

**Aus dem Institut für 3D-Dentalradiologie - MESANTIS Berlin**

DISSERTATION

**Die erforderliche Größe des Field of View bei der  
dreidimensionalen  
kieferorthopädischen Behandlungsplanung  
auf der Basis digitaler Volumentomographien aus den USA**

zur Erlangung des akademischen Grades

Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät

Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Aylin Selcuk

aus Berlin

Datum der Promotion: 05.03.2021

**Widmung:**

Für meine Eltern. Für meinen Bruder. Für meine Großeltern. In Liebe und Dankbarkeit.

# INHALTSVERZEICHNIS

|   |    |
|---|----|
| Abkürzungsverzeichnis .....   | 1  |
| Formel- und Einheitenverzeichnis .....                                  | 3  |
| Tabellenverzeichnis.....  | 4  |
| Abbildungsverzeichnis.....  | 6  |
| Abstrakt .....  | 7  |
| Abstract .....  | 9  |
| 1 Einleitung.....   | 11 |
| 1.1 Bildgebende Verfahren in der Kieferorthopädie .....                 | 14 |
| 1.1.1 Orthopantomogramm .....   | 15 |
| 1.1.2 Einzelbildaufnahmen .....   | 16 |
| 1.1.3 Fernröntgenseitenbild.....  | 17 |
| 1.1.4 Computertomographie.....  | 20 |
| 1.1.5 Digitale Volumetomographie .....                                  | 21 |
| 1.2 DVT in der Kieferorthopädie .....                                   | 23 |
| 1.2.1 Leitlinien und Empfehlungen .....                                 | 24 |
| 1.2.2 Indikationen .....  | 26 |
| 1.3 Strahlenhygiene .....   | 28 |
| 1.3.1 Allgemeine Strahlenbelastung in der Zahnmedizin .....             | 28 |
| 1.3.2 Strahlenbelastung der DVT .....                                   | 30 |
| 1.4 FOV.....  | 32 |
| 1.4.1 Definition .....  | 32 |
| 1.4.2 Einflussparameter .....   | 33 |
| 1.4.3 FOV in der kieferorthopädischen Behandlungsplanung .....          | 34 |
| 1.5 Ethnische Unterschiede in der dentokraniofazialen Morphologie ..... | 36 |

|         |   |    |
|---------|---|----|
| 2       | Ziel der Dissertation .....             | 38 |
| 3       | Fragestellung.....                      | 39 |
| 4       | Hypothesen .....                        | 42 |
| 4.1     | Hypothese I.....                        | 42 |
| 4.2     | Hypothese II.....                       | 42 |
| 4.3     | Hypothese III.....                      | 42 |
| 4.4     | Hypothese IV .....                      | 42 |
| 5       | Material und Methoden.....              | 43 |
| 5.1     | Allgemeine Methoden und Material .....  | 43 |
| 5.1.1   | Patientengut .....                      | 43 |
| 5.1.2   | DVT- Aufnahmen.....                     | 44 |
| 5.1.3   | Auswertungssoftware .....               | 44 |
| 5.1.4   | Messungen .....                         | 46 |
| 5.1.4.1 | Punkte .....                            | 46 |
| 5.1.4.2 | Strecken .....                          | 47 |
| 5.1.4.3 | Formeln .....                           | 49 |
| 5.1.5   | Statistische Methoden .....             | 50 |
| 5.1.5.1 | Datentabelle .....                      | 50 |
| 5.1.5.2 | Statistische Analysen .....             | 50 |
| 5.2     | Spezielle Methoden .....                | 50 |
| 5.2.1   | Höhe des FOV .....                      | 50 |
| 5.2.2   | Durchmesser des FOV .....               | 51 |
| 5.2.3   | FOV in Abhängigkeit vom Alter .....     | 56 |
| 5.2.4   | FOV in Abhängigkeit vom Geschlecht..... | 57 |
| 6       | Ergebnisse .....                        | 59 |
| 6.1     | Höhe des FOV .....                      | 59 |
| 6.2     | Durchmesser des FOV.....                | 62 |

|       |  |     |
|-------|--|-----|
| 6.3   | FOV in Abhängigkeit vom Alter .....                      | 65  |
| 6.3.1 | FOV-Höhe in Abhängigkeit vom Alter .....                 | 65  |
| 6.3.2 | FOV-Durchmesser in Abhängigkeit vom Alter .....          | 69  |
| 6.4   | FOV in Abhängigkeit vom Geschlecht .....                 | 73  |
| 6.4.1 | Höhe des FOV in Abhängigkeit vom Geschlecht .....        | 73  |
| 6.4.2 | Durchmesser des FOV in Abhängigkeit vom Geschlecht ..... | 75  |
| 7     | Diskussion .....   | 78  |
| 7.1   | Diskussion der Methoden .....                            | 81  |
| 7.1.1 | Patientengut & DVT Aufnahmen .....                       | 81  |
| 7.1.2 | Allgemeine Methoden.....                                 | 82  |
| 7.2   | Diskussion der Ergebnisse .....                          | 84  |
| 7.2.1 | Höhe des FOV .....                                       | 84  |
| 7.2.2 | Durchmesser des FOV .....                                | 87  |
| 7.2.3 | FOV in Abhängigkeit vom Alter .....                      | 89  |
| 7.2.4 | FOV in Abhängigkeit vom Geschlecht.....                  | 92  |
| 8     | Schlussfolgerungen .....                                 | 95  |
| 8.1   | Schlussfolgerung der Untersuchung .....                  | 96  |
| 8.2   | Relevanz für den klinischen Alltag .....                 | 97  |
| 8.3   | Ausblick.....  | 99  |
| 9     | Literatur .....  | 101 |
| 9.1   | Eidesstaatliche Versicherung/ Anteilserklärung .....     | 141 |
| 9.2   | Curriculum vitae .....                                   | 142 |
| 9.3   | Danksagung .....   | 144 |

## Abkürzungsverzeichnis

|         |  |
|---------|--|
| ADI     | Advanced Data Imaging  |
| ALARA   | As Low As Reasonably Achievable  |
| ALADA   | As Low As Diagnostically Acceptable  |
| ALADIP  | As Low As Diagnostically Acceptable being Indication-oriented and Patient-specific |
| AAOMR   | American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology                               |
| AAO     | American Academy of Orthodontics   |
| Bas     | Basion   |
| bzw.    | Beziehungsweise  |
| BMI     | Body-Mass-Index  |
| BfS     | Bundesministerium für Strahlenschutz   |
| ca.     | circa  |
| CAD/CAM | Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing                                |
| CT      | Computertomographie  |
| Cond    | Condylus   |
| CBCT    | Cone beam computed tomography  |
| DIMITRA | Dentomaxillofacial paediatric imaging  |
| DGKFO   | Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie   |
| DGZMK   | Deutsche Gesellschaft für Zahn- Mund- und Kieferheilkunde                          |
| DICOM   | Digital Imaging and Communication in Medicine                                      |
| DVT     | Digitale Volumetomographie   |
| 3D      | Dreidimensional  |
| EURATOM | Europäische Atomgemeinschaft   |
| FRS     | Fernröntgenseitenbild  |
| FOV     | Field of View  |
| FLD     | Flat Planel Detektor   |
| Foss    | Fossa mandibularis   |

|            |   |
|------------|---|
| HWS        | Halswirbelsäule   |
| Inc.       | Incorporated  |
| IADR       | Indikationsabhängige Dosisreduktion                             |
| ICRP       | International Commission of Radiological Protection             |
| IDR        | Internationale Strahlenschutzkommission                         |
| J          | Jahr/e  |
| KG         | Kiefergelenk  |
| KFO        | Kieferorthopädie  |
| Ment       | Menton  |
| Naspi      | Nasenspitze   |
| NCD-RisC   | Non-communicable diseases Risk Factor Collaboration             |
| NV         | Nevada  |
| OLD        | Optisch stimulierte Dosimeter                                   |
| o.g.       | oben genannte   |
| OPG/ OPTG  | Orthopantogramm   |
| PSA        | Panoramaschichtaufnahme   |
| POI        | Point of Interest   |
| Por        | Porion  |
| ROI        | Region of Interest  |
| RöV        | Röntgenverordnung   |
| SEDENTEXCT | Safety and Efficacy of a New and Emerging Dental X-ray Modality |
| s.o.       | siehe oben  |
| SPSS       | Statistical Package of Social Science                           |
| s.u.       | siehe unten   |
| StrSchV    | Strahlenschutzverordnung  |
| USA        | Vereinigte Staaten von Amerika                                  |
| 2D         | zweidimensional   |
| z.B.       | Zum Beispiel  |

## Formel- und Einheitenverzeichnis

|                |   |
|----------------|---|
| r              | Radius  |
| b              | gemessene Strecke                               |
| b <sub>0</sub> | Strecke Naspi bis zur Tangente Naspi-Bas        |
| b <sub>1</sub> | Strecke Naspi bis zur Kreissehne s <sub>1</sub> |
| b <sub>2</sub> | Strecke Naspi bis zur Kreissehne s <sub>2</sub> |
| b <sub>3</sub> | Strecke Naspi bis zur Kriessehne s <sub>3</sub> |
| cm             | Zentimeter                                      |
| D              | Durchmesser                                     |
| E              | effektive Dosis                                 |
| H              | Höhe  |
| H1             | Strecke zwischen Nasion und Weichgewebsmenton   |
| mA             | Milliampère                                     |
| mm             | Millimeter                                      |
| Min            | Minute  |
| N              | Fallzahl  |
| p              | Statistisches Signifikanzniveau                 |
| %              | Prozent   |
| S              | Sekunde   |
| s              | Sehne eines Kreises                             |
| s <sub>1</sub> | Kreissehne, Strecke Cond-Cond                   |
| s <sub>2</sub> | Kreissehne, Strecke Foss-Foss                   |
| s <sub>3</sub> | Kreissehne, Strecke Por-Por                     |
| Sv/ mSv/ µSv   | Sievert/ Millisievert/ Microsievert             |
| r              | Radius  |
| V/ kV          | Volt/ Kilovolt                                  |
| wR             | Strahlenwichtungsfaktor                         |
| Z              | vorgegebene Durchmesser                         |

## Tabellenverzeichnis

|   |    |
|---|----|
| <b>Tabelle 1:</b> Alterseinteilung der Patienten. Um die Wachstumsschübe im Pubertätsalter zu berücksichtigen wurden die Patienten in drei Gruppen eingeteilt: Kind, Jugendlicher, Erwachsener.....   | 57 |
| <b>Tabelle 2:</b> Geschlechterverteilung der Probe: Mehr als die Hälfte der Patienten dieser Untersuchung sind weiblich.....  | 58 |
| <b>Tabelle 3:</b> Höhe des FOV: Beim 50. Perzentil (Median) liegt die FOV-Höhe bei 12,1 cm. Bei einer Höhe von 13 cm werden 20% der Patienten nicht erfasst. ....   | 61 |
| <b>Tabelle 4:</b> FOV-Durchmesser und die numerisch sowie prozentual erfasste Anzahl an Patienten. Bei einem FOV-Durchmesser von 17 cm werden über 99% der Patienten erfasst .....  | 63 |
| <b>Tabelle 5:</b> Höhe des FOV bei unterschiedlichen Altersgruppen. Der Mittelwert ist bei Kindern kleiner als bei Jugendlichen und bei Jugendlichen kleiner als bei Erwachsenen.....   | 66 |
| <b>Tabelle 6:</b> Altersgruppen und FOV-Höhe nach Perzentilen. Bei Betrachtung der Perzentile stellt man fest, dass der Wert der Kinder am geringsten und der der Erwachsenen am höchsten ist. ....   | 67 |
| <b>Tabelle 7:</b> FOV-Höhe in Abhängigkeit vom Patientenalter: Bei Erwachsenen werden größere FOVs benötigt als bei Jugendlichen. Bei Jugendlichen werden größere FOVs benötigt als bei Kindern. ....   | 69 |
| <b>Tabelle 8:</b> FOV-Durchmesser in Abhängigkeit zum Patientenalter. Der Tabelle ist zu entnehmen, dass bei Kindern geringere FOV-Durchmesser erforderlich sind als bei Jugendlichen und Erwachsenen. Bei Jugendlichen werden geringere FOV-Durchmesser benötigt als bei Erwachsenen. .... | 72 |
| <b>Tabelle 9:</b> FOV-Höhe in Abhängigkeit vom Patientengeschlecht: Die erforderlichen FOV-Höhen sind bei männlichen Patienten größer als bei weiblichen Patienten. ....  | 75 |
| <b>Tabelle 10:</b> FOV-Durchmesser in Abhängigkeit vom Patientengeschlecht. Der Durchmesser des FOV ist bei weiblichen Patienten kleiner als bei männlichen Patienten. ....   | 77 |

