)	12 cm ø x 7 cm H	---	✓	✓
<b>Picasso trio CT</b> (Fa. e-woo/Korea)	12 cm ø x 7 cm H 8 cm ø x 5 cm H	---	✓	✓
<b>ProMax 3D</b> (Fa. Planmeca/Helsinki, Finnland)	8 cm ø x 8 cm H 8 cm ø x 5 cm H 4 cm ø x 5 cm H	---	---	✓
<b>Scanora 3D</b> (Fa. Soredex/Tuusula, Finnland)	6 cm ø x 6 cm H 10 cm ø x 7,5 cm H 14,5 cm ø x 7,5 cm H	---	✓	✓
<b>VeraViewEpocs 3D</b> (Fa. J. Morita Mfg. Corp./Kyoto, Japan)	4 cm ø x 4 cm H 4 cm ø x 8 cm H 8 cm ø x 8 cm H	---	---	✓

Tabelle 23: Übersicht zu den Sichtfeldern der gängigen DVT-Systeme



Aufgrund der Größe ihres Sichtfeldes erscheinen derzeit die Systeme CB MercuRay (Fa. Hitachi/Tokyo, Japan), DVT 9000 (Fa. Quantitative Radiology/Verona, Italien), NewTom 3G (Fa. Quantitative Radiology/Verona, Italien), NewTom FP (Fa. Quantitative Radiology/Verona, Italien), KaVo 3D eXam (Fa. KaVo/Biberach, Deutschland), i-CAT (Fa. Imaging Sciences International/Hatfield, USA), Picasso Master (Fa. e-woo/Korea), Iluma (Fa. Kodak/Rochester, USA) und bedingt auch das Galileos-System (Fa. Sirona/Bensheim, Deutschland) für die Darstellung der hier bestimmten kieferorthopädischen/kieferchirurgischen ROI geeignet.

Für oralchirurgische Scans eignen sich vor allem die Systeme 1'2'3'-on (Fa. orangedental/Biberach, Deutschland), CB MercuRay (Fa. Hitachi/Tokyo, Japan), das Galileos-System (Fa. Sirona/Bensheim, Deutschland), KaVo 3D eXam (Fa. KaVo/Biberach, Deutschland), i-CAT (Fa. Imaging Sciences International/Hatfield, USA), NewTom 3G (Fa. Quantitative Radiology/Verona, Italien), Picasso Pro (Fa. e-woo/Korea), Picasso trio (Fa. e-woo/Korea) und Scanora 3D (Fa. Soredex/Tuusula, Finnland). Ihre Aufnahmevolumina kommen den hier ermittelten Regionen von Interesse am nächsten.

Für dentale Zwecke und die Implantologie besonders geeignet erscheinen die Systeme 1'2'3'-on DVT-System (Fa. orangedental/Biberach, Deutschland), CB MercuRay (Fa. Hitachi/Tokyo, Japan), KaVo 3D eXam (Fa. KaVo/Biberach, Deutschland), NewTom 3G (Fa. Quantitative Radiology/Verona, Italien), Picasso Pro und Picasso trio (Fa. e-woo/Korea), ProMax 3D (Fa. Planmeca/Helsinki, Finnland), Scanora 3D (Fa. Soredex/Tuusula, Finnland) und VeraViewEpocs 3D (Fa. J. Morita Mfg. Corp./Kyoto, Japan), die kleinere Sichtfelder bieten, welche in ihren Abmessungen ebenfalls annähernd den Messergebnissen dieser Studie entsprechen.

## **6.5 Ausblick**

Wie eingangs erwähnt, erscheinen die derzeit gängigen DVT-Geräte noch nicht für einen routinemäßigen Einsatz in der Zahnheilkunde oder gar den Ersatz der klassischen Panoramaschichtaufnahme geeignet. Dies ist vor allem durch ihre im Vergleich zur Panoramaschichtaufnahme doch teils noch erheblich höhere Strahlenbelastung des Patienten bedingt. Hinzu tritt allerdings auch die aufgezeigte noch mangelnde Flexibilität hinsichtlich der Sichtfeldbegrenzung. Nur ein Gerät mit der Möglichkeit unterschiedlich einblendbarer Sichtfelder zur Berücksichtigung verschiedener Regionen von Interesse, aber auch verschiedener Patientengruppen und deren Anatomien könnte bei entsprechender Reduktion

der Strahlenbelastung unter Erhalt einer ausreichenden Bildqualität künftig routinemäßig in der Zahnheilkunde eingesetzt werden.

Idealerweise müsste sich das Sichtfeld individuell an die Anatomie des jeweiligen Patienten anpassen lassen. Zu diesem Zwecke könnte etwa die in dieser Studie verwendete Methode zur Definition einer minimalen Begrenzung der gewünschten Region von Interesse genutzt werden. Die Software des jeweiligen DVT-Systems müsste lediglich um einige Funktionen zur kephalometrischen Auswertung sowie der mathematischen Optimierung des Sichtfeldes erweitert werden. Da bei einem DVT-Scan in der Regel ohnehin zwei Vorschaubilder erstellt werden, könnten diese – vorausgesetzt, die Aufnahmen erfolgten in zwei Ebenen – zu einer kurzen kephalometrischen Auswertung am PC herangezogen werden, das heißt, der Behandler müsste die abzubildende Region von Interesse zunächst über die Markierung einiger anatomischer Punkte in den Aufnahmen definieren. Eine entsprechende Software müsste dann mittels einer Optimierung die Abmessungen eines geeigneten minimalen Sichtfeldes vorgeben, nach dem sich letztlich die erforderliche Einblendung wählen ließe.

## 7. Zusammenfassung

Im Rahmen dieser Studie sollte das minimal erforderliche Aufnahmevolumen bei der digitalen Volumentomographie bestimmt werden, so dass der erhaltene Datensatz für kieferorthopädische/kieferchirurgische Zwecke anwendbar sei. Darüber hinaus sollten eine oralchirurgische und eine implantologische/dentale Region von Interesse definiert werden.

Es wurden Fernröntgenseitenbilder und posterior-anterior-/Clementsitsch-Aufnahmen von 96 Patienten der Poliklinik für Kieferorthopädie der LMU München, darunter 11 Kinder (<15 Jahre) und 85 Erwachsene ( $\geq 15$  Jahre), davon 54 Frauen und 31 Männer, mithilfe eines kephalometrischen Computerprogramms digital vermessen.

Die einzelnen Regionen von Interesse wurden über jeweilige Schlüsselstrukturen definiert und begrenzt. Für diese Punkte wurden dreidimensionale kartesische Koordinaten bestimmt. Mithilfe einer Optimierungssoftware und Beschreibung entsprechender Funktionen wurden dann die minimalen Kugel- und Zylindervolumina bestimmt, die diese Punkte gerade umfassen.

Nach statistischer Auswertung unserer Ergebnisse kamen wir für die einzelnen Regionen von Interesse je nach Aufnahmegeometrie zu folgenden Abmessungen:

Patientengruppe	Kugel	Zylinder bei begrenzter Neigung (30°)		Zylinder bei definierter Basis	
	Radius (cm)	Radius (cm)	Höhe (cm)	Radius (cm)	Höhe (cm)
<b>Kieferorthopädische/kieferchirurgische ROI</b>					
Kinder	7,15	6,73	11,01	6,89	10,32
Erwachsene	7,60	7,08	11,33	7,34	10,96
Männer	7,97	7,48	11,79	7,64	11,26
Frauen	7,41	6,89	11,20	7,20	10,41
<b>Oralchirurgische ROI</b>					
Kinder	5,40	5,09	6,29	---	---
Erwachsene	5,74	5,45	6,39	---	---
Männer	6,01	5,69	6,72	---	---
Frauen	5,60	5,33	6,27	---	---
<b>Implantologische/dentale ROI</b>					
Kinder	4,71	4,47	5,24	---	---
Erwachsene	4,94	4,67	5,14	---	---
Männer	5,18	4,85	5,50	---	---
Frauen	4,83	4,60	4,98	---	---

Tabelle 24: Obergrenzen der 95 %-Konfidenzintervalle für die kieferorthopädische/kieferchirurgische, oralchirurgische und implantologische/dentale ROI

Die Ergebnisse zeigen, dass die Geometrie des Zylinders die jeweilige Region von Interesse exakter abzubilden scheint als die der Kugel. Hier sind stets kleinere Aufnahmevolumina

ausreichend. Der Zylinder erweist sich daher im Hinblick auf die Strahlenbelastung als günstigere Aufnahmegeometrie, wenn sich dieser Effekt anhand dieser Messungen allerdings auch nicht quantifizieren lässt.

Es zeigten sich außerdem statistisch signifikante Unterschiede in den Größen der für die einzelnen Patientengruppen benötigten Aufnahmevolumina. Ein solches hängt in seiner Größe von Alter und Geschlecht des jeweiligen Patienten ab sowie der betrachteten Region von Interesse.

Daher sollten Aufnahmevolumina nicht standardisierten Richtwerten entsprechen, sondern möglichst individuell und entsprechend der medizinischen Fragestellung angepasst werden können, um eine unnötige zusätzliche Strahlenexposition der Patienten zu vermeiden.

Der behandelnde Arzt oder Zahnarzt hat bei der Wahl eines seinen Zwecken entsprechenden DVT-Gerätes deshalb besonderen Wert auf die Größe des Sichtfeldes zu legen. Die Ergebnisse zeigen, dass nicht alle derzeit erhältlichen digitalen Volumentomographen auch tatsächlich für jede Fragestellung geeignet erscheinen.

## 8. Literaturverzeichnis

1. Almog DM, LaMar J, LaMar FR, LaMar F: Cone beam computerized tomography-based dental imaging for implant planning and surgical guidance, Part 1: Single implant in the mandibular molar region. *The Journal of oral implantology* 32, 77-81 (2006)
2. Ambrose J: Computerized transverse axial scanning (tomography). 2. Clinical application. *Br J Radiol* 46, 1023-1047 (1973)
3. Arai Y, Tammsalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K: Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dento maxillo facial radiology* 28, 245-248 (1999)
4. Aranyarachkul P, Caruso J, Gantes B, Schulz E, Riggs M, Dus I, Yamada JM, Crigger M: Bone density assessments of dental implant sites: 2. Quantitative cone-beam computerized tomography. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 20, 416-424 (2005)
5. Arnheiter C, Scarfe, William C., Farman, Allan G.: Trends in maxillofacial cone-beam computed tomography usage. *Oral Radiol* 22, 80-85 (2006)
6. Baba R, Ueda K, Okabe M: Using a flat-panel detector in high resolution cone beam CT for dental imaging. *Dento maxillo facial radiology* 33, 285-290 (2004)
7. Baumrind S, Carlson S, Beers A, Curry S, Norris K, Boyd RL: Using three-dimensional imaging to assess treatment outcomes in orthodontics: a progress report from the University of the Pacific. *Orthodontics & craniofacial research* 6 Suppl 1, 132-142 (2003)
8. Beckmann G, Wingberg, J., Hasund, A.: Computerunterstützte Kephalemetrie in der Bergen-Technik. *Fortschritte der Kieferorthopädie* 44, 359 (1983)
9. Bethge K, Walter, G., Wiedemann, B.: *Kernphysik*. Springer 3. Auflage, (2008)
10. Björk A, Helm, S.: Prediction of the age of maximum puberal growth in body height. *The Angle orthodontist* 37, 134 (1967)
11. Brix G, Nagel HD, Stamm G, Veit R, Lechel U, Griebel J, Galanski M: Radiation exposure in multi-slice versus single-slice spiral CT: results of a nationwide survey. *European radiology* 13, 1979-1991 (2003)
12. Broadbent BH: A new x-ray technique and its application. *The Angle orthodontist* 1, 183 (1931)