**Tabelle 11:** Patientenspezifische FOV- Empfehlungen für die kieferorthopädische Therapieplanung. Kinder und Frauen benötigen das kleinste FOV. .... 97

## Abbildungsverzeichnis

- Abbildung 1:** Schematische Darstellung des FOV und der ROI anhand eines DVT-Gerätes mit zylindrischem Abbildungsvolumen. [21] Die Größe des FOV hat Einfluss auf die dargestellte Region..... 34
- Abbildung 2:** Darstellung der Messungen in der Transversalebene. Es wurden Streckenmessungen zwischen den verschiedenen POI durchgeführt. .... 48
- Abbildung 3:** Messungen in der Sagittalebene: Streckenmessungen zwischen den POI zur Bestimmung des erforderlichen FOV wurden durchgeführt. .... 48
- Abbildung 4:** Kreiszyylinderabbildung zur Herleitung der unten genutzten Formel. Der Durchmesser des FOV wurde mit Hilfe der Berechnung eines Kreiszyinders hergeleitet..... 53
- Abbildung 5:** FOV-Höhe (mm) im Verhältnis zur Anzahl der Patienten (N): Ein Großteil der Patienten weist eine erforderliche FOV- Höhe von 11 bis 13 cm auf.60
- Abbildung 6:** Säulendiagramm: Abbildung der numerisch erfassten Patienten bei verschiedenen FOV-Einstellungen. Zwischen 14 cm und 15 cm stellt sich der größte Anstieg dar. .... 64
- Abbildung 7:** Abbildung des Verhältnisses von vollständig erfassten und nicht erfassten Patienten(%) bei unterschiedlichen FOV-Durchmessern. Bei einem FOV-Durchmesser von 17 cm wird die ROI bei über 99% der Patienten erfasst. .... 64
- Abbildung 8:** Vergleich der FOV-Höhenmediane von Frauen und Männern. Bei Männern liegt der Medianwert höher..... 74

# **Abstrakt**

## **Einleitung**

Die röntgenologische kieferorthopädische Diagnostik hat Einfluss auf die Therapiedauer und das -ergebnis. Aufgrund des höheren Informationsgehalts wird die konventionelle Röntgendiagnostik zunehmend durch die dreidimensionale digitale Volumentomographie (DVT) ersetzt. Die DVT-Strahlenbelastung hängt von der Größe des Field of View (FOV) ab. Das FOV sollte daher patienten- und indikationsspezifisch gewählt werden. Es sollte so groß wie nötig sein, um die Region des Interesses vollständig abzubilden und Zweitaufnahmen zu vermeiden gleichzeitig so klein wie möglich sein, um die Strahlenbelastung zu reduzieren. Derzeit existieren keine standardisierten FOV-Empfehlungen für die kieferorthopädische Röntgendiagnostik nordamerikanischer Patienten. Studien zu Fernröntgenseitenbildern konnten ethnische Unterschiede in Schädelmorphologien aufzeigen. Daher ist die gesonderte Betrachtung von FOV-Empfehlungen für ethnische Gruppen relevant. Ziel dieser Arbeit ist es daher alters- und geschlechtsabhängige Richtwerte zur FOV-Einstellung nordamerikanischer Patienten darzustellen und mit FOV-Empfehlungen zentraleuropäischer Patienten zu vergleichen.

## **Methoden**

Es erfolgte eine retrospektive Analyse von 1136 anonymisierten DVT-Datensätzen aus dem Langzeitarchiv von ADI (Advanced Dental Imaging, Las Vegas, USA). Der Datensatz wurde für Teiluntersuchungen in 443 Kinder ( $\leq 12$ J), 313 Jugendliche (13-17J) und 375 Erwachsene ( $\geq 18$  J) sowie 670 weibliche und 467 männliche Datensätze unterteilt. Mit der Software Invivo® 3D-Analyses wurden die anatomischen Punkte des Interesses (POI) markiert: Nasion (Nas), Weichgewebssmenton (Ment), Pronasale (Naspi), Basion (Bas), Fossa mandibularis (Foss), laterale Kondylenpunkte (Cond) und Porion (Por). Streckenlängen zwischen den Punkten wurden gemessen. Das zylindrische FOV stellt sich durch die Höhe (H) und dem Durchmesser (D) dar. Die FOV-Höhe wurde durch die Messung der Strecke Nas-Ment bestimmt. Der Durchmesser beschreibt die transversale und sagittale FOV-Ausdehnung in Axialebene und wurde mit geometrischen Formeln

aus den Streckenmessungen Cond-Cond, Foss-Foss und Por-Por ermittelt. Für FOV-Einstellungen von H= 8-21 cm und D= 8-22 cm, wurde in 1 cm Schritten überprüft, ob die POI in den Datensätzen vollständig erfasst werden. Prozentuale Werte wurden ermittelt und eine statistische Alters- und Geschlechtsabhängigkeit geprüft. Die FOV-Empfehlungen wurden in der Diskussion deskriptiv den FOV-Empfehlungen zentraleuropäischer Patienten gegenübergestellt.

### **Ergebnisse**

Eine Geschlechts- und Altersabhängigkeit des FOV nordamerikanischer Patienten konnte nachgewiesen werden. Die POI einer kieferorthopädischen Therapieplanung konnten zu 99% mit einem FOV von 14x16 cm (Kinder), 15x16 cm (Jugendliche) und 15x17 cm (Erwachsene) dargestellt werden. Frauen benötigen ein kleineres FOV als Männer (14x16 cm vs. 16x17 cm).

### **Schlussfolgerungen**

Bei Einhaltung spezifischer DVT-Protokolle, weisen DVT-Aufnahmen geringere Strahlenbelastungen mit höherem Informationsgehalt auf als konventionelle Aufnahmen. FOVs sollten alters- und geschlechtsabhängig gewählt werden. Beim Geräteerwerb sollte auf eine ausreichende Sensorgröße mit verstellbarem FOV geachtet werden. Die Ergebnisse sind ähnlich zu FOV-Empfehlungen aus der Literatur für zentraleuropäische Patienten.

# **Abstract**

## **Background**

Imaging craniofacial structures is important part of orthodontic diagnosis and treatment planning. Precise diagnostics have huge impact on treatment method, duration and result. Due to gain of information conventional x-rays get increasingly replaced by cone-beam computed tomography (CBCT). Recent studies depict lower or equal ionizing radiation compared to conventional x-rays. The image size, field of view (FOV) has significant impact on radiation dose. To reduce ionization FOV-sizes should be chosen dependent to indication, patient gender and age. FOV-sizes should be as small as possible to reduce ionization and as large as required to image the complete region of interest (ROI). There are no studies to FOV-Recommendations for orthodontic diagnosis of North Americans. Studies to lateral cephalograms show ethnic variability in craniofacial sizes. Therefore aim of this study is to analyze FOV-sizes for orthodontic therapy planning of North Americans with testing gender and age dependency. Results will be discussed with FOV-Recommendations in literature for Middle European.

## **Material and Methods**

This retrospective study evaluated 1136 anonymized CBCT-data from archives of ADI (Advanced Data Imaging, Las Vegas, USA). The data was grouped in age: 443 kids ( $\leq 12A$ ), 313 teenager (13-17A), 375 adults ( $\geq 18A$ ) and gender: 670 women, 467 men. At Invivo® 3D-Analyses-software point of interests (POI) were marked: Nasion (Nas), Menton soft-tissue (Ment), Pronasale (Naspi), Basion (Bas), Fossa mandibulae (Foss), Lat.condyles (Cond), Porions (Por). Distances between POI were measured. The cylindrical FOV is described by height and diameter. The distance Nas-Ment depicts FOV-height. After distance measuring between Cond-Cond, Foss-Foss, Por-Por and their connecting distance to Naspi, FOV-Diameters were calculated. FOV-heights from 8 to 21 cm and diameters from 8 to 22 cm were tested in 1- cm- steps if they would image the ROI on the CBCT-data completely. Gender and age dependency were tested and percentages calculated. FOV-results for North American were discussed with recommendations for Middle European.

## **Results**

FOV-sizes of 16x17 cm (height x diameter) are required for orthodontic diagnosis of North Americans. Gender and age dependence of FOV-size could be described. To image 99% of POI, FOV-sizes of 14x16 cm (kids), 15x17 cm (teenager) and 16x17 (adults) are required. Women require a smaller FOV-sizes than men (14x16 cm, 16x17 cm).

## **Conclusions**

FOV-sizes should be chosen dependent to indication, patient age and gender. For orthodontic therapy planning FOV-sizes of 16x17 cm are needed. To reduce ionization practitioners should purchase CBCT-machines with adjustable FOVs and big enough sensors. Results do cover with FOV-Size-Recommendations of studies for Middle European.

# 1 Einleitung

Die Kieferorthopädie (KFO) befasst sich als Fachdisziplin der Zahnheilkunde mit der „Erkennung, Verhütung und Behandlung von Dysgnathien“ [1, 2]. Für die kieferorthopädische Behandlungsplanung ist die ausführliche Befundung und Untersuchung des Patienten essentiell [3-5]. Für die Therapieplanung werden als diagnostische Mittel gewöhnlich die Modelle des Patienten (digital/physisch), extraorale und intraorale Fotos sowie Röntgenbilder herangezogen. Hierbei handelt es sich in Deutschland standardmäßig um zweidimensionale Röntgenbilder. Als Goldstandard gelten Orthopantomogramme (OPTG) und Fernröntgenseitenbilder (FRS) [5-11]. Immer häufiger werden zusätzlich intraorale Einzelaufnahmen angefertigt. Diese dienen meist der genaueren Lagebestimmung von verlagerten Zähnen oder der Beurteilung der Parodontalsituation. Durch den Anstieg des ästhetischen Anspruchs in der Gesellschaft und der damit zusammenhängenden Zunahme von Erwachsenenbehandlungen gewinnt letzteres in der kieferorthopädischen Praxis immer mehr an Bedeutung [12-14]. Dies erhöht die Anzahl von notwendigen Röntgenbildern und somit die Strahlenexposition der Patienten. Der Informationsverlust bei einer zweidimensionalen Bildgebung eines dreidimensionalen Untersuchungsobjekts führt zu diagnostischen Nachteilen, die den Behandler seit Jahrzehnten beschäftigen [15]. Daher rückt das dreidimensionale Röntgen als diagnostisches Mittel für die kieferorthopädische Behandlungsplanung immer mehr in den Fokus [16-20]. Dreidimensionale Visualisierungstechniken ermöglichen eine umfassende nicht-invasive Diagnostik von räumlichen Strukturen in sehr genauem Ausmaß und hohem Informationsgehalt, die mit herkömmlichen zweidimensionalen radiologischen Verfahren nicht möglich war [21-25].

Die oben beschriebenen einzelnen zweidimensionalen Röntgenaufnahmen können durch nur eine dreidimensionale Röntgenaufnahme ersetzt werden [26]. Das dreidimensionale Röntgenbild enthält alle Informationen, die man herkömmlichen Röntgenaufnahmen entnehmen kann und gibt dem Behandler durch die dreidimensionale Darstellung des Untersuchungsobjektes zusätzliche Informationen in allen räumlichen Ebenen [27].

Diverse Studien belegen den diagnostischen Vorteil von dreidimensionalen Aufnahmen gegenüber konventionellen zweidimensionalen Röntgenaufnahmen [8, 20, 28-31].