13. Bundesministerium der Justiz: Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen (Röntgenverordnung - RöV). online: [http://www.gesetze-im-internetde/r\\_v\\_1987/indexhtml](http://www.gesetze-im-internetde/r_v_1987/indexhtml) (Stand: Neugefasst durch Bek. v. 30. 4.2003 I 604)
14. Bundesministerium für Umwelt NuR: Berechnung von Organdosen und Dosisverteilungen bei externer und interner Exposition mit Hilfe von Strahlentransportrechnungen in Voxelmodellen. Bonn (2006)
15. Cevidanes 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)
16. Closmann JJ, Schmidt BL: The use of cone beam computed tomography as an aid in evaluating and treatment planning for mandibular cancer. *J Oral Maxillofac Surg* 65, 766-771 (2007)
17. 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)
18. Cohenca N, Simon JH, Roges R, Morag Y, Malfaz JM: Clinical indications for digital imaging in dento-alveolar trauma. Part 1: traumatic injuries. *Dent Traumatol* 23, 95-104 (2007)
19. Cohnen M, Kemper J, Mobes O, Pawelzik J, Modder U: Radiation dose in dental radiology. *European radiology* 12, 634-637 (2002)
20. Cormack AM: Representation of a Function by its Line Integrals, with Some Radiological Applications. *J Appl Phys* 34, (1963)
21. Cormack AM: Representation of a Function by its Line Integrals, with Some Radiological Applications II. *J Appl Phys* 35, (1964)
22. Danforth RA, Clark DE: Effective dose from radiation absorbed during a panoramic examination with a new generation machine. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics* 89, 236-243 (2000)
23. Danforth RA, Peck J, Hall P: Cone beam volume tomography: an imaging option for diagnosis of complex mandibular third molar anatomical relationships. *Journal of the California Dental Association* 31, 847-852 (2003)
24. Draenert FG, Copenrath E, Herzog P, Muller S, Mueller-Lisse UG: Beam hardening artefacts occur in dental implant scans with the NewTom cone beam CT but not with the dental 4-row multidetector CT. *Dento maxillo facial radiology* 36, 198-203 (2007)
25. Draenert FG, Gebhart F, Neugebauer C, Copenrath E, Mueller-Lisse U: Imaging of bone transplants in the maxillofacial area by NewTom 9000 cone-beam computed

- tomography: a quality assessment. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics* 106, e31-35 (2008)
26. Dula K: Präoperative Röntgendiagnostik. *Die Quintessenz* 59, 435-439 (2008)
  27. Eletr S, Gebhart, F. et al.: Weichteildarstellung auf Basis von DICOM-Daten dentaler DVT-Geräte. *Digital Dental News* November 2008, 14-18 (2008)
  28. EU Commission: Appendix: European field survey of the clinical application of the CT with a focus on the evaluation of CT protocols and assessment of patient dose. online: [http://www.mscteu/CT\\_Quality\\_Criteriahtm](http://www.mscteu/CT_Quality_Criteriahtm) (Stand: Mai 2008)
  29. Fahrig R, Fox AJ, Lownie S, Holdsworth DW: Use of a C-arm system to generate true three-dimensional computed rotational angiograms: preliminary in vitro and in vivo results. *Ajnr* 18, 1507-1514 (1997)
  30. Feldkamp LAD, L. C. Kress, J. W.: Practical cone-beam algorithms. *J Opt Soc Am* 6, 612-619 (1984)
  31. 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)
  32. Flinzberg S, Schmelzle R, Schulze D, Rother U, Heiland M: [3-dimensional imaging possibilities of thhe mid-face area using digital volume tomography based on a daver study of angle stable osteosynthesis]. *Mund Kiefer Gesichtschir* 7, 289-293 (2003)
  33. Fuchs T, Kachelriess M, Kalender WA: Technical advances in multi-slice spiral CT. *European journal of radiology* 36, 69-73 (2000)
  34. Fullmer JM, Scarfe WC, Kushner GM, Alpert B, Farman AG: Cone beam computed tomographic findings in refractory chronic suppurative osteomyelitis of the mandible. *Br J Oral Maxillofac Surg* (2006)
  35. Geleijns J, Van Unnik JG, Zoetelief J, Zweers D, Broerse JJ: Comparison of two methods for assessing patient dose from computed tomography. *The British journal of radiology* 67, 360-365 (1994)
  36. Gibbs SJ, Pujol A, Jr., Chen TS, James A, Jr.: Patient risk from intraoral dental radiography. *Dento maxillo facial radiology* 17, 15-23 (1988)
  37. Gibbs SJ, Pujol A, McDavid WD, Welander U, Tronje G: Patient risk from rotational panoramic radiography. *Dento maxillo facial radiology* 17, 25-32 (1988)
  38. Gibbs SJ: Effective dose equivalent and effective dose: comparison for common projections in oral and maxillofacial radiology. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics* 90, 538-545 (2000)

39. 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)
40. 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)
41. Guerrero ME, Jacobs R, Loubele M, Schutyser F, Suetens P, van Steenberghe D: State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. *Clinical oral investigations* 10, 1-7 (2006)
42. Haiter-Neto F, Wenzel A, Gotfredsen E: Diagnostic accuracy of cone beam computed tomography scans compared with intraoral image modalities for detection of caries lesions. *Dento maxillo facial radiology* 37, 18-22 (2008)
43. Hart D, Jones, D.G., Wall, B.F.: Estimation of Effective Dose in Diagnostic Radiology from Entrance Surface Dose and Dose-Area Product Measurements. HMSO Publications Centre, London (1994)
44. Hatcher DC, Dial C, Mayorga C: Cone beam CT for pre-surgical assessment of implant sites. *Journal of the California Dental Association* 31, 825-833 (2003)
45. Hayakawa Y, Kobayashi N, Kuroyanagi K, Nishizawa K: Paediatric absorbed doses from rotational panoramic radiography. *Dento maxillo facial radiology* 30, 285-292 (2001)
46. Heurich T, Ziegler C, Steveling H, Wortche R, Muhling J, Hassfeld S: [Digital volume tomography--an extension to the diagnostic procedures available for application before surgical removal of third molars]. *Mund Kiefer Gesichtschir* 6, 427-432 (2002)
47. Heyer CM, Peters S, Lemburg S, Nicolas V: Einschätzung der Strahlenbelastung radiologischer Thorax-Verfahren: Was ist Nichtradiologen bekannt? *Rofo* 179, 261-267 (2007)
48. 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)
49. Hilgers R-D, Bauer, P., Schreiber, V.: Einführung in die Medizinische Statistik. Springer, Berlin 2. Auflage, (2000)



50. Holberg C, Steinhauser S, Geis P, Rudzki-Janson I: Cone-beam computed tomography in orthodontics: benefits and limitations. *J Orofac Orthop* 66, 434-444 (2005)
51. Holberg C: Kephalemetrie - Quo vadis? *Bayerisches Zahnärzteblatt* 5/2007, 33-35 (2007)
52. Honda K, Arai Y, Kashima M, Takano Y, Sawada K, Ejima K, Iwai K: Evaluation of the usefulness of the limited cone-beam CT (3DX) in the assessment of the thickness of the roof of the glenoid fossa of the temporomandibular joint. *Dento maxillo facial radiology* 33, 391-395 (2004)
53. Honda K, Bjornland T: Image-guided puncture technique for the superior temporomandibular joint space: value of cone beam computed tomography (CBCT). *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics* 102, 281-286 (2006)
54. Honda K, Larheim TA, Maruhashi K, Matsumoto K, Iwai K: Osseous abnormalities of the mandibular condyle: diagnostic reliability of cone beam computed tomography compared with helical computed tomography based on an autopsy material. *Dento maxillo facial radiology* 35, 152-157 (2006)
55. Hounsfield GN: Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. *Br J Radiol* 46, 1016-1022 (1973)
56. ICRP: 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication No 60 (Oxford: Pergamon) (1991)
57. ICRP: Draft for Consultation: 2005 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. (2005)
58. Islam MK, Purdie TG, Norrlinger BD, Alasti H, Moseley DJ, Sharpe MB, Siewerdsen JH, Jaffray DA: Patient dose from kilovoltage cone beam computed tomography imaging in radiation therapy. *Medical physics* 33, 1573-1582 (2006)
59. Jaffray DA, Siewerdsen JH: Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: initial performance characterization. *Medical physics* 27, 1311-1323 (2000)
60. Kaaden C, Gebhart, F. et al.: Moderne bildgebende 3D-Verfahren in der Zahnheilkunde. *Bayerisches Zahnärzteblatt* 9/2007, 44-46 (2007)
61. Kalender WA, Seissler W, Klotz E, Vock P: Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation. *Radiology* 176, 181-183 (1990)
62. Kalender WA: Principles and applications of spiral CT. *Nuclear medicine and biology* 21, 693-699 (1994)

63. Kamp N, Bumann, A. et al.: Kieferorthopädische Behandlungsplanung als rechtfertigende Indikation für die digitale Volumentomographie. 41 Jahrestagung der Arbeitsgemeinschaft für Röntgenologie in der DGZMK (2007)
64. Kasaj A, Willershausen B: Digital volume tomography for diagnostics in periodontology. *International journal of computerized dentistry* 10, 155-168 (2007)
65. Katsumata A, Hirukawa A, Noujeim M, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, Ariji E, Langlais RP: Image artifact in dental cone-beam CT. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics* 101, 652-657 (2006)
66. Kau CH, Richmond S, Palomo JM, Hans MG: Three-dimensional cone beam computerized tomography in orthodontics. *Journal of orthodontics* 32, 282-293 (2005)
67. Kim SH, Choi YS, Hwang EH, Chung KR, Kook YA, Nelson G: Surgical positioning of orthodontic mini-implants with guides fabricated on models replicated with cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 131, S82-89 (2007)
68. Kramer R, Zankl, M, Williams, G, Drexler G,: The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and Monte Carlo methods, Part I: The male (Adam) and female (Eva) adult mathematical phantom. GSF-Bericht No S-885, Gesellschaft für Strahlen- und Umweltforschung mbH, München (1982)
69. 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)
70. 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)
71. 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)
72. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL: Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit. *Dento maxillo facial radiology* 32, 229-234 (2003)

73. 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)
74. Mah JK, Danforth RA, Bumann A, Hatcher D: Radiation absorbed in maxillofacial imaging with a new dental computed tomography device. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics* 96, 508-513 (2003)
75. Marmulla R, Wortche R, Muhling J, Hassfeld S: Geometric accuracy of the NewTom 9000 Cone Beam CT. *Dento maxillo facial radiology* 34, 28-31 (2005)
76. Maverna R, Gracco A: Different diagnostic tools for the localization of impacted maxillary canines: clinical considerations. *Progress in orthodontics* 8, 28-44 (2007)
77. Misch KA, Yi ES, Sarment DP: Accuracy of cone beam computed tomography for periodontal defect measurements. *Journal of periodontology* 77, 1261-1266 (2006)
78. Mischkowski RA, Zinser MJ, Ritter L, Neugebauer J, Keeve E, Zoller JE: Intraoperative navigation in the maxillofacial area based on 3D imaging obtained by a cone-beam device. *International journal of oral and maxillofacial surgery* 36, 687-694 (2007)
79. Mori S, Endo M, Kohno R, Minohara S: Improved motion compensation in 3D-CT using respiratory-correlated segment reconstruction: diagnostic and radiotherapy applications. *Br J Radiol* 79, 745-755 (2006)
80. Mori S, Endo M, Komatsu S, Yashiro T, Kandatsu S, Baba M: Four-dimensional measurement of lung tumor displacement using 256-multi-slice CT-scanner. *Lung cancer (Amsterdam, Netherlands)* 56, 59-67 (2007)
81. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA: A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *European radiology* 8, 1558-1564 (1998)
82. Nair MK, Nair UP: Digital and advanced imaging in endodontics: a review. *Journal of endodontics* 33, 1-6 (2007)
83. Ngan DC, Kharbanda OP, Geenty JP, Darendeliler MA: Comparison of radiation levels from computed tomography and conventional dental radiographs. *Australian orthodontic journal* 19, 67-75 (2003)
84. Ning R, Kruger RA: Image intensifier-based computed tomography volume scanner for angiography. *Academic radiology* 3, 344-350 (1996)
85. Nötzel F, Schultz C., Hartung M.: *Fernröntgenseitenbild-Analyse*. Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln (2007)