Für die dreidimensionale Bildgebung bilden die Computertomographie (CT) und die digitale Volumetomographie (DVT) die Grundlage. Im Vergleich zur Computertomographie wird bei der digitalen Volumetomographie, englisch „Cone-Beam Computed Tomography“ (CBCT), bei gleichwertiger Aufnahmequalität, eine wesentlich geringere Strahlendosis erzeugt. Zudem entstehen weniger Kosten und eine geringere Belichtungszeit wird benötigt. Daher spielt für die allgemeine Zahnheilkunde und für den Fachbereich der Kieferorthopädie primär die digitale Volumetomographie eine Rolle. [32-44]

In den Vereinigten Staaten von Amerika (USA) gilt die DVT schon „seit 2003 als Goldstandard für die kraniofaziale Bildgebung“ und findet auch im Bereich der Kieferorthopädie häufige Anwendung [45]. In Deutschland ist die Nutzung von DVT-Aufnahmen für die kieferorthopädische Diagnostik wegen der im Vergleich zu herkömmlichen zweidimensionalen Röntgenaufnahmen höheren Strahlenbelastung noch umstritten. [33, 46-48]

In der Stellungnahme der DGKFO von 2008 „Radiologische 3D Diagnostik in der Kieferorthopädie“ werden die Vorteile der dreidimensionalen Röntgenaufnahmen unterstrichen, Indikationen aufgezählt und zeitgleich von einem standardmäßigen Einsatz von DVT- Aufnahmen in der kieferorthopädischen Praxis abgeraten. Vor allem bei Kindern und Jugendlichen wird eine sehr „strenge und zurückhaltende“ Indikationsstellung empfohlen. [45]

Auch die s2k-Leitlinie von 2013 unterstreicht dies und betont, dass das Strahlenrisiko bei Kindern um den Faktor 3 erhöht sei und daher die rechtfertigende Indikation die Fragestellung erfordert, ob der gesundheitliche Nutzen der Anwendung gegenüber dem Strahlenrisiko überwiegt [48-50].

Bei genauerer Betrachtung fällt auf, dass die Studien, auf die die Empfehlungen verweisen, veraltet sind [51]. Die Technologie entwickelt sich rasant und eine große Zunahme an DVT-Bildern bei der Behandlung von Erwachsenen sowie Kindern und Jugendlichen ist in den kieferorthopädischen Praxen zu vermerken [2, 52-61].

Sunil et al. beschreiben 2018 in ihrer Veröffentlichung die DVT als Zukunft der Kieferorthopädie und nennen zahlreiche Indikationen, die im weiteren Verlauf der Arbeit genauer erläutert werden [2].

De Grauwe et al. konkludieren 2018 in ihrer Literaturübersicht, dass die DVT ein verlässliches Diagnostikwerkzeug für sowohl leichte als auch komplexe kieferorthopädische Patientenfälle ist und zur geeignetsten Therapieentscheidung führt. Gleichzeitig betonen sie, dass es weiterhin zu wenig evidenzbasierte Publikationen zur Anwendung der DVT gibt. [32]

Gemäß der Röntgenverordnung (RöV) ist der Zahnarzt dazu verpflichtet, jede für den Patienten unnötige Strahlenbelastung zu vermeiden und bei Bedarf, unter Beachtung des Technikstandes und Berücksichtigung aller Umstände, die Strahlenbelastung so gering wie möglich zu halten [62, 63].

Kamp et al. sagen, dass die Strahlenbelastung zur Erstellung aller für die kieferorthopädische Diagnostik notwendigen zweidimensionalen Röntgenbilder vergleichbar ist mit einem einzelnen DVT-Scan, welcher jedoch wesentlich mehr Informationen enthält [27]. Auch Ludlow et al. konnten für DVT-Aufnahmen geringere Strahlenbelastungen nachweisen [64].

Die Technologie der DVT entwickelt sich rasant, die Hersteller sind stetig bemüht die Strahlenbelastung zu reduzieren [44, 65].

Zur Einhaltung der ALARA-Regel und zur maximalen Reduktion der Strahlenbelastung empfehlen zahlreiche Autoren die patientenspezifische Einblendung des Nutzstrahlenbündels, somit das Field of View (FOV) auf die Größe des Interessensfeldes zu beschränken [21, 47, 66-70]. Vor allem bei Kindern spielt das eine wichtige Rolle [69, 70].

In der Literatur konnten bei Untersuchungen zur Auswertung und Anfertigung von Fernröntgenseitenbildern (FRS) ethnische Größenunterschiede beschrieben werden [71-84].

Daher ist anzunehmen, dass ethnische Unterschiede auch bei der Größe des FOV digitaler Volumentomographien im Bereich der kieferorthopädischen Therapieplanung vorliegen.

In der vorliegenden Studie wird daher das für die kieferorthopädische Diagnostik notwendige FOV für Patienten aus Nordamerika ermittelt. Der Behandler soll dieser Studie patientenspezifische FOV-Größenempfehlungen für nordamerikanische Patienten entnehmen können. Gleichzeitig sollen die Ergebnisse den Herstellern Informationen über FOV-Größen geben, die für die kieferorthopädische Therapieplanung nordamerikanischer Patienten erforderlich sind. Somit können Hersteller zusätzlich zur indikationsspezifischen FOV-Größe eventuelle ethnische Unterschiede bei der Geräteherstellung berücksichtigen. Die Ergebnisse dieser Untersuchung sollen den Ergebnissen von FOV-Untersuchungen an DVT-Aufnahmen zentraleuropäischer Patienten gegenübergestellt und diskutiert werden.

## **1.1 Bildgebende Verfahren in der Kieferorthopädie**

Die Röntgendiagnostik ist aus der Zahnmedizin nicht wegzudenken. Seit über 100 Jahren dienen Röntgenaufnahmen als diagnostisches Hilfsmittel für die verschiedensten Diagnosen und Fragestellungen im Kopf- und Halsbereich [85]. Im November 1895 entdeckte Conrad Röntgen in seinem Labor die Röntgenstrahlung und schon kurze Zeit später entstanden auf dieser Grundlage die ersten dentalen Röntgenaufnahmen [86, 87]. Diese fertigte 1896 erstmals der Zahnarzt Walkhoff in Braunschweig auf zugeschnittenen Glasplatten an sich selbst an [88]. Danach entwickelte sich die Röntgentechnologie rasant weiter. Das anfangs analoge Röntgen wurde binnen kurzer Zeit vom digitalen Röntgen abgelöst. Die digitale Röntgentechnologie revolutionierte die zahnärztliche Röntgendiagnostik: die Bildqualität verbesserte sich und zeitgleich wurde die Strahlenbelastung reduziert und die Möglichkeiten der Betrachtung und Archivierung der Bilder verbessert sich [89-92].

In der kieferorthopädischen Therapieplanung ist die Röntgendiagnostik seit über 80 Jahren fester Bestandteil [93]. Zur kieferorthopädischen Behandlungsplanung werden standardmäßig Orthopantomogramme, Fernröntgenseitenbilder und bei Bedarf intraorale Einzelbilder angefertigt [5, 6, 47, 94].

Zusätzlich zu der diagnostischen Relevanz und wissenschaftlichen Indikation spielen Röntgenaufnahmen aus forensischer Sicht eine wichtige Rolle. Behandler in Aus- und Weiterbildung müssen überdies die dokumentativen Erfordernisse einer qualitätsorientierten Behandlung beachten [93].

### **1.1.1 Orthopantomogramm**

Das erste Röntgengerät für Orthopantomogramme ging im Jahre 1961 in die Serienproduktion. Die ersten Panoramaschichtaufnahmen wurden 1922 von Zulauf und 1933 von Numata angefertigt [95, 96]. Die anfängliche Expositionszeit betrug 25 Minuten [95, 97]. Das Verfahren wurde 1939 in der Theorie von Heckmann weiterentwickelt. Heckmann gelang es jedoch nicht ein klinisch funktionierendes Gerät herzustellen [98-100].

Dies gelang 1949 Paatero. Paatero stellte 1949, unwissend von der Arbeit von Heckmann, das erste funktionstüchtige Orthopantomografiegerät vor [93, 98].

Diese anfangs überwiegend analogen Röntgenaufnahmen wurden durch die Digitalisierung revolutioniert. Die Digitalisierung der Röntgendiagnostik leiteten 1987 Mouyen et al. ein [101].

Heute gilt die Panoramaschichtaufnahme als Goldstandard bei der kieferorthopädischen Diagnostik [47]. Bei der einer Panoramaschichtaufnahme dreht sich ein Röntgentubus gekoppelt mit einem Röntgenfilm bzw. –sensor synchron und um den Patienten und erzeugt hierbei viele Röntgenbilder [47, 102].

Im Gegensatz zu konventionellen Zahnaufnahmen, bei denen es sich um eine Summationsaufnahmetechnik handelt, basiert die Orthopantomografie auf eine Schichtaufnahmetechnik. Bei der Summationstechnik kommt es zur Darstellung aller im Strahlengang befindlicher Strukturen. Bei der Schichttechnik hingegen, werden störende Strukturen durch Verwischung eliminiert. [103, 104]

Die Panoramaschichtaufnahme ist eine schnelle Übersichtsdarstellung der Kiefer und Zähne und weist im Vergleich zu einem Einzelbildröntgenstatus eine geringere Strahlenbelastung auf [105].

Die Panoramaschichtaufnahme ermöglicht eine Übersicht über das Kausystem, dem Ober- und Unterkiefer mit retromolarem Raum und Kiefergelenkanteilen, sowie

über die Sinus maxillaris und das Nasenseptum. Die Aufnahme gibt dem Behandler Auskunft über die Zahnanzahl und Zahnlage sowie allgemeine Informationen über den Zustand der Zähne, apikale Veränderungen, über den Knochenabbau und über die Spongiosastruktur. Außerdem kann der Behandler pathologische Prozesse im Kieferknochen erkennen [103, 105]. Zusätzlich kann der Behandler Informationen über die Keimlage (eng, weit, verlagert, retiniert), über mögliche Formanomalien, Mineralisationsstadien sowie vertikale Position der Keime erhalten. Auch kann anhand des OPTGs das Dentitionsalter der Patienten bestimmt werden. Nachteile eines OPTGs sind die begrenzte Detailschärfe, der anatomisch bedingte Röntgenshatten der Halswirbelsäule sowie die alleinige Darstellung einer bestimmten Schichtdicke. Objekte außerhalb der Schicht werden verwischt und im Vergleich zu Einzelbildröntgenapparaten ist die Technik deutlich teurer. [103, 105]

Der Röntgenshatten der Wirbelsäule kann dazu führen, dass Mesiodens und Spaltbildungen nicht genau erkannt werden, dies kann zusätzliche Einzelbildaufnahmen erforderlich machen und somit die Strahlung erhöhen [106].

Van der Stelt sieht die Detailschärfe und das Überlappen von Strukturen im Bildfeld als Nachteil und sieht das OPTG nicht als verlässliches diagnostisches Mittel für Fragen zu Anomalitäten die genaue Detailtreue erfordern [107]. Außerdem können durch leicht fehlerhafte Patientenhaltung die Strukturen auf dem OPTG verkleinert, vergrößert oder gebogen erscheinen. Dies muss der Behandler bei der Befundung beachten [20].

Die OPTG- Aufnahme wird in kieferorthopädischen Praxen meist zu Beginn einer Therapie, im Rahmen einer Verlaufsdagnostik und bei Behandlungsabschluss durchgeführt [105].

### **1.1.2 Einzelbildaufnahmen**

Bei Einzelbildaufnahmen handelt es sich um Intraoralaufnahmen mit dentalen Tubusgeräten. Bis zur Einführung des OPTG durch Paatero war die Erhebung eines Röntgenstatus der Zähne durch intraorale Aufnahmen die klassische Untersuchungsmethode [108]. Hierbei lag der Vorteil in der Detaillierbarkeit, der Nachteil ist, der größere Aufwand und die größere Strahlenbelastung. Zusätzlich gibt ein Röntgenstatus mit Einzelbildern keine Informationen über z.B. das

Kiefergelenk oder die Nasennebenhöhlen. Das OPTG hat sich daher in der kieferorthopädischen Therapieplanung als diagnostisches Werkzeug durchgesetzt. Einzelbildaufnahmen werden in der kieferorthopädischen Praxis nicht standardmäßig bei jedem Patienten durchgeführt, sondern werden individuell nur bei Patienten angefertigt, bei denen zusätzliche Einzelbildaufnahmen zur Klärung der Diagnose ergänzend notwendig sind [87]. Die zur Klärung der Diagnose notwendigen Einzelbildaufnahmen werden für den Kieferorthopäden häufig in der Zahnarztpraxis angefertigt, da die meisten kieferorthopädischen Praxen nicht mit Einzelbildröntengeräten ausgestattet sind.