86. Palomo JM, Rao PS, Hans MG: Influence of CBCT exposure conditions on radiation dose. Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics (2008)
87. Pinsky HM, Dyda S, Pinsky RW, Misch KA, Sarment DP: Accuracy of three-dimensional measurements using cone-beam CT. *Dento maxillo facial radiology* 35, 410-416 (2006)
88. Pohlenz P, Blessmann M, Blake F, Heinrich S, Schmelzle R, Heiland M: Clinical indications and perspectives for intraoperative cone-beam computed tomography in oral and maxillofacial surgery. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics* 103, 412-417 (2007)
89. Radon J: Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integralwerte längs gewisser Mannigfaltigkeiten. *Ber Verh Sächs Akad Wiss Leipzig, Math Nat kl* 69, 262-277 (1917)
90. Rasch C: Numerical Discretization of Static Hamilton-Jacobi Equations on Triangular Meshes; Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Mathematik der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines Doktors der Naturwissenschaften (Dr. rer. nat.) genehmigten Dissertation. (2007)
91. Robb RA: The Dynamic Spatial Reconstructor: An X-Ray Video-Fluoroscopic CT Scanner for Dynamic Volume Imaging of Moving Organs. *IEEE transactions on medical imaging* 1, 22-33 (1982)
92. Robb RA: X-ray computed tomography: from basic principles to applications. *Annual review of biophysics and bioengineering* 11, 177-201 (1982)
93. Rogers LF: Radiation exposure in CT: why so high? *Ajr* 177, 277 (2001)
94. Rustemeyer P, Streubuhr U, Suttmoeller J: Low-dose dental computed tomography: significant dose reduction without loss of image quality. *Acta Radiol* 45, 847-853 (2004)
95. Saint-Felix D, Troussset Y, Picard C, Ponchut C, Romeas R, Rougee A: In vivo evaluation of a new system for 3D computerized angiography. *Physics in medicine and biology* 39, 583-595 (1994)
96. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P: Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *Journal (Canadian Dental Association)* 72, 75-80 (2006)

97. Scheifele C, Reichart, P.A. et al.: DVT – Klinischer Erfahrungsbericht über Sirona GALILEOS. 41 Jahrestagung der Arbeitsgemeinschaft für Röntgenologie in der DGZMK (2007)
98. Schlattl H, Zankl M, Petoussi-Henss N: Organ dose conversion coefficients for voxel models of the reference male and female from idealized photon exposures. *Physics in medicine and biology* 52, 2123-2145 (2007)
99. Schnelle C: Vergleich der Strahlenexposition bei der Digitalen-Volumen-Tomographie, der Panoramaschichtaufnahme und der Computertomographie. Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin der medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf (2001)
100. Schueler BA, Sen A, Hsiung HH, Latchaw RE, Hu X: Three-dimensional vascular reconstruction with a clinical x-ray angiography system. *Academic radiology* 4, 693-699 (1997)
101. Schwenzer N, Ehrenfeld, M.: *Allgemeine Chirurgie*. Thieme (2000)
102. Segner D, Hasund, A.: *Individualisierte Kephalmetrie*. Segner Verlag und Vertrieb, Hamburg 2003, (4. Auflage)
103. Shrimpton PC, Hillier MC, Lewis MA, Dunn M: National survey of doses from CT in the UK: 2003. *Br J Radiol* 79, 968-980 (2006)
104. Siewerdsen JH, Jaffray DA: Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: effects of image lag. *Medical physics* 26, 2635-2647 (1999)
105. Siewerdsen JH, Jaffray DA: Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: magnitude and effects of x-ray scatter. *Medical physics* 28, 220-231 (2001)
106. Sogur E, Baksi BG, Grondahl HG: Imaging of root canal fillings: a comparison of subjective image quality between limited cone-beam CT, storage phosphor and film radiography. *International endodontic journal* 40, 179-185 (2007)
107. Sukovic P: Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthodontics & craniofacial research* 6 Suppl 1, 31-36; discussion 179-182 (2003)
108. Sukovic P: *Cone Beam Computed Tomography in Dentomaxillofacial Imaging*. online: [http://www.aadmrtcom/staticaspx?content=currents/sukovic\\_wint](http://www.aadmrtcom/staticaspx?content=currents/sukovic_wint) (Stand Juni 2007)
109. 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 surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics* 103, 253-259 (2007)
110. The Phantom Laboratory: The RANDO® Phantom, RAN100 and RAN110. online: <http://www.phantomlab.com/randohtml> (Stand Juni 2007)
111. Trenmouth MJ: Petrus Camper (1722-1789): originator of cephalometrics. *Dent Hist* 3-14 (2003)
112. Tsiklakis K, Syriopoulos K, Stamatakis HC: Radiographic examination of the temporomandibular joint using cone beam computed tomography. *Dento maxillo facial radiology* 33, 196-201 (2004)
113. Tsiklakis K, Donta C, Gavala S, Karayianni K, Kamenopoulou V, Hourdakakis CJ: Dose reduction in maxillofacial imaging using low dose Cone Beam CT. *European journal of radiology* 56, 413-417 (2005)
114. Tsurumachi T, Honda K: A new cone beam computerized tomography system for use in endodontic surgery. *International endodontic journal* 40, 224-232 (2007)
115. 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)
116. Unterrichtung durch die Bundesregierung: Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung im Jahr 2005. online: <http://www.bmude/strahlenschutz/downloads/doc/38070php> (Stand: Juni 2007)
117. van Der Molen AJ, Veldkamp WJ, Geleijns J: 16-slice CT: achievable effective doses of common protocols in comparison to recent CT dose surveys. *Br J Radiol* (2006)
118. Vannier MW, Hildebolt CF, Conover G, Knapp RH, Yokoyama-Crothers N, Wang G: Three-dimensional dental imaging by spiral CT. A progress report. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics* 84, 561-570 (1997)
119. Walker L, Enciso R, Mah J: Three-dimensional localization of maxillary canines with cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 128, 418-423 (2005)
120. White SC: 1992 assessment of radiation risk from dental radiography. *Dento maxillo facial radiology* 21, 118-126 (1992)
121. Wiesent K, Barth K, Navab N, Durlak P, Brunner T, Schuetz O, Seissler W: Enhanced 3-D-reconstruction algorithm for C-arm systems suitable for interventional procedures. *IEEE transactions on medical imaging* 19, 391-403 (2000)

122. Winter AA, Pollack AS, Frommer HH, Koenig L: Cone beam volumetric tomography vs. medical CT scanners. *The New York state dental journal* 71, 28-33 (2005)
123. 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)
124. Zankl M, Veit R, Petoussi N, Mannweiler E, Wittmann A, Drexler G: Realistic computerized human phantoms. *Adv Space Res* 14, 423-431 (1994)
125. Zankl M, Wittmann A: The adult male voxel model "Golem" segmented from whole-body CT patient data. *Radiation and environmental biophysics* 40, 153-162 (2001)
126. Zöllner JE: *Digitale Volumetomografie in der Zahn-, Mund, und Kieferheilkunde*. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin (2007)

#### HERSTELLERANGABEN

127. E-woo Technology Company Limited: Picasso - World's No.1 Dental CT. Korea (2007)
128. Hitachi Medical Systems: CB MercuRay\_specifications. online: <http://www.hitachimed.com/contentindex.asp?ID=729> (Stand April 2007)
129. Imaging Sciences International: Extended Field of View - i-CAT. Hatfield (2007)
130. Imaging Sciences International: i-CAT\_Technical Presentation. powerpoint Präsentation (2007)
131. Imaging Sciences International: Next Generation i-CAT\_specifications. online: [http://www.imagingsciences.com/pro\\_iCAT\\_NextGen\\_specs.htm](http://www.imagingsciences.com/pro_iCAT_NextGen_specs.htm) (Stand Oktober 2008)
132. J. Morita Mfg. Corp.: Veraviewepocs 3D - The Dental Panoramic X-Ray Unit for All Your 3D imaging Needs. Higashihama (2007)
133. J. Morita Mfg. Corp.: 3D Accuitomo FPD – XYZ Slice View Tomograph. Super-High Resolution Images of Region of Interest. Higashihama (2007)
134. KaVo Dental GbmH: KaVo 3D eXam\_Der völlig neue Blick auf Ihre Patienten. Biberach (2007)
135. KODAK Dental Systems: ILUMA DVT System (2006)

136. NewTom Deutschland AG: Technische Daten. 03/2007, (2007)
137. NewTom Deutschland AG: Digitale Volumen Tomographie. Marburg 03/2007, (2007)
138. orangedental: 1'2'3' -on DVT, OPG, CEPH - 3 in 1 - der Volumentomograph für alle Fälle. Biberach (2007)
139. QR s.r.l.: NewTom 3G ...enlarging your opportunities. Verona (ohne Jahr)
140. QR s.r.l.: NewTom VG\_New Dental Volumetric Tomograph. Verona (ohne Jahr)
141. QR Verona Site: NewTom\_Technical Features. online:  
<http://www.qrveronait/htm/Technical%20Featureshtm> (Stand April 2007)
142. Sirona Dental Systems GmbH: Vorläufige Produktinformation imagine the possibilities mit Sirona 3D. Bensheim (2007)
143. Sirona Dental Systems GmbH: GALILEOS - „Imagine the possibilities" mit Sirona 3D. Bensheim (2007)
144. Soredex: Scanora 3D - versatile - intuitive - efficient dental cone beam 3D x-ray system with dedicated panoramic imaging. Tuusula 2/2007, (2007)



## 9. Anhang

### 9.1 Dosimetrische Begriffe

Die Röntgenstrahlung stellt mit einer Wellenlänge von 5pm bis 1nm einen Teil des kontinuierlichen Spektrums elektromagnetischer Strahlung dar. Sie gehört zu den indirekt ionisierenden Strahlungsarten, die aus ungeladenen Teilchen bestehen, welche in Wechselwirkung mit der Materie treten können. Für Photonen sind vor allem der Photoeffekt, der Comptoneffekt und die Paarbildung als Wechselwirkungsprozesse relevant.

Daraus resultiert für den Patienten bei einer radiologischen Untersuchung mittels Röntgenstrahlung ein stochastisches Risiko zur Entstehung von Strahlenschäden, die auf zellulärer Ebene durch die Radiolyse des Zellwassers hervorgerufen werden. In weiterer Konsequenz sind beispielsweise Störungen des Zellstoffwechsels und der DNA-Synthese denkbar, die bis zum Zelltod, aber auch zur Tumorentstehung führen können (SPITZER, W., RÜCKER, M. in [101]).

Die Dosimetrie befasst sich mit der Messung von Strahlenbelastungen.

Dabei sind folgende Dosisgrößen gebräuchlich:

Die Energiedosis  $D$ , gemessen in Gray ( $1\text{Gy} = 1\text{ J/kg}$ ), gibt die Energiemenge an, die von einer Substanz der Masse  $m$  absorbiert wird.

Die Ionendosis  $I$  wird in Coulomb pro Kilogramm ( $\text{C/kg}$ ) gemessen. Sie bezeichnet die Menge an ionisierender Strahlung, die beim Durchgang durch ein Kilogramm Luft ( $T=0^\circ\text{C}$ ;  $p=1013\text{ hPa}$ ) eine Ladung (eines Vorzeichens) von 1 Coulomb erzeugt.

Die Äquivalentdosis  $H$  wird in Sievert angegeben ( $1\text{Sv} = 1\text{J/kg}$ ). Bei Angaben in dieser Größe wird die relative biologische Wirksamkeit einer Strahlungsart berücksichtigt. Bei den in der diagnostischen Radiologie interessanten Röntgen- und Gammastrahlen ist die relative biologische Wirksamkeit gleich 1, es gilt daher:  $1\text{ Sv} = 1\text{Gy}$  (BETHGE, K. WALTER, G. WIEDEMANN, B. [9]).