Die Klärung folgender Diagnosen indiziert in einer kieferorthopädischen Therapieplanung eine Einzelbildaufnahme zusätzlich zum OPTG: Kariesdiagnostik (insbesondere Approximalkaries), Parodontaldiagnostik, Lagebestimmung retinierter oder teilretinierter Zähne und die Diagnostik sowie Verlaufskontrolle nach einem Traumatoma [109]. Der Vorteil von Einzelbildaufnahmen liegt in der Detaillierbarkeit. So kann zum Beispiel bei einer Bissflügelaufnahme Approximalkaries dargestellt werden oder bei einer Einzelbildaufnahme in der Rechtwinkeltechnik können parodontale Entzündungsprozesse aufgezeigt werden. Einzelbildaufnahmen zusätzlich zum OPTG zur Klärung parodontaler Entzündungsprozesse werden durch die Zunahme von Erwachsenenbehandlungen in der kieferorthopädischen Praxis immer häufiger zur abklärenden Diagnostik vor Therapieplanung herangezogen [12, 110].

### **1.1.3 Fernröntgenseitenbild**

Die ersten Röntgenaufnahmen zur Vermessung des seitlichen Schädels wurden 1922 von Pacini und Carera angefertigt [111, 112]. Hofrath und Braodent entwickelten dann 1931 voneinander unabhängig, fast zeitgleich, die Fernröntgenseitenaufnahme unter standardisierten Bedingungen [113-115]. Hierbei wurde mit Hilfe des Kephalostaten, einem speziellen Stativ, der Kopf des Patienten reproduzierbar positioniert [116]. Dadurch sollte eine Reproduzier- und Vergleichbarkeit der Bilder geschaffen werden, um somit therapeutisch und wachstumsbedingte Veränderungen festzustellen [117, 118]. Durch einen großen Film-Fokus-Abstand konnten außerdem nahezu verzerrungsfreie Aufnahmen

angefertigt werden, die eine Vermessung der Schädel- und Gebissstrukturen ermöglichen [106]. Die FRS-Aufnahme ermöglicht somit die Beziehungen des Gebisses zum Schädel zweidimensional darzustellen und zu vermessen. Im Rahmen der kieferorthopädischen Diagnostik soll mit Hilfe der Analyse einer Fernröntgenseitenaufnahme die Diagnose gesichert werden. Auch dient die Fernröntgenseitenaufnahme bei Anfertigung im Rahmen einer Verlaufskontrolldiagnostik der Kontrolle des Behandlungsablaufs sowie bei Anfertigung nach Abschluss, der Beurteilung des Therapieergebnisses sowie Feststellung der Retentionsdauer.

Nach Rakosi erhält der Behandler anhand einer Fernröntgenseitenaufnahme folgende Informationen: Gesichtsschädelaufbau, Kieferbasenbeziehung, Schneidezahnachsenbeziehung, Weichteilmorphologie, Wachstumstendenz, Wachstumsrichtung, Lokalisation der Dysgnathie und Behandlungsmöglichkeiten sowie – grenzen [119].

Das Vermessen der Kopfstrukturen ist ein wichtiger Bestandteil der kieferorthopädischen Röntgendiagnostik und wird als Röntgenkephalometrie bezeichnet. Der Begriff Kephalmetrie leitet sich aus dem Griechischen kephalé= Kopf und metreín= messen ab. Die ersten lateralen Messungen am sagittal geschnittenen Schädel sind bislang auf Leonardo DaVinci zurückzuführen [120, 121].

In der kieferorthopädischen Praxis wurden erste kephalometrische Untersuchungen noch an aufwendig abgeformten Gipsmodellen der Patienten angefertigt. Erst mit der Einführung der Röntgenstrahlen gewann die Röntgenkephalometrie an Bedeutung. Heute wird standardmäßig das Fernröntgenseitenbild für die Kephalmetrie genutzt. [122, 123]

In der Literatur existieren über 100 kephalometrische Analysemethoden mit über 200 Messpunkten von unterschiedlichen Autoren. Viele der Analysemethoden gleichen sich. [46, 123-125]

Die Diagnostik durch kephalometrische Analyse von Fernröntgenseitenbildern wird jedoch zunehmend kritisiert. Schon 1971 beschreiben Baumrind et al.

Fehlerquellen kephalometrischer Analysen und betrachten die Identifikation der Strukturen als Hauptfehlerquelle. [126]

Dies wurde auch durch Housten 1983 bekräftigt. Als Hauptfehlerquelle betrachtet er die Identifikation der Messpunkte und bemängelt allgemein die Möglichkeit einer genauen Messung bei Fernröntgenseitenbildern. [127]

Jung et al. zeigten 1984 auf, dass es durch die Überlagerung von Strukturen bei der Analyse von Fernröntgenseitenbildern zu Ungenauigkeiten kommt [128].

Housten [129] belegt 1986, dass die Erfahrung und Genauigkeit des Behandlers das Ergebnis einer Fernröntgenseitenanalyse in hohem Maße beeinflusst. Diese These wird auch 1989 durch Miethke bestätigt [130].

Schmuth bestätigt in seiner Untersuchung, dass es schwer ist verschiedene Messpunkte so genau zu definieren, dass sie von mehreren Behandlern gleichermaßen identifiziert werden. Er sieht die Begründung dafür in der allgemeinen Variabilität anatomischer Gegebenheiten des menschlichen Schädels. [131] Bergersen weist auf Vergrößerungsfaktoren von ca. 7% bei Strukturen, die weit auseinanderliegen, wie Unterkieferäste, hin [132]. Dies soll bei skelettalen Fehlbildungen noch größer sein [133, 134].

Auch Goncalves et al. konnten dies in ihrer Untersuchung bestätigen. Für die Untersuchung wurden 30 Fernröntgenseitenbilder in drei verschiedenen Röntgeninstituten analysiert. Goncalves et al. konnten in den Analyseergebnissen eine große Variabilität aufzeigen, die den Behandler in der Interpretation der Messergebnisse und somit seiner Therapie beeinflussen könnte. Goncalves et al. empfehlen den Behandlern daher bei Erhalt von schon analysierten Fernröntgenseitenbildern, diese selbst erneut zu analysieren. Außerdem sollen Behandler auch andere Methoden für die Therapie, Diagnose und Planung von kieferorthopädischen Behandlungen nutzen. [135]

Zahlreiche Autoren sehen den Nutzen von Fernröntgenseitenbildern und den Einfluss auf die Therapieentscheidung beschränkt und empfehlen diese Untersuchung nicht standardmäßig bei allen Patienten durchführen [136-143].

Wegener bestätigt in ihrer Untersuchung die Schwierigkeit der Messpunktlokalisierung bei kephalometrischen Analysen [144]. In der Untersuchung wird außerdem aufgezeigt, dass digitale Analysen genauer sind als konventionelle. Weiterhin betont Wegener, dass bei der Fernröntgenseitenaufnahme ein wichtiger zu beachtender Aspekt ist, dass ein dreidimensionales Objekt auf eine zweidimensionale Darstellung reduziert wird und dies eine Reduktion der Informationen bedingt, welche zu Ungenauigkeiten führt. Diese Reduktion der Informationen gilt laut Wegener sowohl für digitale als auch konventionelle Aufnahmen. [144]

Drescher et al. und Franklin et al. sehen bei zweidimensionalen Röntgenaufnahmen von dreidimensionalen Objekten einen Informations- und dadurch bedingt auch einen Genauigkeitsverlust [141, 145, 146].

In diesem Zusammenhang belegen zahlreiche Studien den Vorteil einer kephalometrischen Analyse an einem dreidimensionalen digitalen Röntgenbild und sehen die Zukunft darin [8, 20, 133, 147-153]. Dennoch gibt es auch Autoren, wie Kragkov et al., die der zweidimensionalen kephalometrischen Röntgendiagnostik eine große Verlässlichkeit zusprechen [154].

#### **1.1.4 Computertomographie**

Die Computertomographie (CT) stellt den Vorläufer der digitalen Volumetomographie dar. Für die Entwicklung des CT erhielten Hounsfield und Cormack 1979 den Nobelpreis [155, 156]. Das Prinzip der Computertomographie basiert darauf, dass bei der Durchstrahlung des Untersuchungsobjektes viele zweidimensionale Schnittbilder des Untersuchungsobjekts angefertigt werden, die dann vom Computer zu einem dreidimensionalen Bild rekonstruiert werden. Die computerberechnete Rekonstruktion der Schnittbilder zur dreidimensionalen Darstellung geht auf das 1917 von dem österreichischen Mathematiker Radon entwickelte Verfahren zurück [157].

Die Bilder bei der Computertomographie werden nicht direkt erstellt. Erst findet eine Registrierung auf einem Detektor statt, welches in ein elektrisches Signal umgewandelt wird, das dann computerberechnend rekonstruiert wird. Die CT-

Aufnahme wurde anfangs durch einen dünnen, flachen, fächerförmigen Strahl erzeugt. [158, 159]

Dieses Prinzip wurde 1989 durch einen Spiralmodus ersetzt [160]. Dies führte zu einer Verringerung der Belichtungszeit und somit Reduktion der Röntgenstrahlung. Die Einführung von Mehrzeilendetektoren 1998 führte zu einer weiteren Reduktion der Strahlenbelastung [159, 161].

Wegen der im Vergleich zur digitalen Volumentomographie sehr hohen Strahlenbelastung sowie der hohen Kosten kommt die computertomographische Untersuchung in der kieferorthopädischen Praxis kaum vor [162]. Die Rechtfertigung für eine CT-Aufnahme in der Zahnmedizin besteht nur noch bei sehr speziellen kieferorthopädisch-kieferchirurgischen Untersuchungen mit starken Dysgnathien oder Arthropathien sowie beim erforderlichen Einsatz von Kontrastmitteln. Bei einer CT-Aufnahme können alle Strukturen, die der Behandler auf einer OPTG, FRS oder Einzelaufnahme erkennen kann betrachtet werden. Das Bild erhält zusätzliche Informationen zum restlichen Schädel.

### **1.1.5 Digitale Volumentomographie**

Die digitale Volumentomographie wurde erstmals im Jahre 1978 beschrieben [163]. Das erste Vorläufermodell wurde 1997 vorgestellt und 1998 wurde die digitale Volumentomographie eingeführt [40, 126, 164].

2000 ging der erste dentale Volumentomograph für Praxen, der sog „3D multiimage micro CT“ auf den Markt [165].

Die DVT ermöglicht wie die CT eine dreidimensionale Darstellung mit Rekonstruktionsmöglichkeiten verschiedener Ebenen [40, 164, 166].

Sie bietet dem Behandler die Vorteile einer dreidimensionalen Darstellung, ähnlich wie beim CT, bei geringerer Strahlenbelastung und geringeren Kosten. Die DVT hat die CT in der Zahnmedizin daher nahezu verdrängt. [32-40]

Bei der digitalen Volumentomographie wird ein konus- bzw. pyramidenförmiger Strahl erzeugt. Die Röntgenröhre ist gegenüber von dem Detektor an einem Arm montiert, der während der Aufnahme rotiert. Das Röntgenröhren-Detektor-System rotiert um 180 oder 360 Grad um das Untersuchungsobjekt und erfasst dabei

innerhalb von 10-20 Sekunden zwischen 150 und 600 Durchleuchtungsbilder, die sog. Fluoroskopien. [167, 168]

Fluoroskopien werden durch vielfach gepulste Röntgenstrahlung hervorgerufen [169]. Anschließend werden die dadurch erzeugten zweidimensionalen Schichtbilder wie bei der Computertomographie durch einen Rechenprozess dreidimensional rekonstruiert. Die Belichtungszeit je Projektion liegt bei DVT-Aufnahmen zwischen 20 und 50 ms und ist abhängig vom Aufnahmegerät, und Aufnahmemodus. [170]

In der DVT finden in der Regel Flat-Panel-Detektoren (FDP) Anwendung. Bei der Flat-Panel-Detektor-Technologie emittiert ein Szintillator beim Auftreten von Röntgenstrahlung Lichtquanten, die über nadelförmige Kristalle auf Fotoioden gelenkt und registriert werden. Hierbei findet keine Lichtstreuung statt und die Bildschärfe wird nicht vermindert. [21]

Die Bildrekonstruktion ist auch bei der DVT auf die oben genannte Radon-Transformation zurückzuführen. Das erste und gängigste Bildrekonstruktionsschema der DVT wird als Feldkamp-Davis-Kress-Methode bezeichnet und stellt eine Modifikation der gefilterten Rückprojektion dar [167, 171]. Die gefilterte Rückprojektion basiert auf Grundlage der Erkenntnisse von Radon [172].

Inzwischen gibt es weitere Rekonstruktionsformen, wie z.B. die algebraische Rekonstruktion. Diese sind den Radonberechnungen zwar überlegen, jedoch auch umfangreicher. Die Verfahren benötigen mehr Zeit und Rechenkapazität. Dabei wird für die Rekonstruktion nur die Hälfte der Projektionen benötigt, was zu einer Verminderung der Strahlenbelastung führt. Daher werden diese als Verfahren gesehen, die sich in der Zukunft bei der DVT durchsetzen werden. [21, 167, 170]

Je nach Blenden- und Detektorform handelt es sich beim Ergebnisbild der Rekonstruktion um ein sphärisches oder zylindrisches Volumen. Die meisten Geräte weisen ein zylindrisches Volumen auf. Dieses setzt sich aus sog. isotropen Voxeln zusammen. Voxel bilden das dreidimensionale Pendant zu Pixel und weisen je nach Gerätehersteller in allen drei Raumrichtungen eine Kantenlänge im Submillimeterbereich von 0,076 bis 0,4mm auf. [173]

Die Betrachtung und Auswertung von digitalen Volumentomographien ist über frei verfügbare DICOM-Viewer oder über die Betrachtungssoftware der DVT-Hersteller und Drittanbieter möglich [21].

Das DICOM-Format wurde 1983 entwickelt und dient als weltweiter Formatstandard für die Radiologie. DICOM steht für „Digital Imaging and Communication in Medicine), was sinngemäß und frei übersetzt „digitale Bildgebung und Kommunikation in der Medizin“ bedeutet. Das 1991 entwickelte DICOM 3.0 ermöglicht es, dass jedes Bild, welches von einem DICOM-kompatiblen bildgebenden System eines jeden Herstellers generiert und in ein DICOM-Netz übertragen wurde, dargestellt, gedruckt, gesucht, gespeichert, geladen und/oder archiviert werden kann. [174]

Die DVT hat sich über die letzten 15 Jahre als ergänzende Röntgenuntersuchungsmethode in der kieferorthopädischen Praxis etabliert und gewinnt zunehmend an Bedeutung [15, 162, 175].

Die DVT weist eine sehr hohe Messgenauigkeit auf [26, 153, 176-180]. Der Behandler kann der dreidimensionalen Darstellung dentoalveoläre Fehlstellungen in bucco-lingualer und mesio-distaler Richtung präziser und objektiver bewerten und diese in der Therapieplanung berücksichtigen [21, 47, 181].

Die digitale Volumentomographie gibt dem Behandler durch dreidimensionale Darstellung genaue Informationen zu retinierten oder verlagerten Zähnen, zum Knochenangebot zum Parodontium, dem Kiefergelenk, den Nasennebenhöhlen, und zum Verlauf der Nerven [87].

## **1.2 DVT in der Kieferorthopädie**

Durch stetige Strahlendosisreduktion und Verbesserung der Bildqualität sowie des FOV ist die DVT auf dem Weg wichtiger Bestandteil der kieferorthopädischen Behandlungsplanung zu werden [16-19, 47, 54, 182, 183].

Die Anzahl an DVT-Aufnahmen steigt stetig [184, 185].

Oben wurden die Anwendungsmöglichkeiten der DVT in der Kieferorthopädie kurz angeschnitten. In diesem Bereich soll ein Überblick über Leitlinien und Empfehlungen gegeben werden. Anschließend werden Indikationen und Empfehlungen mit Verweis auf Studien vorgestellt.

### **1.2.1 Leitlinien und Empfehlungen**

Bei Betrachtung der Leitlinien und Empfehlungen für die Nutzung der DVT in der Kieferorthopädie fällt auf, dass die aktuellsten Empfehlungen auf Grundlage von inzwischen veralteten Studien gegeben wurden. Die Anzahl von Untersuchungen zur Nutzung von DVTs ist gestiegen. Neue Erkenntnisse werden in den Empfehlungen noch nicht berücksichtigt. [51]

2013 wurden Empfehlungen der American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology (AAOMR) in den Vereinigten Staaten von Amerika und die s2k-Leitlinie der Deutschen Gesellschaft für Zahn- Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) veröffentlicht [48].

Die AAOMR betrachtet die DVT als Gewinn für die dreidimensionale Diagnostik bei der kieferorthopädischen Therapieplanung. Für DVT-Aufnahmen in der Kieferorthopädie werden folgende Indikationen aufgezeigt: Diagnostik von Strukturanomalien, Zahnfehlstellungen, peridentalem Knochenangebot vor kieferorthopädischer Zahnbewegung, kraniofazialer Anomalien, sagittalen sowie vertikalen und transversalen Abweichungen, von Kiefergelenken, der Morphologie der oberen Atemwege und vor kieferorthopädisch-chirurgischen Planungen. Der Empfehlung zufolge soll der Behandler vor Indikationsstellung eine Kosten-Nutzen-Abwägung im Hinblick auf die Strahlenbelastung durchführen und individuell, je nach Anamnese und klinischer Situation, über eine Indikation entscheiden. Die DVT wird empfohlen wenn die Fragestellung anhand von niedrig dosierter oder nicht-ionisierter Bildgebung nicht beantwortet werden kann. Bei Indikation einer DVT-Aufnahme sollen zusätzliche konventionelle zweidimensionale Röntgenuntersuchungen vermieden werden. [21, 186]

Die s2k-Leitlinie beruht auf wissenschaftlichen Erkenntnissen, die bis zum Jahre 2012 reichen. Die DVT in der Kieferorthopädie wird nicht stark berücksichtigt. Es werden hier ältere Empfehlungen der Stellungnahme der Europäischen

Kommission übernommen, ergänzt durch die Indikation von DVT-Aufnahmen bei erosiven kondylären Veränderungen sowie knöchernen Kiefergelenkerkrankungen. Die erhöhte Strahlenbelastung der DVT wird betont und eine sehr strenge Indikationsstellung bei Kindern sowie Jugendlichen empfohlen. [48]

2012 wurden die SEDENTEXCT (Safety and Efficacy of a New and Emerging Dental X-Ray Modality) Richtlinien der SEDENTEXCT-Gruppe, die durch die Europäische Atomgemeinschaft (Euratom) gegründet wurde, publiziert [187]. Die Autoren sprechen sich, aufgrund der Strahlenbelastung, gegen den routinemäßigen Einsatz der DVT in der Kieferorthopädie aus und empfehlen eine strenge Indikationsstellung. [187]

Die Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie (DGKFO) ist eines der ersten deutschen Gesellschaften die eine Stellungnahme zur DVT in der Kieferorthopädie veröffentlichte. Die DGZMK betrachtet die DVT als sinnvolles diagnostisches Hilfsmittel, spricht sich jedoch gegen den routinemäßigen Einsatz in der Kieferorthopädie aus. Folgende Indikationsbereiche sieht Hirschfelder in der Stellungnahme der DGKFO: Zahnanzahl- oder Zahnmorphologieanomalien, Zahndurchbruchsstörungen, komplexe kraniofaziale Fehlbildungen, Asymmetrien, Spaltbildungen und Planung von umfangreichen kieferorthopädisch-chirurgischen Eingriffen mit eventueller Simulation des Ergebnisses. [45]

Die DIMITRA (Dentomaxillofacial paediatric imaging: an investigation towards low-dose radiation induced risks) ist ein europäischer Zusammenschluss, der die Strahlung durch die DVT bei Kindern und Jugendlichen untersucht. Im Positionspapier werden indikations- sowie patientenspezifische Empfehlungen für die DVT bei Kindern- und Jugendlichen, nach aktueller Evidenz und klinischem Bedarf, aufgelistet. Dem Positionspapier zufolge sind DVT-Aufnahmen bei Kindern und Jugendlichen bei folgenden Indikationen gerechtfertigt: Syndrome mit kraniofazialen Anomalien, beim postoperativen Monitoring nach Autotransplantationen, bei Traumata, bei Knochenläsionen, bei Spaltpatienten und bei impaktierten Zähnen sowie Zahnanomalien, wenn die zweidimensionale Bildgebung nicht weiterhilft. Der Bedarf an weiteren Studien wird außerdem betont. [188]

Für den Arzt ist es wichtig zu wissen, dass diese Empfehlungen und Leitlinien rechtlich nicht bindend sind. Der Arzt muss selbst den Nutzen sowie das Risiko abwägen und die Indikation für eine DVT stellen. [170]

### **1.2.2 Indikationen**

Wie oben beschrieben bestätigen zahlreiche Autoren den Vorteil der DVT im Vergleich zur konventionellen Bildgebung. Folgende Indikationen werden in Studien aufgezeigt:

- Diagnose von impaktierten und/oder verlagerten Zähnen und Wurzelresorptionen und parodontalem Zustand [2, 8, 32, 175, 180, 181, 188-205],
- dreidimensionale Kephalmetrie [46, 133, 148, 149, 153, 206-210]
- Diagnose von Frakturen und Traumata [32, 188, 211, 212]
- Altersbestimmung [2, 213-217]
- Diagnose von Kiefergelenkserkrankungen [2, 167, 186, 218, 219]
- bei genetischen Syndromen mit kraniofazialen Zahn- und Gesichtsanomalien [188, 220-222]
- bei überzähligen Zähnen [199, 223]
- Beurteilung von Weisheitszähnen und Nachbarstrukturen wie z.B. Nerven [224]
- bei Lippen-, Kiefer- und Gaumenpatienten [32, 180, 225, 226]
- Beurteilung v. Morphologie und Dicke des Knochens und Parodontiums [223, 227-231]
- Vor Einsetzen v. Miniimplantaten [231-235]
- bei kieferorthopädisch-kieferchirurgischen Kombinationstherapien [180, 236-238]
- Beurteilung der Wurzelangulation und –inklination [223, 239, 240]
- Beurteilung der Atemwege [180, 223, 241, 242]
- CAD/CAM Verfahren: Bracket-, Modellherstellung [243]

Für diese Untersuchung kann aus der Literatur die Erkenntnis gewonnen werden, dass eine bedeutende Anzahl von Autoren sich darüber einig ist, dass DVT-Aufnahmen im Vergleich zu konventionellen Aufnahmen mehr Informationen für die Diagnose und Therapieplanung enthalten, mehr Indikationen abdecken und genauer bezüglich der Messgenauigkeit und in der Identifikation von Messpunkten sind [31, 152, 177, 242, 244, 245].

Kritisiert wird die hohe Strahlenbelastung. Insbesondere bei Kindern und Jugendlichen soll die Indikation kritisch bedacht werden [48].

De Grauwe et al. untersuchten 2018 in ihrer Literaturanalyse rechtfertigende Indikationen für DVT-Aufnahmen bei Jugendlichen und Kindern [32]. Da Wurzelresorptionen in der Kieferorthopädie oft mit impaktierten und verlagerten Zähnen zusammenhängen, wurden diese zusammen betrachtet. [246, 247].

De Grauwe et al. stellten fest, dass die zweidimensionale Röntgendiagnostik bei der Analyse der Position von verlagerten und impaktierten Zähnen und bei der Erkennung von Wurzelresorptionen viele Nachteile aufweist. Dazu gehört die Überlappung, Vergrößerung und Verzerrung von Strukturen. Der Untersuchung geht hervor, dass die DVT exakter ist und genauere Auskunft zur Position und Dimension der Zähne gibt. De Grauwe et al. sehen die Nutzung der DVT auch bei Kinder- und Jugendlichen in einigen Fällen indiziert. So wird die DVT zur Beurteilung von impaktierten Zähnen und Wurzelresorptionen bei Kindern- und Jugendlichen als diagnostisches Mittel für die Therapieplanung gerechtfertigt. [32] Auch wird dargestellt, dass die DVT Einfluss auf Wahl der Therapie hat [196].