Bei der Berechnung der effektiven Dosis  $E$ , gemessen in Sievert (Sv) wird letztlich auch der Typ des durchstrahlten Gewebes berücksichtigt. Dazu wird der Wert für die Äquivalenzdosis mit einem organspezifischen Wichtungsfaktor multipliziert. Im ICRP-Protokoll von 1990 [56] wurden die folgenden allgemein akzeptierten Gewebewichtungsfaktoren festgelegt:

Organ	Wichtungsfaktor
Keimdrüsen	0,2
rotes Knochenmark	0,12
unterer Dickdarmabschnitt	0,12
Lunge	0,12
Magen	0,12
Blase	0,05
Brust	0,05
Leber	0,05
Speiseröhre	0,05
Schilddrüse	0,05
Knochenoberfläche	0,01
Haut	0,01
übrige Organe (Nebennieren, Gehirn, Nieren, Muskulatur, Pankreas, Dünndarm, Milz, Thymus, oberer Dickdarmabschnitt, Uterus)	0,05

Tabelle 25: Gewebewichtungsfaktoren nach ICRP 1990 (Tabelle nach [56])

Nach HART [43] berechnet man die effektive Dosis dann wie folgt:

Sie stellt die Summe der Organdosen der zwölf spezifizierten Organe multipliziert mit ihrem jeweiligen Wichtungsfaktor und der mittleren Dosis der übrigen Organe multipliziert mit 0,05 dar. Sofern jedoch eines der übrigen Organe eine höhere Dosis erfahren sollte als die Organe, für die individuelle Wichtungsfaktoren vorliegen, wird dessen Dosis mit dem Faktor 0,025 multipliziert sowie die mittlere Dosis der restlichen nicht klassifizierten Organe ebenfalls mit dem Faktor 0,025.

## 9.2 Methoden zur Messung der Strahlenbelastung

Die Strahlenbelastung eines Patienten während einer Röntgenuntersuchung lässt sich nicht direkt messen. Sie kann lediglich unter Zuhilfenahme von Modellanordnungen ermittelt werden. Dazu dienten in den letzten Jahrzehnten meist physikalische Modelle:

So wurden die meisten der eingangs zitierten Studien zur Messung der Strahlenexposition bei unterschiedlichen bildgebenden Verfahren mit so genannten Alderson-Rando-Phantomen (Rando = radiation analogue dosimetry) der Alderson Research Laboratories (The Phantom Laboratory/Salem, USA) durchgeführt. Bei einem solchen Modell handelt es um ein menschliches Skelett, eingebettet in eine Urethan-Masse, mit der die Weichgewebe und

Außenkonturen eines durchschnittlichen Erwachsenen oder Kindes nachgebildet werden. In ihrer Dichte entspricht diese Masse nach Angaben des Phantom Laboratory [110] menschlichem Skelettmuskelgewebe mit einem zufällig verteilten Anteil von Fettgewebe.

Das Phantom ist in ca. 2,5cm dicke Scheiben aufgeteilt, die mit einem geometrischen angeordneten Raster von Bohrlöchern (in 1,5cm Abstand voneinander) zur Aufnahme von TLDs (= Thermoluminiszenz-Dosimeter) versehen ist (SCHNELLE [99]).

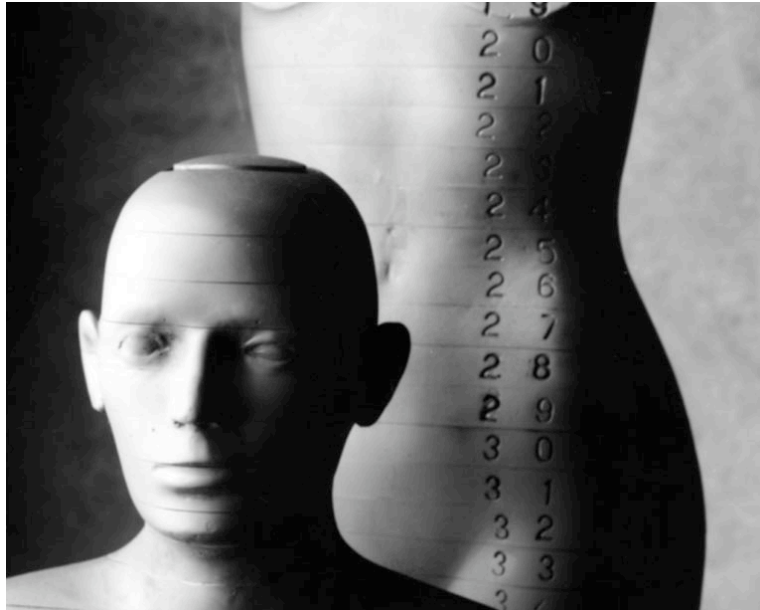


Abbildung 14: Alderson-Rando-Phantom (The Phantom Laboratory [110])

Die TLDs, bestehend aus LiF- oder CaF<sub>2</sub>-Kristallen, dienen der Messung der Strahlenbelastung. Die einfallende Strahlenenergie wird gespeichert und bei Wärmezufuhr als Lichtquantum wieder freigesetzt. Dieses stellt dann ein Maß für die absorbierte Energie dar (SCHNELLE [99]).

Allerdings ist diese Messmethode mit einigen Nachteilen behaftet. GELEIJNS [35] stellte im Rahmen seiner Messungen mit Rando-Phantomen fest, dass sich offensichtlich abhängig vom verwendeten Phantomtyp unterschiedliche Dosiswerte ergeben, so dass sich seine Studienergebnisse letztlich kaum in Beziehung zu anderen setzen ließen. Überdies erwiesen sich die Messungen mit den Rando-Phantomen als arbeitsintensiv und zeitaufwändig.

SCHNELLE [99] geht in seinen Ausführungen auf die Problematik von Messfehlern und Nachweisgrenzen der TLDs ein. Bezüglich ihrer Empfindlichkeit und der Kalibrierung sei mit Fehlern von jeweils bis zu 3% zu rechnen, die im Bereich der Nachweisgrenze der Geräte allerdings noch beträchtlich zunehmen könnten.

Mittlerweile jedoch stehen auch andere Möglichkeiten zur Erhebung dosimetrischer Messungen zur Verfügung:

Seit Beginn der 80er Jahre werden unter anderem an der GSF (Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit GmbH, Neuherberg) virtuelle Menschmodelle entwickelt, in denen sich Strahlengänge simulieren und Dosiswerte bestimmen lassen (KRAMER et al. [68]).

Zunächst wurden „stilisierte“ mathematische Modelle erstellt, deren Körperformen und Organe durch einfache geometrische Formen wie Kugeln oder Zylinder repräsentiert wurden (ZANKL [124]). Die Datengrundlage für diese Phantome stellte in der Regel der von der ICRP (International Commission on Radiological Protection) entworfene Referenzmensch dar, dessen Organmassen und –volumina denen eines durchschnittlichen Westeuropäers beziehungsweise eines Nordamerikaners entsprechen. Zunächst entwickelten verschiedene Forschungsgruppen meist mit 50 Organ- und Gewebetypen versehene Hermaphroditen. In der Folgezeit wurden allerdings auch männliche und weibliche sowie kindliche Phantome geschaffen (ZANKL [124]).

Obwohl diese mathematischen Modelle in guter Übereinstimmung zu den Referenzmensch der ICRP standen, zeichneten sie sich doch durch einige deutliche Nachteile aus, die in den Ungenauigkeiten bezüglich der Form und Lage der einzelnen Organe und Gewebe begründet lagen. Um realistischere Menschmodelle zu erhalten, wurde an der GSF eine auf CT-Datensätzen basierende Technik entwickelt, mit der heutzutage anatomisch korrekte und detailgetreue Phantome, die so genannten Voxelmodelle, erstellt werden können (ZANKL [125]). Die realistischere Anatomie dieser Voxelmodelle zeigt einen deutlichen Einfluss auf die ermittelte Dosis, vor allem im Bereich niedriger Photonenenergien, wie sie in der medizinischen Radiologie relevant sind. Organtopologie und –masse stellen für die Berechnung der Strahlenbelastung also wesentliche Einflussgrößen dar (Bundesministerium für Umwelt [14]).

Zur Simulation von Teilchenflugbahnen in einem Voxelmodell werden Monte-Carlo-Codes verwendet. Dies stellt die Grundlage für dosimetrische Berechnungen dar.

Bei der Monte-Carlo-Methode handelt es sich um ein Verfahren aus der Stochastik, das auf sehr häufig durchgeführten Zufallsexperimenten basiert. Anhand der Ergebnisse versucht man, mit Hilfe der Wahrscheinlichkeitstheorie analytisch unlösbare Probleme näherungsweise numerisch zu lösen.

Nach SCHLATT [98] ist es mit Hilfe dieser Methode möglich, Konversionskoeffizienten für Organdosen mit nur geringer statistischer Unsicherheit zu bestimmen.

### 9.3 Einzelergebnisse der kephalometrischen Studie

Nr.	Geschlecht	Kugelvolumen ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	Kugelradius (mm)	$x_k$	$y_k$	$z_k$
1	m	1,05	62,97	0,28	-9,58	40,66
2	m	1,61	72,73	-2,31	-4,5	51,67
3	m	1,3	67,66	2,31	-1,51	41,08
4	m	1,44	70,03	-0,98	-4,6	42,58
5	w	1,25	66,87	5,1	26,81	24,03
6	m	1,09	63,81	5,71	0,81	38,68
7	w	1,36	68,77	1,4	-9,31	46,71
8	w	1,45	70,24	-0,02	7,63	40,24
9	m	1,61	72,66	-3,9	-5,38	45,84
10	m	1,67	73,57	-0,55	-4,26	48,96
11	m	1,69	73,93	2,25	0,02	45,61
12	m	1,6	72,53	-1,13	-3,69	47,59
13	m	2,16	80,16	0,71	-2,6	49,4
14	m	2,37	82,75	-2,86	0,88	49,96
15	m	1,95	77,46	-0,06	0,96	40,04
16	m	2,29	81,8	0,96	-0,32	45,77
17	w	1,64	73,22	-2,03	-6,36	46,44
18	m	1,87	76,45	-8,92	8,48	42,1
19	m	2,43	83,4	-4,5	-0,48	52,21
20	w	1,4	69,44	-2,96	-1,56	43,78
21	w	1,55	71,78	-1,33	-3,3	47,85
22	w	1,7	74,08	-9,3	8,29	47,66
23	w	1,93	77,24	-3,01	-4,07	48,62
24	m	5,99	112,68	-78,87	12,1	37,65
25	w	1,84	76,03	2,4	1,56	51,52
26	w	1,84	75,99	0,65	4,9	46,18
27	w	1,64	73,11	1,61	-10,33	45,93
28	m	1,48	70,75	0,28	11	41,69
29	m	2,24	81,15	-6,7	-13,56	47,48
30	w	1,85	76,17	0,11	-5,57	49,54
31	w	1,63	73,07	-5	0,86	39,89
32	w	1,81	75,67	-6,59	-0,55	50,71
33	w	1,67	73,63	0,22	-3,78	46,15
34	w	1,82	75,79	2,5	-4,94	47,43
35	w	1,43	69,85	-4,15	-0,01	43,21
36	w	1,09	63,93	-0,91	-2,3	44,29
37	w	1,69	73,9	1,19	2,47	41,3
38	m	1,15	65,08	-4,55	0,82	43,83
39	w	1,78	75,18	1,04	0,71	44,29
40	w	1,78	75,18	-0,18	4,9	51,99
41	w	1,77	75,05	-1,45	6,72	39,1
42	w	1,59	72,38	-4,53	-6,15	45,99
43	w	1,7	74,09	-5,15	-2,22	45,48
44	m	1,84	75,96	8,25	9,49	41,95
45	m	2,15	80	-1,1	-0,73	45,4