Die DVT bietet außerdem durch Überlagerungsmöglichkeit mit anderen Bildern eine Nachher-Simulationen zur Patientenveranschaulichung und besseren Therapieplanung an. Des Weiteren können durch Überlagerung mehrerer Aufnahmen Verlaufs- und/ oder Wachstumskontrollen mit entsprechender farblicher Markierung besser kontrolliert und nachvollzogen werden [2].

## 1.3 Strahlenhygiene

### 1.3.1 Allgemeine Strahlenbelastung in der Zahnmedizin

Röntgenologische Untersuchungen in der Zahnmedizin machen laut Bundesministerium für Strahlenschutz (BfS) ca. 40% der gesamten röntgenologischen Untersuchungen in der Bundesrepublik aus [248]. Von 140 Millionen Röntgenanwendungen im Jahr 2014 sind ca. 57 Millionen dem zahnmedizinischen Bereich zuzuordnen. Im Zeitraum 2007 bis 2014 fällt auf, dass die mittlere Anzahl von Röntgenanwendungen konstant bei 1.7 Untersuchungen pro Einwohner lag, wobei zeitgleich die mittlere Anzahl von Röntgenanwendungen im zahnmedizinischen Bereich von 0.6 auf 0.7 Untersuchungen pro Einwohner stieg. Trotz der hohen Anzahl der zahnmedizinischen Röntgenaufnahmen ist der Anteil an der Gesamtstrahlenbelastung der Bevölkerung im Verhältnis gering. Bei Betrachtung der Daten ist auffällig, dass Röntgenaufnahmen des Kiefers um 30% angestiegen sind und aktuell ca. 20% der dentalen Röntgenuntersuchungen ausmachen. [248]

Dies verdeutlicht das zunehmende Interesse des Behandlers daran den gesamten Kiefer röntgenologisch abzubilden.

Nach der Kernwaffenexplosion in Hiroshima und Nagasaki konnten epidemiologische Studien einen Zusammenhang zwischen Strahlenexposition und Krebsinzidenz aufzeigen [11].

Laut Untersuchungen führt die Applikation von einem Sievert Strahlung zur Steigerung des Krebsrisikos um 5%. Für hohe Dosen ergibt sich aus den Studien eine lineare Dosis-Krebsrisiko-Beziehung. Das Krebsrisiko von Strahlung geringer Dosen ist noch unbekannt. Es wird davon ausgegangen, dass es keinen Schwellenwert zum Auftreten eines Karzinoms gibt und die Karzinogenese sich in allen Dosisbereichen linear verhält. [211, 249]

Die internationale Strahlenschutzkommission (International Commission on Radiological Protection, ICRP) gibt Empfehlungen zu Dosisgrenzwerten [211]. Die ICRP ist eine unabhängige, gemeinnützige Organisation, die sich den Themen wie Strahlenwirkung, Dosimetrie von Strahlenexposition, Strahlenschutz in der Medizin,

Umsetzungen der Empfehlung der Internationalen Strahlenschutzkommission und Schutz der Umwelt widmet [211].

Empfehlungen der IDR werden in vielen Ländern in nationales Recht umgesetzt [249]. In Deutschland bilden die Strahlenschutzverordnung (StrSchV) und die Röntgenverordnung (RöV) die nationale gesetzliche Lage zum Umgang mit ionisierender Strahlung. Die RöV regelt den Umgang mit Strahlung im medizinischen Bereich [250]. Die Rechtfertigung von Röntgenstrahlung, die Begrenzung der applizierten Dosis sowie optimale Reduktion der Strahlenbelastung stehen hierbei im Fokus [251-253].

Die ALARA-Regel (ALARA= As Low As Reasonable Achievable) ist die wichtigste Grundregel im medizinischen Bereich. Frei übersetzt bedeutet dies, dass die Strahlenbelastung für den Patienten so gering wie vernünftigerweise möglich gehalten werden soll. [21, 47, 250, 254]

Die ALARA-Regel wurde in den letzten Jahren durch die ALADA-Regel (ALADA= „As Low As Diagnostically Acceptable“) ergänzt. Das bedeutet frei übersetzt, dass die Strahlenbelastung so gering wie diagnostisch möglich gehalten werden soll. Das bedeutet, dass die Strahlendosis so niedrig wie diagnostisch akzeptierbar gehalten werden soll und somit maximal reduziert werden soll, ohne dabei diagnostisch relevanten Informationsverlust zu haben. [188, 255]

2017 wurde durch die DIMITRA Untersuchungsgruppe die ALADA- Regel für DVT-Aufnahmen zur ALADIP-Regel („As Low As Diagnostically Acceptable being Indication-oriented and Patient-specific) erweitert [188, 256]. Das bedeutet, dass zusätzlich zur diagnostischen Relevanz die Strahlendosis in Abhängigkeit der Indikation sowie des Patienten gewählt werden soll. Das heißt, dass z.B. bei der Anfertigung eines DVTs für die Planung eines Einzelzahnimplantats bei einer Frau eine kleinere Strahlendosis erforderlich ist, als bei der Anfertigung eines DVTs für die kieferorthopädische Therapieplanung bei einem großen Mann. Die Strahlendosis ist also in Abhängigkeit von der diagnostischen Relevanz, der Indikation sowie des Patienten zu wählen. Dies spielt insbesondere beim DVT eine große Rolle. Beim DVT ist die Strahlendosis abhängig vom Abbildungsvolumen, dem Field of View (FOV). [256-259]

Die effektive Dosis  $E$  stellt das Maß für die Strahlendosis dar. Der Wert  $E$  wird errechnet aus der Summe der durchschnittlichen Organdosen multipliziert mit spezifischen Strahlungswichtungsfaktoren. Experimentell wird die effektive Dosis oft an anthropomorphen Phantomen ermittelt. Diese repräsentieren bzgl. Form und Massenschwächungskoeffizienten für Röntgenstrahlung einen durchschnittlichen Mann mit ca. 75 kg Körpergewicht. Zahlreiche Studien untersuchen die Strahlenbelastung an oben beschriebenen Phantomen unter Verwendung von Dosimetern. Die Strahlenbelastung wird beeinflusst aus einer Kombination von mehreren Parametern: Lage der Region des Interesses (ROI), Field of View, Röhrenspannung, Röhrenstromstärke, effektive Expositionszeit und den Schutzmaßnahmen gegen Streustrahlung. [21, 87]

### **1.3.2 Strahlenbelastung der DVT**

Trotz der Vorteile und vielen Anwendungsmöglichkeiten betonen Autoren, dass aufgrund der hohen Strahlenbelastung die Anwendung einer DVT-Aufnahme in Abwägung zum Nutzen des Patienten kritisch betrachtet werden muss [48, 52, 57, 228, 260-265].

Wissenschaftlichen Studien weisen erhebliche Schwankungen bei Aussagen zur Strahlenbelastung der DVT auf [42, 47, 51].

Ludlow und Ivanovic weisen in Ihrer Untersuchung an 8 DVT-Geräten je nach FOV-effektive Dosen von 68-1073  $\mu\text{Sv}$  auf [42].

Rottke et al. untersuchten die effektive Dosis von 10 DVT-Geräten an Phantomen und konnten bei kleinstmöglichen Expositionsparametern effektive Dosen zwischen 36 und 212  $\mu\text{Sv}$  und bei größtmöglicher Exposition 17-296  $\mu\text{Sv}$  feststellen [266].

Pauwels et al. ermittelten für 14 DVT-Geräte und verschieden große FOVs die effektiven Dosen. Sie konnten bei kleinem FOV effektive Dosen von 19-44  $\mu\text{Sv}$ , bei mittlerem von 28-265  $\mu\text{Sv}$  und bei großem FOV 68-368  $\mu\text{Sv}$  [43].

2013 konnten Ludlow und Walker erheblich reduzierte Strahlenbelastungen feststellen. In der Untersuchung wurden effektive Dosen für das i-CAT FLX (Imaging Sciences, Hatfield, PA) ermittelt. Die anfallenden Einzeldosen wurden durch optisch

stimulierte Dosimeter (OLD) erfasst. Effektive Dosen von 18-120  $\mu\text{Sv}$  für das kindliche und 11-85  $\mu\text{Sv}$  für das erwachsene Phantom wurden ermittelt [267].

Bei der Literaturrecherche von 20 Veröffentlichungen konnten Ludlow et al. 2015 effektive Dosen für Erwachsene bei großem FOV zwischen 46-1073  $\mu\text{Sv}$ , bei mittlerem FOV zwischen 9-560  $\mu\text{Sv}$  und bei kleinem FOV zwischen 5-625  $\mu\text{Sv}$  feststellen. Bei Kindern konnten effektive Dosen zwischen 13-769  $\mu\text{Sv}$  bei großem und mittlerem FOV und 7-521  $\mu\text{Sv}$  bei kleinem FOVs festgestellt werden [268]. Durchschnittliche effektive Dosen lagen bei Erwachsenen bei 212  $\mu\text{Sv}$  (großes FOV), 177  $\mu\text{Sv}$  (mittleres FOV) und 84  $\mu\text{Sv}$  (kleines FOV). Bei Kindern lag die durchschnittliche effektive Dosis bei 175  $\mu\text{Sv}$  (großes –mittleres FOV) und 103  $\mu\text{Sv}$  (kleines FOV). Die Autoren konnten große Unterschiede bei Werten zur Strahlenbelastung feststellen. [268]

Auch Pauwels et al. und de Vos et al. bestätigen dies und kritisieren die mangelhafte Vergleichbarkeit der Studien [17, 43].

Die effektiven Dosen von einzelnen DVT-Geräten verschiedener DVT Hersteller schwanken stark [21, 47, 51, 66, 269].

Bei Aussagen zur Strahlenbelastung muss beachtet werden, dass es sich um eine heterogene Gerätekategorie handelt. Selbst bei Betrachtung eines Gerätes ist die Strahlenbelastung je nach Aufnahmeparameter sehr unterschiedlich [51, 270, 271]. Daher empfehlen Bumann et al. die Verwendung von Geräten mit der Möglichkeit der individuellen Parametereinstellung [51, 272]. Bei Verwendung von einem DVT-Gerät mit individuell einstellbaren Parametern wurden bei Behandlern mit Kf-spezifischem sowie DVT-spezifischem Fachwissen effektive Dosen zwischen 11 und 18  $\mu\text{Sv}$  nachgewiesen [51]. Auch andere Autoren empfehlen zur maximalen Strahlenreduktion eine individuelle Einstellung der Parameter [47, 65, 69, 259, 270-274].

Bumann et al. und Währisch konnten 2014 für das DVT-Gerät „Mesantis line II“ effektive Dosen zwischen 12 und 31  $\mu\text{Sv}$  (FOV 20x17 cm) und 10 und 24 (FOV 20x10cm)  $\mu\text{Sv}$  nachweisen. Sie empfehlen die Berücksichtigung des IADR-Konzepts (indikationsabhängige Dosisreduktion) [85].

Oenning et al. konnten ebenfalls signifikante Dosisreduktionen bei der Verwendung von Ultra-Low-Dose Protokollen nachweisen [275].

Bei Betrachtung von „ICRP 2007-konformen Studien“ liegen bei konventionellen digitalen Röntgenaufnahmen für die Kieferorthopädie die effektiven Dosen zwischen 26.0 und 35.8  $\mu\text{Sv}$ . Somit können bei der DVT niedrigere Werte der effektiven Dosis erreicht werden. Dabei ist es wichtig, dass es sich um DVT-Geräte neuer Generation mit individueller, stufenloser Einstellung der Aufnahmeparameter handelt. Der Behandler sollte spezielles Fachwissen über die DVT und KFO haben, um die Aufnahmeparameter entsprechend zu wählen. [11, 21, 47, 51, 66, 85, 276, 277]

Die dreidimensionale Röntgendiagnostik hat somit diagnostische Vorteile für die kieferorthopädische Therapieplanung. Um bei größtmöglicher diagnostischer Information die Strahlendiagnostik kleinstmöglich zu halten, sind entsprechende low-dose Protokolle sowie die ALADIP-Regel zu beachten.[277, 278]

## **1.4 FOV**

### **1.4.1 Definition**

Das Field of View (FOV) ist das Sichtfeld und beschreibt die räumliche Größe des rekonstruierten Abbildungsvolumens [279]. Das FOV einer DVT-Aufnahme sollte so groß gewählt werden, dass die Region des Interesses (Region of Interest= ROI) im DVT- Scan vollständig abgebildet wird [279, 280]. Die Region des Interesses ist das anatomische Areal, welches der Behandler befunden möchte. Die Region des Interesses kann, je nach Indikation, Fragestellung und Fachrichtung, variieren. Es muss vom Behandler vorher festgelegt werden. Das FOV sollte so groß wie nötig sein, um bei einer Aufnahme die ROI vollständig abzubilden, jedoch gleichzeitig so klein wie möglich sein, um die Strahlenbelastung so gering wie möglich zu gestalten [281]. In der Literatur werden von den Autoren die FOVs in drei Kategorien eingeteilt: small (klein), medium (mittelgroß) und large (groß) [21, 47, 66]. Den FOVs werden verschiedene anatomische Areale zugeteilt, die anhand des FOVs

abgebildet können. Bei Betrachtung der Literatur fällt auf, dass die Angaben sehr uneinheitlich und vage sind [21, 47, 66].

#### **1.4.2 Einflussparameter**

Die FOV-Größen eines DVT-Geräts hängen wesentlich von folgenden Faktoren ab: Detektorgröße und Detektorform, Strahlengeometrie, Strahlenkollimation, sowie der Projektionsgeometrie [167].

Ein zylindrisches FOV beschreiben Geräte mit Flachbilddetektoren. Geräte mit Bildverstärkersystem beschreiben hingegen ein sphärisches Volumen [21, 66, 282]. Ein zylindrisches FOV wird bei einem pyramidenförmigen Strahlengang und ein sphärisches FOV bei einem kegelförmigen Strahlengang erzeugt. Die Strahlenbelastung beim zylindrischen FOV ist geringer als beim sphärischen FOV, da man zur Abbildung der ROI beim sphärischen FOV ein größeres Volumen benötigt. [21, 66, 282]

Beim sphärischen FOV handelt es sich um einen Kugelausschnitt der sich in den verschiedenen Schnittebenen zu den Polen hin verjüngt und daher zur Abbildung aller Strukturen der ROI auf allen Schnittebenen ein größeres Volumen benötigt. Beim zylindrischen FOV bleiben die Abmessungen in jeder Schnittebene konstant. Das zylindrische FOV ist daher stärker verbreitet und hat sich in der Praxis durchgesetzt. [21, 66, 282]

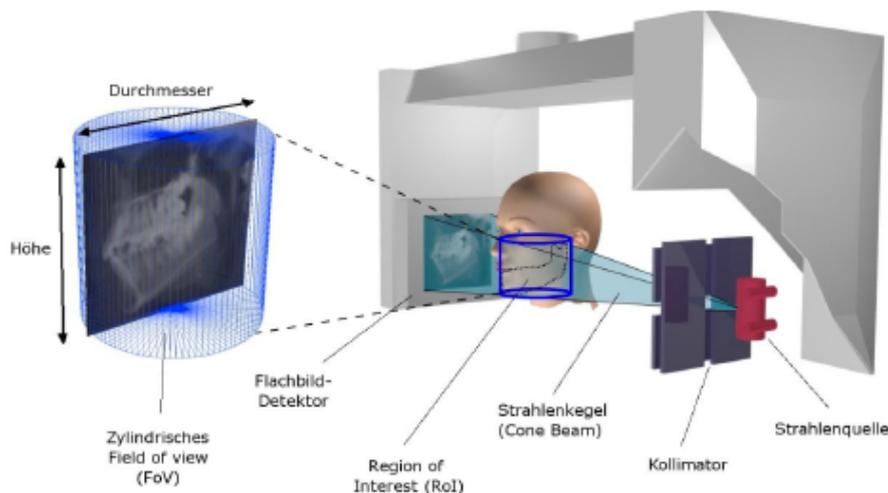
Infolgedessen wird in dieser Arbeit nur auf das zylindrische FOV eingegangen.

Die Kollimation beschreibt die Einblendung des Nutzstrahlenbündels. Mit Kollimation kann bei DVT-Geräten das vorgegebene FOV durch Blenden verkleinert und das FOV auf die anatomische Interessenregion begrenzt werden. Dies ist nicht bei allen Geräten möglich. [283]

Die Größe des Abbildungsvolumens wird beeinflusst von der Sensorgröße. Die Sensorgröße bestimmt maßgeblich den Preis eines DVT-Gerätes. Um auch mit kleineren Sensoren große Abbildungsvolumina abzubilden wurde das Stickingverfahren entwickelt. Beim Sticking werden vom DVT-Gerät zwei aufeinanderfolgende Aufnahmerotationen durchgeführt und anschließend werden die Aufnahmen durch eine Software überlagert und zu einem Abbildungsvolumen

addiert. Dadurch können auch mit kleinerem FOV größere Abbildungsvolumen dargestellt werden. [21, 41, 284]

Künzel und Becker konnten nachweisen, dass dieses Verfahren zu einer höheren Strahlenbelastung des Patienten führt als die alleinige DVT-Aufnahme mit größerem FOV und Sensor [285].



**Abbildung 1:** Schematische Darstellung des FOV und der ROI anhand eines DVT-Gerätes mit zylindrischem Abbildungsvolumen [21]. Die Größe des FOV hat Einfluss auf die dargestellte Region.

### 1.4.3 FOV in der kieferorthopädischen Behandlungsplanung

Für die kieferorthopädische Therapieplanung ist eine Vermessung der knöchernen und weichgewebigen Strukturen des Schädels notwendig. Zu diesem Zweck muss das Röntgenbild dentale, skelettale sowie weichgewebige Strukturen beinhalten, die für die kephalometrische Vermessung wichtig sind. [51]

Eine kephalometrische Analyse anhand einer dreidimensionalen Rekonstruktion ist möglich. Wie im oberen Abschnitt beschrieben ist die dreidimensionale Kephalmetrie der zweidimensionalen Kephalmetrie überlegen. [46, 133, 148, 149, 153, 206-210]

Für die kieferorthopädische Therapieplanung besteht somit die Region des Interesses (ROI) aus dem kompletten Gesichtsschädel und den Kiefergelenken. So muss das FOV des DVT-Gerätes so groß gewählt werden, dass die oben beschriebenen Strukturen im Abbildungsvolumen vollständig erfasst werden. Wird das FOV zu klein gewählt, muss eine weitere Aufnahme durchgeführt werden. Dies resultiert in einer höheren Strahlenbelastung für den Patienten und geht mit höheren Kosten für den Behandler einher [51]. Wird das FOV zu groß gewählt, ist die Strahlenbelastung für den Patienten zu hoch und der Behandler befolgt die ALARA-Regel nicht [51].

Die American Association of Orthodontists and American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology empfiehlt die Nutzung eines großen FOVs für die kieferorthopädische und kieferchirurgische Diagnose [51].

Ein mittleres FOV soll bei Fragestellung zur Dentition, Kieferlagebeziehung, den Kiefergelenken und Gesichtsasymmetrien geeignet sein. Ein kleines FOV wird empfohlen für dentale Fragestellung die die Beurteilung vom Alveolarknochen oder von impaktierten und verlagerten Zähnen erfordern. [59]

Neben der Berücksichtigung der ROI und somit der Indikation, sollte auch das Geschlecht und Alter des Patienten für die richtige FOV-Größenwahl beachtet werden [21, 47, 51, 66, 70, 85, 188, 259, 276, 278, 286].

Lichtenfeld ermittelte anhand von DVT-Aufnahmen aus Deutschland die notwendige FOV-Größe für die kieferorthopädische Therapieplanung unter Berücksichtigung des Patientenalters und -geschlechts. Die Untersuchung ergab dass das ideale FOV für die kieferorthopädische Therapieplanung die Größe 15x18 cm (Höhe x Durchmesser) aufweist. [47]

## **1.5 Ethnische Unterschiede in der dentokraniofazialen Morphologie**

In der Literatur konnte eine Variabilität in Abhängigkeit von regionaler Ethnizität bei der Größe von im FRS erfassbaren dentokraniofazialen Strukturen aufgezeigt werden [77].

Die in Europa gängigen kephalometrischen Analysen nach Downs, Hasund, Ricketts und Steiner sowie Auswertungen nach Downs, Ricketts, Steiner und Vorhies geben sogenannte Normwerte vor. Diese sollen ästhetische und funktionelle Idealwerte darstellen. [117, 287-290]

Studien zeigen auf, dass bei vergleichenden Kephalemtrien unterschiedlicher ethnischer Gruppen, die „Normwerte“ nicht repräsentativ sind [117, 291, 292]. Die angegebenen Normwerte orientieren sich meist an Mittelwertsbefunden der kaukasischen Rassen [117, 291, 292].

Chan stellte in seiner Untersuchung fest, dass für Chinesen nicht die Standardwerte der kaukasischen Rasse Anwendung finden dürfen. Hierfür untersuchte er 30 Fernröntgenseitenbilder von kantonesischen Männern im Alter von 18-33 mit Klasse-I-Okklusion und geradem Profil, ohne vergangener kieferorthopädischer Behandlung. Er verglich das Ergebnis mit Mittelwerten anderer ethnischer Gruppen. Er stellte beim Vergleich unter Anderem folgende charakteristische Merkmale für seine untersuchte Gruppe fest: kleinster Fazialwinkel, größter Y-Achse- Winkel, größter Mandibularebenenwinkel. [74]

Davoody et al. konnten beim Vergleich von Kephalogrammen von Iranern und weißen Amerikanern darstellen, dass Iraner ein flacheres Gesichtsprofil aufweisen. Es konnte ein signifikant größerer palatomanibulärer Ebenenwinkel bei Iranern als bei weißen Amerikanern festgestellt werden. Iraner wiesen eine größere anteriore und posterior Dimension bei stark erniedrigter unterer anteriorer Gesichtshöhe sowie flacherem Profil auf. [293]

Bacon et al. verglichen Fernröntgenseitenbilder von 40 afrikanischen Bantu und 40 weißen französischen Studenten. Es konnten bei FRS-Aufnahmen der

afrikanischen Bantu größere ANB- und SNB- Winkel sowie höhere Werte in Konvexität und unterer Gesichtshöhe nachgewiesen werden. [294]

Muretic et al. verglichen 200 FRS-Aufnahmen von Patienten aus Mainz mit Patientenaufnahmen aus Zagreb. Aufnahmen der Patienten aus Zagreb wiesen eine verringerte vordere Gesichtshöhe, einen größeren Interinzisalwinkel und eine verringerte Gesichtskonvexität auf. [295]

2019 konnten Oh et al. ethnische Unterschiede in der posterioren cranialen Fossamorphologie und den Wachstumsvorhersagen zwischen dänischen und koreanischen Kindern nachweisen. [82]

Weitere Untersuchungen konnten ethnische Größenunterschiede in FRS-Aufnahmen aufweisen [71-84].

Bei Übertragung dieser Ergebnisse ist anzunehmen, dass auch ethnische Unterschiede für FOV-Größenempfehlungen bei DVTs zu beachten sind.

## **2 Ziel der Dissertation**

Ziel der vorliegenden Dissertation ist es anhand der Auswertung von digitalen Volumentomographien von nordamerikanischen Patienten die optimale FOV-Größe für die kieferorthopädische Therapieplanung zu ermitteln.

Der Behandler soll alters- und geschlechtsspezifische FOV-Empfehlungen für die kieferorthopädische Therapieplanung erhalten.

Durch die patientenspezifische, individuelle Wahl der FOV-Größeneinstellung soll der Behandler das Strahlenrisiko für den Patienten so gering wie möglich halten. Bei der Wahl einer zu großen FOV-Einstellung ist die Strahlenbelastung für den Patienten unnötig groß und es werden Areale abgebildet, die für die Therapie nicht relevant sind. Wird das FOV zu klein gewählt, ist die ROI nicht abgebildet und der Bedarf einer zweiten Aufnahme mit zusätzlicher Strahlenbelastung für den Patienten liegt vor. Die Wahl der passenden FOV-Größe minimiert somit die Strahlenbelastung für den Patienten und den Aufwand für den Behandler.