46	m	2,2	80,72	0,23	2,42	50,1
47	w	1,65	73,37	5,25	7,82	48,53
48	m	2,8	87,39	-0,86	-16,57	53,45
49	m	1,83	75,83	0,56	7,76	39,03
50	m	1,9	76,81	-7,29	8,45	36,8
51	w	1,46	70,37	0,02	0,11	42,91
52	w	1,49	70,78	-1,32	3,02	40,37
53	w	1,85	76,2	1,8	9,77	52,3
54	w	1,4	69,33	0,01	8,24	40,27
55	w	1,49	70,87	2,8	15,69	20,08
56	w	1,56	71,89	-0,59	4	47,49
57	m	2	78,17	1,48	-0,02	44,45
58	w	1,68	73,68	0,01	-5,86	44,3
59	m	1,89	76,68	1,1	12,09	32,88
60	m	1,93	77,21	-5,74	15,02	39,97
61	m	2,15	80,06	0,25	4,4	46,5
62	m	2,1	79,47	0,17	-7,34	49,17
63	m	2,1	79,49	2,05	12,01	48,48
64	w	1,48	70,71	-1,85	0,55	46,05
65	w	1,73	74,49	-0,61	-7,16	47,7
66	m	1,97	77,71	3,31	1,16	43,69
67	w	1,38	69,12	1,29	1,92	44,65
68	w	1,78	75,15	0,05	-3,4	47,09
69	w	1,67	73,57	3,67	-4,5	44,94
70	m	2,11	79,62	0	-4,62	42,85
71	w	1,82	75,7	-1,34	-10,45	54,76
72	w	1,46	70,39	-0,57	0,45	42,7
73	w	1,56	71,99	1,35	10,41	39,74
74	m	1,78	75,25	-0,23	3,78	45,94
75	w	1,58	72,26	-9,31	-4,63	37,96
76	m	1,74	74,63	4,23	4,9	40,64
77	w	1,92	77,12	-0,87	-20,56	43,55
78	m	2,26	81,38	-2,06	2,46	49,04
79	w	1,28	67,34	-2,85	7,62	35,97
80	w	1,59	72,43	-0,15	20,56	31,44
81	w	1,63	73,02	0,03	9,12	38,8
82	w	2,1	79,42	0,93	-0,23	50,49
83	w	2	78,2	-0,08	12,09	41,59
84	w	1,64	73,13	-1,63	-6,04	43,29
85	w	2,05	78,85	-5,62	-6,48	51,81
86	w	1,58	72,19	-6,54	5,09	42,5
87	w	1,72	74,31	-1,2	-9,38	46,23
88	w	1,58	72,32	0	20	38,55
89	w	1,86	76,23	0,14	-7,09	51,8
90	w	1,68	73,68	-2,12	-6,28	40,37
91	w	1,43	69,88	-1,02	11,99	38,06
92	w	1,77	75,04	1,3	-20,27	45,21
93	m	2,04	78,66	0,82	-4	48,61
94	m	2,24	81,13	1,09	-11,14	45,4
95	w	1,52	71,32	-2,5	-7,22	46,37
96	m	2,19	80,57	1,95	-1,15	47,14

Tabelle 26: Kugelvolumina für die kieferorthopädische/kieferchirurgische ROI

Nr.	Geschlecht	Zylinder- volumen (10 <sup>3</sup> cm <sup>3</sup> )	Zylinder- radius (mm)	Zylinder- höhe (mm)	x <sub>z</sub>	y <sub>z</sub>	z <sub>z</sub>	Neigung (Grad°)
1	m	1	59,31	90,41	0,28	-14,82	42,47	30
2	m	1,53	68,17	105	-4,74	-15,97	51,11	25,86
3	m	1,33	62,84	107,54	2,28	-14,3	42,87	30
4	m	1,41	66,15	102,52	-0,98	-15,73	42,75	30
5	w	1,29	61,55	108,12	5,12	14,22	29,5	15,52
6	m	1,09	57,86	103,7	5,71	-10,28	41,87	30
7	w	1,24	66,54	88,94	1,22	-19,01	47	30
8	w	1,42	58,88	130,45	-0,13	8,04	30,93	-30
9	m	1,57	68,59	105,93	-3,89	-16,6	43,6	30
10	m	1,53	68,78	102,66	-2,79	-11,86	50,17	27,93
11	m	1,59	72	97,91	2,25	-17,84	41,6	23,79
12	m	1,52	62,32	124,17	-3,81	4,61	41,15	-27,93
13	m	1,98	77,34	105,41	1,3	-14,28	50,84	25,86
14	m	2,07	78,29	107,6	-2,86	-22,54	49,36	27,93
15	m	1,88	69,9	122,59	0,72	-9,34	44,36	30
16	m	2,12	75,86	117,05	-1,6	-5,24	48,96	25,86
17	w	1,48	64,88	111,97	-0,36	8,91	39,34	-30
18	m	1,9	72,55	114,61	-8,88	-5,05	45,52	19,66
19	m	2,17	79,83	108,31	-5,44	-20,39	51,47	27,93
20	w	1,29	66,67	92,67	-2,07	-10,36	44,26	21,72
21	w	1,44	63,08	115,04	-1,71	8,69	40,59	-30
22	w	1,64	70,18	106,13	-9,3	-9,84	45,17	30
23	w	1,69	73,77	98,92	-3,01	-17,12	50,19	30
24	m	3,9	107,72	107,03	-89,61	5,06	21,15	30
25	w	1,65	63,89	128,78	1,86	6,97	43,07	-27,93
26	w	1,67	72,12	102,3	0,69	-10,92	46,58	21,72
27	w	1,64	67,04	116,2	1,53	5,8	44,57	-30
28	m	1,48	66,06	108,24	-1,07	-4,52	41,71	21,72
29	m	2,1	78,15	109,62	-6,7	-18,2	50,47	30
30	w	1,69	73,95	98,53	0,18	-16,47	48,74	30
31	w	1,51	69,8	98,48	-5	-11,25	41,43	21,72
32	w	1,69	72,44	102,45	-6,56	-13,8	50,59	30
33	w	1,68	64,97	126,31	-0,57	4,6	40,14	-27,93
34	w	1,61	72,69	96,96	2,5	-15,52	48,6	25,86
35	w	1,29	65,63	95,6	-4,14	-14,69	41,75	30
36	w	1,17	59,99	103,59	0,27	-11,81	43,66	30
37	w	1,62	71,03	102,29	2,15	-10,34	41,68	25,86
38	m	1,1	63	88,18	-4,79	-11,74	41,54	27,93
39	w	1,83	72,83	109,9	1,62	-9,64	45,67	27,93
40	w	1,65	73,18	97,88	-0,49	-10,78	51,06	19,66
41	w	1,69	67,78	116,93	-0,62	-3,68	43,81	27,93
42	w	1,49	70,49	95,18	-3,29	-15,27	45,83	27,93
43	w	1,51	71,15	94,67	-5,15	-14,34	46,35	25,86
44	m	1,77	72,1	108,63	8,25	-6,61	41,98	25,86
45	m	1,9	74,53	108,99	1,15	-9,46	47,94	27,93
46	m	2,14	70,6	136,74	-1,8	11,11	43,49	-30
47	w	1,6	71,6	99,52	5,25	-8,36	45,43	23,79
48	m	2,51	85,31	109,94	-1,03	-16,1	58	30
49	m	1,77	72,27	107,87	0,56	-6,65	37,1	27,93

50	m	1,88	72,82	112,58	-7,22	-6,03	38,56	19,66
51	w	1,41	67,85	97,2	0,11	-6,01	45,21	21,72
52	w	1,46	67,36	102,77	-1,32	-5,39	43,61	21,72
53	w	1,74	72,84	104,34	1,81	-1,6	54	13,45
54	w	1,41	63,93	109,66	0,01	-5,99	41,16	23,79
55	w	1,43	62,22	117,32	2,82	13,81	30,75	-11,38
56	w	1,5	68,39	102,14	-1,79	-10,11	45,72	27,93
57	m	1,96	73,37	116,16	1,48	-13,87	44,71	27,93
58	w	1,59	69,85	103,63	0	-10,31	47,22	27,93
59	m	1,96	72,2	119,79	1,08	-5,93	32,25	23,79
60	m	1,84	70,41	118,13	-5,23	0,59	40,69	13,45
61	m	1,95	74,2	112,62	2,35	-14,22	45,51	23,79
62	m	2,06	70,07	133,31	-0,51	4,89	44,77	-30
63	m	2,04	74,38	117,1	2,83	-5,7	47,38	19,66
64	w	1,43	67,69	99,21	-2,31	-13,01	45,1	30
65	w	1,6	74,41	91,89	-0,61	-3,33	48,34	7,24
66	m	2,08	71,82	128,57	3,3	-10,29	47,22	30
67	w	1,42	63,57	112,22	1,93	-4,44	49,75	30
68	w	1,62	62,81	130,66	1,28	3,01	38,7	-30
69	w	1,59	70,68	101,58	5,61	-17,41	46,09	30
70	m	2	75,84	110,58	0	-15,91	44,45	23,79
71	w	1,63	64,24	125,54	1,25	-0,12	48,55	-30
72	w	1,45	63,58	114,34	-0,56	12,38	37,62	-30
73	w	1,55	69,54	102,35	1,21	-7,43	34,14	30
74	m	1,73	72,18	105,82	0,03	-12,86	43,47	25,86
75	w	1,58	67,2	111,6	-9,32	-10,89	40,98	27,93
76	m	1,74	69,22	115,63	4,23	-9,32	41,16	30
77	w	1,64	67,43	115,13	-0,87	-1,82	44,93	-30
78	m	2,22	76,54	120,39	-1,77	-12,71	50,8	25,86
79	w	1,3	58,9	119,74	-3,88	12,64	30,28	-30
80	w	1,54	65,87	113,22	-0,15	10,04	37,93	3,1
81	w	1,67	68,98	111,56	0,12	-9,01	35,81	30
82	w	1,83	68,15	125,46	0,94	2,53	46,54	-30
83	w	1,91	75,06	107,81	-1,28	-6,16	39,11	21,72
84	w	1,63	69,1	108,98	-1,65	-12,37	45,74	30
85	w	1,94	69,07	129,13	-5,53	6,57	46,12	-30
86	w	1,56	62,72	126,49	-6,6	10,34	34,28	-30
87	w	1,74	66,69	124,55	-2,24	0,77	47,23	-30
88	w	1,44	66,05	105,12	-1,54	6,59	41,01	7,24
89	w	1,67	73,89	97,62	0,2	-17,72	51,8	27,93
90	w	1,52	68,84	102,1	-2,12	-11,72	43,05	30
91	w	1,35	57,83	128,17	-1,62	14,73	31,34	-30
92	w	1,61	65,66	118,49	0,19	-6,63	46,34	-30
93	m	2,07	73,9	120,48	1,01	-11,34	52,72	30
94	m	2	72,19	121,91	0,23	4,83	44,87	-30
95	w	1,57	64,18	121,32	-0,12	-0,69	46,83	-30
96	m	1,95	76,66	105,41	2,11	-11,42	49,18	27,93

Tabelle 27: Zylindervolumina (Neigung begrenzt (30°)) für die kieferorthopädische/kieferchirurgische ROI



Nr.	Geschlecht	Zylinder- volumen Achse fest ( $\times 10^3 \text{cm}^3$ )	Zylinder- radius (mm)	Zylinder- höhe (mm)	$x_z$	$y_z$	$z_z$	Neigung (Grad°)
1	m	1,29	67,51	90,14	-13,23	-18,16	48,56	29,45
2	m	1,52	68,08	104,41	-4,74	-16,09	51,13	26,22
3	m	1,36	63,66	106,55	2,3	-13,36	42,7	26,41
4	m	1,54	69,17	102,25	-6,35	-17,04	45	29,68
5	w	1,28	62,16	105,81	5,05	12,92	27,49	18,38
6	m	1,13	59,79	100,22	5,7	-8,98	41,04	23,03
7	w	1,23	66,49	88,59	1,13	-19,52	46,91	30,6
8	w	1,42	68,22	97	-0,13	-11,34	29,97	36,35
9	m	1,58	69,76	103,52	-3,92	-15,53	44,95	23,17
10	m	1,52	68,84	102,34	-2,8	-11,76	50,24	27,39
11	m	1,59	72,13	96,98	1,28	-19,09	42,31	24,86
12	m	1,48	68,32	100,76	-3,86	-17,33	44,23	28,68
13	m	1,91	77,53	101,13	0,72	-17,47	46,06	31,39
14	m	2,04	80,09	101,22	-2,4	-18,6	49,26	21,84
15	m	1,97	72,7	118,39	0,98	-8,23	42,8	22,65
16	m	2,12	77,82	111,44	-1,57	-2,74	48	16,84
17	w	1,44	69,34	95,56	-0,36	-18,45	43,8	36,36
18	m	1,9	72,84	114,06	-8,88	-5,35	44,51	20,4
19	m	1,29	67,01	91,55	-2,07	-9,28	44,04	18,87
20	w	2,14	79,38	107,95	-4,5	-19,97	50,95	27,32
21	w	1,5	67,48	104,54	-2,45	-15,51	48,04	32,03
22	w	1,57	71,06	98,89	-9,3	-11,93	37,96	37,87
23	w	1,62	73,19	96,25	-3,03	-20,06	48,86	33,81
24	m	3,9	107,73	106,92	-89,6	5,04	21,09	30,1
25	w	1,72	73,53	101,16	2,36	-13,06	38,74	53,37
26	w	1,67	72,23	102,12	0,49	-10,9	46,61	21,5
27	w	1,7	71,81	105,06	1,53	-13,69	46,7	22,78
28	m	1,48	66,04	108,23	-1,04	-4,52	41,72	21,69
29	m	1,74	75,08	98,14	-0,11	-15,32	45,91	30,53
30	w	2,1	78,86	107,51	-6,7	-16,83	50,08	26,74
31	w	1,5	69,98	97,43	-5	-12,45	39,59	23,69
32	w	1,69	72,73	101,63	-6,86	-14,35	49,59	31,17
33	w	1,69	72,28	103,05	-0,89	-15,57	42,45	36,52
34	w	1,7	75,54	94,96	4,18	-15,96	44,77	28,21
35	w	1,52	71,35	94,89	-4,15	-10,75	34,39	30,65
36	w	1,19	60,94	101,9	0,52	-11,2	43,59	26,47
37	w	1,63	71,1	102,53	2,04	-9,87	41,38	25,41
38	m	1,83	72,84	109,89	1,63	-9,65	45,68	27,93
39	w	1,65	73,19	97,78	-0,49	-10,77	51,07	19,56
40	w	1,18	65,69	87,28	0,07	-13,21	45,3	26,08
41	w	1,74	71,58	108,15	-0,44	-1,59	41,14	14,84
42	w	1,56	72,46	94,8	-8,59	-16,57	47,16	28,61
43	w	1,68	75,12	94,55	1,2	-16,4	50,26	26,03
44	m	1,77	72,2	108,07	8,45	-7,03	41,7	26,49
45	m	1,95	75,72	108,3	-0,61	-10,19	48,78	27,73
46	m	2,18	76,76	118,02	0,23	-12,07	48,08	36,26
47	w	1,6	71,72	98,77	5,26	-8,86	44,7	24,58
48	m	2,58	86,52	109,62	0,78	-16,55	58,9	29,65

49	m	1,76	72,35	107,21	0,57	-6,84	36,46	28,6
50	m	1,87	73,08	111,63	-7,25	-6,61	37,67	20,74
51	w	1,41	67,92	97,07	0,18	-5,97	45,21	21,52
52	w	1,47	67,57	102,41	-1,41	-5,27	43,58	21,15
53	w	1,74	74,79	98,97	1,8	-8,26	46,47	22,93
54	w	1,41	66,23	102,15	0,03	-9,08	34,31	32,57
55	w	1,55	67,46	108,32	2,8	-0,57	23,04	6,44
56	w	1,43	69,94	92,96	-1,78	-13,09	36,24	38,39
57	m	1,61	72,42	97,72	0	-5,54	45,94	14,82
58	w	1,85	72,81	110,84	2,24	-18,4	43,45	34,14
59	m	1,96	72,23	119,7	1,08	-6,07	32,06	23,95
60	m	1,87	73,58	109,66	-5,07	-5,08	33,82	22,53
61	m	1,96	74,87	111,12	2,4	-13,62	45,4	21,02
62	m	2,19	77,72	115,51	1,11	-10,18	49,53	17,24
63	m	1,46	69,72	95,84	0,85	-15,26	42,6	34,2
64	w	2,04	75,49	113,71	2,83	-8,13	43,97	23,61
65	w	1,64	75,61	91,23	-2,94	-5,79	49,6	9,81
66	m	2,19	74,81	124,38	2,32	-8,46	46,17	21,19
67	w	1,29	62,52	105,15	2,99	-10,4	45,55	40,88
68	w	1,77	74,3	102,19	9,15	-15,1	49,32	24,28
69	w	1,57	70,25	101,54	4,05	-16,49	44,44	30,04
70	m	2,05	76,88	110,34	0	-15,28	42,83	23,67
71	w	1,69	73,39	99,58	-2,1	-22,01	53,71	36,07
72	w	1,38	66,52	99,53	-0,56	-13,26	39,71	36,03
73	w	1,56	69,65	102,29	1,35	-7,27	33,87	29,81
74	m	1,73	72,45	104,75	0,05	-13,4	42,27	27,12
75	w	1,61	68,15	110,21	-9,31	-10,35	40,44	24,92
76	m	1,71	70,13	110,49	4,24	-10,3	36,62	34,98
77	w	1,83	77,32	97,59	0,97	-19,44	46,08	25,28
78	m	2,22	76,85	119,88	-1,81	-12,28	50,56	24,74
79	w	1,31	64,77	99,61	-2,85	-8,06	31,03	33,48
80	w	1,6	70,35	102,91	-0,54	0,47	28,27	17,48
81	w	1,63	69,55	107,1	0,06	-9,83	32,13	34,09
82	w	2,05	78,5	105,73	-7,62	-25,18	53,58	39,4
83	w	1,93	75,92	106,62	-0,12	-6,81	38,94	22,7
84	w	1,65	71,16	103,9	-1,63	-10,73	44,53	21,79
85	w	2,01	76,27	109,81	-5,53	-15	51,92	25,2
86	w	1,56	68,42	106,01	-6,54	-10,32	40,25	32,25
87	w	2,44	68,81	164,11	-1,2	0,02	66,04	42,63
88	w	1,45	69,1	96,82	-1,55	-1,18	32,95	18,49
89	w	1,68	74,06	97,53	0,14	-17,59	51,3	28,06
90	w	1,56	72,12	95,67	-2,12	-7,33	41,72	14,74
91	w	1,35	68,37	91,84	-1,02	-7,5	24,77	39,61
92	w	1,62	73,8	94,82	1,29	-17,14	47,25	22,51
93	m	2,11	76,23	115,45	1,68	-9,66	51,6	23,01
94	m	2,29	80,78	111,92	0,1	-9,94	47,26	18,93
95	w	1,66	72,52	100,51	-11,2	-22,61	51,55	41,37
96	m	1,94	76,71	105,05	1,95	-11,22	48,99	27,37

Tabelle 28: Zylindervolumina (definierte Ausrichtung) für die kieferorthopädische/kieferchirurgische ROI

Nr.	Geschlecht	Kugelvolumen ( $\times 10^3 \text{cm}^3$ )	Kugelradius (mm)	$x_k$	$y_k$	$z_k$
1	m	0,5	49,11	-3,23	14,47	46,81
2	m	0,68	54,48	-3,91	20,68	50,25
3	m	0,58	51,79	0,75	23,52	46,13
4	m	0,67	54,32	-0,51	19,32	50,77
5	w	0,58	51,81	3,65	45,92	23,73
6	m	0,5	49,08	0,39	20,86	44,43
7	w	0,62	52,8	0,98	17,23	49,89
8	w	0,59	52,15	0,07	23,11	30,53
9	m	0,68	54,47	-2,85	24,1	48,77
10	m	0,76	56,55	-1,46	21,37	52,33
11	m	0,62	52,86	1,75	20,88	37,81
12	m	0,69	54,87	-4,38	23,34	48,53
13	m	0,83	58,33	-1,33	28,23	51,02
14	m	0,8	57,47	-6,66	22,69	52,38
15	m	0,9	59,92	1,02	25,7	54,12
16	m	0,89	59,78	1,04	33,22	49,69
17	w	0,66	53,92	-1,05	24,76	42,6
18	m	1,07	63,46	-9,13	33,45	48,16
19	m	0,64	53,57	-3,18	23,65	44,34
20	w	0,87	59,28	-1,27	22,38	54,88
21	w	0,72	55,57	-0,38	18,66	52,34
22	w	0,71	55,45	-7,87	27,71	47,39
23	w	0,7	55,13	-0,1	22,95	50,13
24	m	0,93	60,63	8,9	37,67	39,33
25	w	0,82	58,09	1,89	20,75	53,85
26	w	0,85	58,68	-0,18	23,86	52,81
27	w	0,74	56,14	1,65	19,72	52,53
28	m	0,62	52,9	1,53	33,76	40,7
29	m	0,68	54,43	0,44	19,6	46,28
30	w	0,96	61,29	-7,14	22,15	56,7
31	w	0,63	53,32	-4,3	33,25	41,45
32	w	0,87	59,12	-3,24	23,94	53,08
33	w	0,75	56,42	-0,65	23,81	51,04
34	w	0,83	58,19	2,69	22,39	50,6
35	w	0,59	52,07	-4,35	20,71	45,79
36	w	0,6	52,29	-2,53	20,53	48,02
37	w	0,66	54,05	0,62	32,57	43,12
39	w	0,73	55,92	-1,26	30,57	46,6
40	m	0,66	54,04	-3,71	25,09	38,93
41	w	0,86	58,97	-3,65	28,36	50,7
42	w	0,76	56,73	-2,77	23,46	51,57
43	w	0,92	60,42	0,03	20,3	43,56
44	m	0,73	55,78	1,63	35,63	42,88
45	m	0,77	56,83	-1,1	29,72	48,42
46	m	0,99	61,9	-0,26	26,01	56,17
47	w	0,64	53,38	5,75	31,69	42,58
48	m	1,03	62,58	0,98	26,44	56,71
49	m	0,78	57,22	2,2	37,45	43,2
50	m	1,12	64,37	-2,15	42,94	47,33
51	w	0,79	57,31	-0,18	26,4	50,86

52	w	0,74	56,04	-2,17	30,29	46,93
53	w	0,84	58,51	-0,03	34,9	46,96
54	w	0,65	53,77	0,4	28,78	42,58
55	w	0,66	53,98	4,1	34,21	11,46
56	w	0,57	51,55	-0,28	26,69	44,07
57	m	0,6	52,33	-1,33	29,17	43,42
58	w	0,82	58,17	0,7	23,09	53,39
59	m	0,97	61,4	-1,53	36,07	38,01
60	m	0,85	58,74	0,51	34,08	32,42
61	m	0,87	59,29	0,38	31,33	50,34
62	m	0,88	59,4	-0,87	28,1	52,33
63	m	0,63	53,09	1,2	22,93	47,87
64	w	0,93	60,6	0,53	33,43	43,56
65	w	0,68	54,45	-3,82	22,22	46,39
66	m	0,82	58,14	2,78	28,76	50,45
67	w	0,7	55,04	2,7	19,37	51,45
68	w	0,63	53,32	-0,5	22,86	44,89
69	w	0,85	58,81	0,37	21,33	54,8
70	m	0,88	59,47	-0,93	22,77	44,79
71	w	0,71	55,33	-0,28	11,8	54,06
72	w	0,68	54,63	-1,08	22,64	49,71
73	w	0,74	56,18	0,05	30,34	39,95
74	m	0,74	56,12	-0,2	29,29	45,46
75	w	0,63	53,06	-5,19	22,88	47,59
76	m	0,7	55,02	0,32	30,29	45,93
77	w	0,73	55,98	0,02	17,36	53,22
78	m	0,93	60,6	-2,61	30,78	51,99
79	w	0,6	52,39	-2,4	30,2	40,05
80	w	0,78	57,16	-0,16	34,41	22,72
81	w	0,66	53,89	1,56	30,36	36,91
82	w	0,73	55,9	3,36	14,68	53,84
83	w	0,82	58,03	0,44	35,45	36,13
84	w	0,83	58,32	0,67	26,61	51,89
85	w	0,77	56,92	-4,83	21,13	52,37
86	w	0,65	53,62	-5,77	28,41	45,1
87	w	0,85	58,87	-2,57	11,65	57,65
88	w	0,67	54,27	0,41	38,65	29,76
89	w	0,68	54,62	-0,37	19,48	51,03
90	w	0,56	51,17	-3,48	21,82	41,88
91	w	0,69	54,82	-2,06	29,92	37,04
92	w	0,73	55,77	-0,4	11,85	54,49
93	m	1,02	62,42	2,2	20,55	58,9
94	m	0,92	60,35	-0,35	23,9	55,41
95	w	0,75	56,42	-1,16	13,35	54,8
96	m	1,02	62,51	0,33	28,6	55,43

Tabelle 29: Kugelvolumina für die oralchirurgische ROI

Nr.	Geschlecht	Zylinder- volumen ( $\times 10^3 \text{cm}^3$ )	Zylinder- radius (mm)	Zylinder- höhe (mm)	$x_z$	$y_z$	$z_z$	Neigung (Grad°)
1	m	0,34	44,9	53,24	-3,24	5,72	46,04	27,93
2	m	0,49	50,77	60,77	-3,91	12,23	47,58	23,79
3	m	0,44	47,89	60,46	0,75	12,67	43,15	25,86
4	m	0,48	50,6	59,09	-2,37	9,34	42,48	30
5	w	0,5	46,49	74,37	4,3	33,35	17,16	19,66
6	m	0,34	42,95	58,33	0,33	12,37	44,24	23,79
7	w	0,43	51,31	51,91	0,98	4,95	46,07	27,93
8	w	0,45	48,13	61,91	0,08	18,56	31,07	27,93
9	m	0,48	52,58	55,68	-2,85	11,24	43,51	23,79
10	m	0,57	53,03	64,41	-1,47	12,18	45,79	27,93
11	m	0,4	51,08	49,41	1,75	12,08	33,85	23,79
12	m	0,5	53,23	56,65	-4,38	9,72	42,13	27,93
13	m	0,63	57,76	60,3	-1,35	11,14	41,01	30
14	m	0,5	55,65	51,7	-5,47	9,73	45,42	21,72
15	m	0,63	53,87	69,3	1,03	14,68	52,56	23,79
16	m	0,68	56,7	67,37	0,93	22,46	45,04	15,52
17	w	0,5	51,05	61,59	-1,05	36,98	37,58	-30
18	m	0,77	60,24	67,86	-9,83	21,14	41,69	19,66
19	m	0,44	52,11	51,06	-3,18	13,94	40,53	17,59
20	w	0,63	57,82	60,35	-1,27	9,36	46,76	27,93
21	w	0,53	50,95	65,25	-1,67	10,74	46,35	30
22	w	0,6	53,51	67,15	-8,99	15,42	40,45	30
23	w	0,51	51,95	59,73	-2,15	9,62	43,06	30
24	m	0,73	57,96	69,48	10,1	23,4	28,96	30
25	w	0,8	56,32	79,87	1,86	35,07	44,76	-30
26	w	0,58	56,37	58,25	-0,18	12,22	48,01	21,72
27	w	0,5	52,27	58,31	1,65	11,01	50,6	21,72
28	m	0,49	48,9	65,36	0,23	21,75	33,71	21,72
29	m	0,5	51,91	59,38	0,48	11,5	39,44	30
30	w	0,67	58,94	61,46	-7,14	9,05	51,77	25,86
31	w	0,47	53,06	53,31	-4,3	14,6	32,95	23,79
32	w	0,66	56,61	65,47	-3,25	11,2	48,06	27,93
33	w	0,61	53,81	67,49	-1,3	24,96	56,32	9,31
34	w	0,57	57,45	54,68	2,72	8,42	42,49	27,93
35	w	0,45	50,63	55,96	-4,4	10,01	38,62	30
36	w	0,41	46,67	60,41	-2,49	10,2	48,22	25,86
37	w	0,52	52,51	60,02	0,19	16,84	34,06	25,86
39	w	0,52	54,23	56,23	-2,02	15,18	40,17	19,66
40	m	0,43	51,52	51,76	-3,83	11,66	35,27	25,86
41	w	0,58	53,98	63,32	-6,16	21,7	45,38	13,45
42	w	0,55	56,11	55,56	-2,77	8,63	43,03	27,93
43	w	0,57	56,95	56,12	-2,94	14,01	33,47	27,93
44	m	0,6	53,62	66,68	1,62	19,88	35,43	25,86
45	m	0,62	54,01	67,98	-1,1	17,29	39,96	27,93
46	m	0,8	56,47	80,22	-2,39	17,99	49,06	30
47	w	0,52	52,03	60,94	5,76	17,23	34,3	25,86
48	m	0,76	59,01	69,91	0,98	11,06	50,72	30
49	m	0,65	56,33	65,44	2,2	19,58	32,92	27,93
50	m	0,78	61,72	65,06	-5,92	21,78	37,69	17,59

51	w	0,57	54,89	59,76	-0,18	13,87	45,93	21,72
52	w	0,55	53,13	62,52	-3,34	17,9	39,55	21,72
53	w	0,64	57,93	60,49	-0,03	16,86	39,39	21,72
54	w	0,52	51,35	63,24	-0,75	16,72	34,27	30
55	w	0,45	50,17	56,5	4,35	27,41	8,38	7,24
56	w	0,49	49,92	62,75	-1,41	14,88	36,98	30
57	m	0,43	49,37	55,6	-1,27	18,25	42,74	13,45
58	w	0,67	56,67	66,08	0,68	11,53	46,12	30
59	m	0,72	58,37	67,43	-3,21	23,59	30,06	23,79
60	m	0,6	54,87	63,61	-0,86	23,84	26,1	21,72
61	m	0,61	56,93	59,57	-2,03	16,64	41,96	19,66
62	m	0,56	53,27	63,08	-3,71	17,71	48,51	17,59
63	m	0,51	51,76	60,89	1,21	11,54	40,91	30
64	w	0,68	56,61	67,27	2,17	20,79	35,94	23,79
65	w	0,39	50,67	48,45	-5,41	17,5	42,96	9,31
66	m	0,61	52,06	71,53	2,5	20,16	46,02	21,72
67	w	0,59	49,34	77,29	2,7	15,15	51,04	30
68	w	0,46	50,57	57,77	-0,08	14,33	39,1	23,79
69	w	0,58	55,87	58,76	2,9	8,5	44,04	30
70	m	0,59	56,54	58,47	-1,22	14,74	39,03	23,79
71	w	0,54	51,37	64,72	-0,27	7,35	51,99	30
72	w	0,57	52,9	64,75	-1,04	11,95	44,05	30
73	w	0,56	53,85	61,81	-0,88	17,96	30,7	30
74	m	0,57	54,8	60,3	-0,08	15,14	37,89	25,86
75	w	0,47	48,64	63,72	-5,19	14,89	42,32	25,86
76	m	0,6	50,61	75,18	1,49	32,88	53,77	5,17
77	w	0,45	52,83	51,68	0,83	4,53	49,9	25,86
78	m	0,7	56,28	70,45	-4,16	18,63	44,71	23,79
79	w	0,48	49,44	62,05	-4,47	17,74	31,33	30
80	w	0,56	54,09	60,44	0,01	25,65	19,11	17,59
81	w	0,53	50,37	65,89	2,31	19,69	31,79	30
82	w	0,58	51,54	69,74	3,36	9,03	54,1	30
83	w	0,62	56,21	62,83	0,44	21,56	28,97	23,79
84	w	0,54	54,19	58,52	-1,31	12,55	47,55	21,72
85	w	0,55	51,86	64,68	-6,66	23,61	55,88	9,31
86	w	0,53	50,35	66,79	-6,43	16,95	37,43	30
87	w	0,73	56,24	73,88	-2,55	10,94	54,93	30
88	w	0,51	52,52	58,36	1,1	22,7	23,19	19,66
89	w	0,49	52,33	57,42	-0,04	9,22	43,9	27,93
90	w	0,38	48,16	51,62	-3,13	17,13	39,35	13,45
91	w	0,58	53,83	63,82	-1,98	18,55	33,04	27,93
92	w	0,43	52,32	49,81	-0,4	5,53	53,4	21,72
93	m	0,68	56,04	69,08	2,2	14,22	57,63	21,72
94	m	0,59	55,23	61,95	-0,35	16,1	57,77	15,52
95	w	0,59	52,31	68,87	-1,17	7,48	55,91	30
96	m	0,77	61,2	65,65	0,33	12,82	45,9	27,93

Tabelle 30: Zylindervolumina für die oralchirurgische ROI

Nr.	Geschlecht	Kugel- volumen ( $\times 10^3 \text{cm}^3$ )	Kugel- radius (mm)	$x_k$	$y_k$	$z_k$
1	m	0,23	37,85	-1,21	8,23	36,92
2	m	0,39	45,45	-0,15	18,35	41,58
3	m	0,43	46,83	2,21	10,81	44,4
4	m	0,36	44,18	-0,72	10,59	42,88
5	w	0,43	46,71	3,05	35,03	19,15
6	m	0,34	43,18	0,22	11,14	41,71
7	w	0,31	42	-0,72	12,28	36,8
8	w	0,43	46,7	0,07	14,29	35,97
9	m	0,31	41,89	0,3	22,78	35,14
10	m	0,59	51,9	-1,72	8,21	44,42
11	m	0,46	47,82	2,6	9,58	36,77
12	m	0,49	48,87	-0,47	8,29	47,89
13	m	0,56	51,13	-0,34	16,1	34,77
14	m	0,38	45,02	-2,66	15,67	42,12
15	m	0,49	49	0,46	15,92	44,41
16	m	0,54	50,45	1,23	19,91	40,38
17	w	0,38	44,95	-0,4	13,64	29,69
18	m	0,67	54,31	-2,41	19,65	37,55
19	m	0,42	46,59	-0,76	12,71	41,38
20	w	0,49	48,86	-0,09	14,22	40,08
21	w	0,47	48,29	-0,79	12,39	46,66
22	w	0,49	48,74	-5,05	16,35	42,65
23	w	0,51	49,43	0,03	9,69	41,26
24	m	0,75	56,32	5,36	32,42	32,45
25	w	0,63	53,26	2,11	9,16	48,47
26	w	0,55	50,89	1,55	9,11	42,78
27	w	0,39	45,2	0,08	10,85	43,05
28	m	0,45	47,55	0,38	27,96	33,63
29	m	0,52	49,85	-0,68	9,92	43,27
30	w	0,55	50,72	-2,51	16,58	47,86
31	w	0,36	44,03	-3,17	22,53	34,44
32	w	0,47	48,37	-3,14	15,98	33,73
33	w	0,59	51,98	-0,65	11,9	44,51
34	w	0,59	52,17	0,89	8	43,13
35	w	0,38	44,8	-0,26	9,81	39,93
36	w	0,32	42,57	-1,13	15,08	39,79
37	w	0,33	42,88	3,65	25,54	33,52
39	w	0,52	49,92	-1,26	11,7	41,35
40	m	0,37	44,69	1,95	7,61	21,44
41	w	0,54	50,46	-1,43	10,92	42,12
42	w	0,49	48,94	-3,08	4,86	42,55
43	w	0,74	56,15	-4,04	14,78	30,54
44	m	0,53	50,26	2,14	25,83	33,5
45	m	0,49	48,89	-1,2	22,16	37,08
46	m	0,7	55,19	-0,11	12,05	47,14
47	w	0,37	44,72	1,95	20,54	35,81
48	m	0,63	53,23	-0,44	16,54	39,95
49	m	0,54	50,55	2,21	29,28	30,98
50	m	0,64	53,59	-0,28	18,46	36,48
51	w	0,54	50,44	-0,05	12,23	41,29

52	w	0,48	48,7	0,57	11,05	42,27
53	w	0,42	46,29	-1,08	18,76	29,98
54	w	0,47	48,17	0,6	15,85	36,79
55	w	0,46	47,91	4,1	21,95	16,18
56	w	0,44	47,04	0,87	12,9	33,84
57	m	0,3	41,49	0,01	18,48	35,88
58	w	0,47	48,23	0	12,62	44,03
59	m	0,66	54,1	0,77	21,05	32,67
60	m	0,61	52,75	1,05	21,19	30,08
61	m	0,44	47,09	0,98	16,47	41,85
62	m	0,51	49,48	-0,27	16,63	45,21
63	m	0,38	44,9	1,44	12,63	40,52
64	w	0,74	56,06	0,53	21,26	38,14
65	w	0,41	46,24	3,34	16,46	40,05
66	m	0,49	48,92	2,25	16,04	42,13
67	w	0,36	43,97	0,48	17,21	40,46
68	w	0,47	48,08	-1,44	10,43	38,84
69	w	0,54	50,48	0,7	8,46	44,34
70	m	0,63	53,31	-0,48	8,27	38,76
71	w	0,38	45	0,4	4,49	43,12
72	w	0,3	41,62	-0,23	16,12	38,35
73	w	0,54	50,67	3,15	21,71	34,3
74	m	0,5	49,32	0,57	14,24	38,2
75	w	0,37	44,39	-0,38	14,68	38,97
76	m	0,4	45,75	1,57	17,33	41,66
77	w	0,39	45,38	-0,3	7,07	41,51
78	m	0,67	54,25	-0,43	20,61	43,88
79	w	0,41	46,2	-2,4	16,25	31,68
80	w	0,61	52,48	0	23,34	26,25
81	w	0,51	49,72	1,55	20,45	34,68
82	w	0,33	42,93	2,91	10,15	41,61
83	w	0,44	47,35	0,11	21,2	26,84
84	w	0,39	45,52	-0,45	12,8	41,74
85	w	0,44	47,32	2,69	10,55	46,05
86	w	0,47	48,15	-5,18	15,22	41,58
87	w	0,48	48,56	0,02	5,11	43,25
88	w	0,51	49,55	-0,81	28,28	26,73
89	w	0,46	47,91	-0,35	9,13	42,54
90	w	0,43	46,81	-1,57	9,55	37,3
91	w	0,49	48,92	-2,21	16,74	32,55
92	w	0,36	44,03	0,05	1,06	42,71
93	m	0,66	54,14	1,05	-0,18	49,53
94	m	0,41	46,2	-0,65	11,42	44,5
95	w	0,43	46,69	-2,84	10,02	44,85
96	m	0,6	52,29	2,14	9,24	46,3

Tabelle 31: Kugelvolumina für die implantologische/dentale ROI



Nr.	Geschlecht	Zylinder- volumen ( $\times 10^3 \text{ cm}^3$ )	Zylinder- radius (mm)	Zylinder- höhe (mm)	$x_z$	$y_z$	$z_z$	Neigung (Grad°)
1	m	0,17	35,14	43,51	-3,3	11,11	36,96	17,59
2	m	0,28	41,79	51,48	-1,37	17,61	42,96	11,38
3	m	0,32	46,01	48,1	2,1	16,58	44,55	9,31
4	m	0,29	43,49	48,4	-0,72	15,54	44,15	11,38
5	w	0,33	40,71	63,35	2,67	42,32	15,67	-25,86
6	m	0,26	40,63	50,1	1,96	5,82	39,92	30
7	w	0,22	39,75	44,75	-0,72	12,56	42,92	13,45
8	w	0,3	42,76	52,01	0,07	22,54	39,44	5,17
9	m	0,2	40,98	38,19	0,3	26,81	36,41	-11,38
10	m	0,41	50,39	51,4	-1,72	17,69	48,02	9,31
11	m	0,3	45,69	45,15	2,6	14,92	40,26	11,38
12	m	0,3	46,62	44,05	-1,26	12,85	47,19	11,38
13	m	0,34	45,79	51,68	-0,34	20,87	40,67	7,24
14	m	0,24	43,51	41,06	-2,6	15,32	42,31	7,24
15	m	0,38	46,55	56,05	0,47	28,4	43,89	-1,03
16	m	0,37	48,22	51,05	1,23	30,81	39,97	-7,24
17	w	0,27	43,61	45,26	-0,4	21,96	32,38	1,03
18	m	0,48	52,18	56,35	-2,76	31,3	41,46	-5,17
19	m	0,27	44,43	43,28	-0,76	6,69	38,47	23,79
20	w	0,31	46,61	45,87	-0,09	23,07	45,07	-1,03
21	w	0,32	45,54	49,35	-1,27	18,9	46,99	7,24
22	w	0,38	46,68	54,93	-5,05	21,58	42,07	7,24
23	w	0,34	47,42	47,57	-1,07	18,76	40,59	7,24
24	m	0,53	51,6	63,94	8,6	38,85	42,26	-9,31
25	w	0,48	50,57	60,12	2,11	18,7	36,16	-30
26	w	0,35	49,84	44,37	1,51	21,9	43,99	-1,03
27	w	0,28	43,87	46,75	0,08	18,61	43,81	5,17
28	m	0,3	41,74	55,67	0,52	34,22	36,68	-9,31
29	m	0,37	46,99	52,95	-0,68	16,67	48,78	11,38
30	w	0,36	48,55	48,93	-2,39	20,41	45,89	5,17
31	w	0,25	42,18	44,98	-3,56	13,28	29,67	19,66
32	w	0,33	45,93	49,56	-3,14	27,29	38,7	-5,17
33	w	0,39	48,52	52,18	-0,65	19,35	49,91	7,24
34	w	0,4	51,09	49,38	0,88	16	45,63	11,38
35	w	0,28	42,64	49,5	0,79	16,16	39,49	11,38
36	w	0,24	39,84	47,47	-1,08	20,05	41,81	5,17
37	w	0,25	41,18	46,74	5,28	31,93	31,24	-15,52
39	w	0,35	48,85	47,29	-1,27	19,49	46,71	5,17
40	m	0,23	43,36	39,62	1,95	11,07	27,77	19,66
41	w	0,38	48,79	50,82	-1,43	20,26	42,14	7,24
42	w	0,3	47,52	42,55	-3,08	15,56	46,33	7,24
43	w	0,41	55,32	42,57	-3,81	13,63	34,52	13,45
44	m	0,35	44,41	56,24	2,04	31,66	37,88	-5,17
45	m	0,35	46,84	51,27	-1,25	29,44	41,39	-5,17
46	m	0,5	52,16	58,17	-1,8	27,6	48,69	-3,1
47	w	0,28	42,04	51,3	1,95	28,24	33,44	-5,17
48	m	0,42	51,32	51,36	-0,44	29,91	45,61	-5,17
49	m	0,38	45,43	59,33	2,21	35,04	32,4	-9,31
50	m	0,44	51,64	52,1	-0,28	31,88	37,41	-9,31
51	w	0,36	47,77	50,17	-0,06	20,73	45,06	5,17
52	w	0,3	48,52	41,2	0,57	25,42	42,48	-7,24

53	w	0,28	43	48,91	-1,08	27,09	34,12	-5,17
54	w	0,32	43,9	53,02	0,6	24,3	41,43	3,1
55	w	0,3	47,46	42,16	4,1	16,41	13,75	30
56	w	0,29	42,01	51,87	-0,28	22,44	39,81	5,17
57	m	0,21	39,09	44,32	0,01	25,94	33,84	-7,24
58	w	0,32	45,67	49,6	0	21,93	44,61	3,1
59	m	0,45	50,39	55,94	0,77	32,56	38,59	-7,24
60	m	0,4	46,82	57,57	1,07	29,5	39,46	-1,03
61	m	0,32	44,28	51,14	0,2	23,22	44,1	3,1
62	m	0,35	47,06	50,12	-0,27	23,26	43,25	1,03
63	m	0,26	41,92	47,1	1,44	21,08	43,1	3,1
64	w	0,5	51,78	59,88	0,52	32,18	46,63	-3,1
65	w	0,24	43,13	40,83	2,46	13,89	41,45	9,31
66	m	0,36	44,64	57,87	2,25	25,93	45,89	3,1
67	w	0,26	41,37	48,07	-0,02	25,9	40,03	-3,1
68	w	0,29	43,93	48,41	-2,62	19,05	41,52	7,24
69	w	0,35	49,13	46,62	0,7	20,7	47,99	3,1
70	m	0,41	50,48	51,34	-0,48	17,57	42,22	11,38
71	w	0,29	42,85	49,55	0,4	15,83	46,9	11,38
72	w	0,23	39,71	46,04	-0,24	24,23	31,87	-30
73	w	0,37	46,23	55,2	3,21	28,35	41,44	-1,03
74	m	0,34	45,66	52,33	0,58	23,77	44,55	3,1
75	w	0,29	43,48	48,97	-0,38	20,97	38,94	5,17
76	m	0,3	41,93	54,3	1,57	26,1	42,37	1,03
77	w	0,24	43,6	40,75	-1,31	11,23	40,65	13,45
78	m	0,46	49,06	61,43	-1,93	26,25	50,71	5,17
79	w	0,29	41,86	51,94	-2,4	23,98	37,29	3,1
80	w	0,43	51,34	51,66	0	15,86	25,23	27,93
81	w	0,35	44,95	55,42	1,56	28,45	40,75	-1,03
82	w	0,26	40,32	51,07	3,3	19,9	42,89	7,24
83	w	0,33	45,37	51,44	0,1	34,08	23,64	-19,66
84	w	0,26	43,03	45,35	-0,46	20,31	41,71	3,1
85	w	0,33	44,35	52,75	2,45	20,58	47,25	7,24
86	w	0,35	45,43	53,27	-4,84	27	41,57	-1,03
87	w	0,35	45,6	54,08	0,46	17,74	46,57	7,24
88	w	0,35	43,8	57,25	-0,82	36,71	32,87	-13,45
89	w	0,29	44,99	45,21	-0,35	16,82	46,94	7,24
90	w	0,28	46,29	41,19	-1,57	24,02	36,87	-5,17
91	w	0,34	45,1	52,44	-2,21	26,6	41,63	-1,03
92	w	0,22	43,26	37,99	0,05	12,95	44,78	7,24
93	m	0,48	50,39	59,78	1,05	11,84	49,26	-19,66
94	m	0,3	44,33	48,1	-0,66	21,62	45,54	3,1
95	w	0,31	43,29	52,31	-2,84	18,4	46,79	9,31
96	m	0,43	50,7	53,12	2,14	23,99	48,25	3,1

Tabelle 32: Zylindervolumina für die implantologische/dentale ROI

## 10. Lebenslauf

<b>Name</b>	Marie-Theres Rasch
<b>Geburtstag und –ort:</b>	3. Dezember 1982 in München
<b>Eltern:</b>	Heinz Rasch Gabriele Rasch, geb. Loos
<b>Schulbildung</b> 09/1989 - 07/1993 09/1993 - 06/2001	Grundschule an der Feldbergstraße in München Michaeli-Gymnasium in München
<b>Studium</b> 10/2001 - 06/2006  06/2006 - 12/2006 04/2007 - 02/2009	Studium der Zahnheilkunde an der Ludwig-Maximilians-Universität München Zahnärztliche Prüfung und Approbation Promotionsstudentin an der Poliklinik für Kieferorthopädie, LMU München (Prof. Dr. Andrea Wichelhaus)
<b>Berufstätigkeit</b> 01.09.2007 – 30.04.2009  seit 01.05.2009	Tätigkeit als Zahnärztin in der Praxis von Dr. E. Satzger, Landsberg am Lech Tätigkeit als Zahnärztin in der Praxis von Dr. M. Bechtler, Barsbüttel