Gleichzeitig sollen die Ergebnisse den Herstellern Informationen über die FOV-Größe geben, die für die kieferorthopädische Therapieplanung nordamerikanischer Patienten erforderlich ist. Hersteller können dies bei der Produktion und Entwicklung neuer Geräte berücksichtigen. In der Diskussion sollen die Ergebnisse mit den FOV-Empfehlungen aus Untersuchungen für zentraleuropäische Patienten vergleichend diskutiert werden. Eventuelle ethnische Größenunterschiede, sollten vom Behandler und den Herstellern berücksichtigt werden.

### 3 Fragestellung

Der Anstieg des Gesundheitsbewusstseins und des ästhetischen Anspruchs in der Gesellschaft führt dazu, dass immer mehr Kinder und vermehrt auch Erwachsene die kieferorthopädische Praxis für eine Behandlung aufsuchen [12-14]. Der Zugang zu Informationen ist vereinfacht, sodass viele Patienten schon vorinformiert mit genaueren Vorstellungen die Praxis aufsuchen. Dies sorgt dafür, dass parallel zur Nachfrage auch der Anspruch an den Behandler und seine Diagnostik und Therapie wächst. Der Behandler ist dazu aufgefordert seine Therapie- und Diagnostikmethoden stets zu prüfen und zu erneuern, sowie effiziente, moderne statt konventionelle und gewohnte Methoden anzuwenden. Dies gilt auch bei der Röntgendiagnostik. Während 3D- Röntgenaufnahmen in den USA derzeit in vielen Bereichen Goldstandard sind, erzeugt die Technik in Deutschland nur zurückhaltende Begeisterung. Wenig Wissen über die Technologie und veraltete Dogmen sollten von aktuellen evidenzbasierten wissenschaftlichen Studien abgelöst werden. Dies ist vor allem wichtig, um international konkurrenzfähig zu bleiben und den Patienten die beste Diagnostik- und Behandlungsqualität anzubieten. Studien zeigen, dass die genaue Diagnostik Einfluss auf die Therapiedauer und das Therapieergebnis hat [57, 60, 278, 296, 297]. Wichtiger Bestandteil der kieferorthopädischen Diagnostik ist die Röntgendiagnostik. In Deutschland gelten zweidimensionale Röntgenverfahren wie das OPTG und FRS sowie bei Bedarf Intraoralbildaufnahmen als Goldstandard [5, 9, 10, 115, 298].

In der Literatur wird die konventionelle Röntgendiagnostik als ungenau und fehleranfällig beschrieben. Kephalemtrische Messungen an FRS werden von zahlreichen Autoren kritisiert und gelten als behandler sensitiv. [135]

Die Abbildung von dreidimensionalen Strukturen auf zweidimensionalen Röntgenbildern führt zu einem hohen Informationsverlust und dadurch zu diagnostischen Nachteilen [15, 144, 145]. Die oben beschriebenen Aufnahmen können durch eine einzelne 3D- Röntgenaufnahme ersetzt werden [245]. Die DVT, als dreidimensionales Röntgenbildverfahren enthält alle Informationen, die man herkömmlichen Röntgenaufnahmen entnehmen kann und gibt dem Behandler durch die 3D Darstellung des Untersuchungsobjektes zusätzliche, relevante

Informationen in allen räumlichen Ebenen [27]. Diverse Studien belegen den diagnostischen Vorteil von dreidimensionalen DVT-Aufnahmen gegenüber konventionellen zweidimensionalen Röntgenaufnahmen [20-25, 28, 29, 217, 278, 299].

Die DVT gewinnt auch in Deutschland immer mehr an Bedeutung [273]. Die Kritik zur hohen Strahlenbelastung ist, gemäß der Literatur, durch die rasche Entwicklung der Technologie bereits überholt und stellt kein Hindernis für den Behandler dar. ICRP-konforme Studien weisen eine Strahlenbelastung bei der digitalen konventionellen Röntgendiagnostik von bis zu 35.8  $\mu\text{sv}$  auf [42, 300, 301]. Jüngste Studien belegen dass DVT-Aufnahmen gleiche oder geringere Strahlenbelastungen aufweisen. [47, 64, 85, 267, 268, 300, 302]

Einen großen Einfluss auf die Strahlenbelastung hat das Abbildungsvolumen, Field of View (FOV). Autoren belegen, dass zur maximalen Strahlenreduktion und Einhaltung der ALARA-Regel eine patienten- und indikationsspezifische FOV-Einstellung notwendig ist [47, 66, 68, 85, 259, 271, 274]. Dies gilt insbesondere bei Kindern, da bei Kindern das Strahlenrisiko um den Faktor 3 erhöht ist [48, 69, 211]. Das FOV muss so groß wie möglich sein, um die für die Therapieplanung notwendigen Strukturen vollständig abzubilden, gleichzeitig so klein wie nötig sein, um die Strahlenbelastung so gering wie möglich zu halten.

Da das FOV technikseitig von der Sensorgröße abhängt und der Sensor den Preis der Geräte beeinflusst, weisen 95% der Geräte aktuell ein für die kieferorthopädische Therapieplanung zu kleines FOV auf [47, 66]. Hier sind oft Zweitaufnahmen mit erneuter Strahlenbelastung erforderlich [303]. Die Tendenz der vermehrten Herstellung von Geräten mit kleinen FOVs führt dazu, dass in der Praxis Behandler die DVT häufig nur als ergänzende Diagnostik nutzen, z.B. bei impaktierten Eckzähnen. Sie nehmen damit in Kauf, dass durch die Summation von 2D und 3D Röntgenaufnahmen die Strahlenbelastung für den Patienten steigt und gleichzeitig die Mehrzahl der Patienten nicht von den Möglichkeiten der neuen Technik profitiert [304].

Diese Diskrepanzen erfordern evidenzbasierte Studien zu FOV-Größen, die es bislang nur vereinzelt gibt. Lichtenfeld untersuchte als einziger in seiner Studie

FOV-Größen für die kieferorthopädische Therapieplanung. Er ermittelte das erforderliche FOV für die kieferorthopädische Therapieplanung anhand von DVT-Datensätzen aus Deutschland. [47]

Untersuchungen konnten ethnische Größenunterschiede der Schädelmorphologien in FRS-Aufnahmen aufweisen [71-84]. Bei Anwendung dieser Erkenntnisse auf die DVT, könnte man davon ausgehen, dass diese auch unterschiedliche FOV-Größen erfordern [299, 305-311]. Die FOV-Untersuchung mit DVT-Datensätzen aus den USA durchzuführen ist daher relevant.

Es sollen in dieser Arbeit daher FOV-Größenempfehlungen für die kieferorthopädische Therapieplanung anhand von DVT-Datensätzen aus den USA erarbeitet werden. Somit soll das erforderliche FOV für die kieferorthopädische Therapieplanung nordamerikanischer Patienten analysiert werden. Ferner wird untersucht ob patientenspezifische Faktoren wie Alter- und Geschlecht auf die Größe des FOV Einfluss haben. Nach Vorstellung der Ergebnisse werden im Diskussionsteil die Ergebnisse der vorliegenden Studie mit den Ergebnissen der Untersuchung von Lichtenfeld verglichen.

Der kieferorthopädische Behandler soll patientenspezifische FOV-Einstellungen für die kieferorthopädische Therapieplanung erhalten, um die Strahlenbelastung so gering wie möglich zu gestalten. Gleichzeitig können Hersteller die Ergebnisse dieser Studie bei der Produktion neuer Geräte beachten. Es soll außerdem diskutiert werden, ob die FOV-Größen sich ethnisch divergieren und Hersteller daher davon abhängig, in verschiedenen Kontinenten unterschiedlich modifizierte Geräte entwickeln sollten.

## **4 Hypothesen**

In der vorliegenden Arbeit werden zur genannten Fragestellung folgende Hypothesen aufgestellt und untersucht:

### **4.1 Hypothese I**

Bei einem zylindrischen FOV ist für die kieferorthopädische Behandlungsplanung nordamerikanischer Patienten eine Höhe von 13 cm zur Erfassung von Nasion und Weichgewebsmenton erforderlich, um die genannten Strukturen bei 100 % der Patienten vollständig zu erfassen.

### **4.2 Hypothese II**

Bei einem zylindrischen FOV ist für die kieferorthopädische Behandlungsplanung nordamerikanischer Patienten ein Durchmesser von 16 cm für die Erfassung von Pronasale, Basion, Fossa mandibularis und der beiden lateralen Kondylenpole notwendig, um die genannten Strukturen bei 100 % der Patienten vollständig zu erfassen.

### **4.3 Hypothese III**

Das erforderliche FOV-Volumen für die kieferorthopädische Behandlungsplanung ist für Kinder kleiner als für Jugendliche. Es ist kleiner für Jugendliche als für Erwachsene.

### **4.4 Hypothese IV**

Das erforderliche FOV-Volumen für die kieferorthopädische Behandlungsplanung ist bei männlichen Patienten größer als bei weiblichen Patienten.

## **5 Material und Methoden**

### **5.1 Allgemeine Methoden und Material**

#### **5.1.1 Patientengut**

Für die vorliegende Untersuchung wurden 1136 DVT-Aufnahmen von Patienten aus den Vereinigten Staaten von Amerika ausgewertet. Die Bilderdaten dieser Studie wurden von dem Mesantis<sup>®</sup> Röntgeninstitut in Berlin zur Verfügung gestellt. Es wurde eine retrospektive Analyse von bereits existierenden Aufnahmen durchgeführt.

Für die Teiluntersuchungen dieser Studie wurden von den 1136 DVT-Aufnahmen nur Aufnahmen berücksichtigt, bei denen die für die Teiluntersuchung notwendigen Daten (Alter, Geschlecht, POI) vollständig angegeben bzw. abgebildet waren.

Darüber hinaus wurde kein Ausschluss der Datensätze vorgenommen. Die Patienten mussten keine Auflagen erfüllen. Es musste nur die untersuchte Region auf den Aufnahmen vollständig abgebildet sein.

Da bereits existierende DVT-Aufnahmen für diese Untersuchung genutzt wurden, ist davon auszugehen, dass überwiegend DVT-Aufnahmen von Patienten mit Dysgnathien vorliegen. Da dies jedoch repräsentativ für DVT-Aufnahmen aus der kieferorthopädischen Praxis ist, wurde diese Eigenschaft des Patientenguts für die vorliegende Untersuchung als angemessen bewertet.

Für Teiluntersuchungen dieser Studie wurden die Patienten in 670 weibliche und 467 männliche Patienten unterteilt.

Weiterhin wurde eine Alterseinteilung vorgenommen. Die Patienten wurden in drei Gruppen eingeteilt: Kinder (Patienten, die zum Zeitpunkt der Aufnahme  $\leq 12$  Jahre alt waren), Jugendliche (Patienten, die zum Zeitpunkt der Aufnahme 13-17 Jahre alt waren) und Erwachsene (Patienten, die zum Zeitpunkt der Aufnahme  $\geq 18$  Jahre alt waren). Es wurden 443 DVT-Aufnahmen von Kindern, 313 DVT-Aufnahmen von Jugendlichen und 375 DVT-Aufnahmen von Erwachsenen untersucht.

### **5.1.2 DVT- Aufnahmen**

Die in der vorliegenden Untersuchung analysierten DVT-Aufnahmen wurden von dem Röntgeninstitut Mesantis ® Berlin zum Zwecke dieser Studie bereitgestellt.

Die DVT-Aufnahmen stammen aus den Vereinigten Staaten von Amerika (USA) und wurden im Institut Advanced Dental Imaging (ADI, Las Vegas, NV) angefertigt und von Prof. Dr. James Mah dem Mesantis® Röntgeninstitut für Untersuchungen zur Verfügung gestellt.

Die Aufnahmen wurden mit dem Hitachi CB MercuRay™ (Hitachi Technology, Tokyo, Japan) erzeugt.

Bei diesem DVT-Gerät rotiert die Röntgenröhre um 360 Grad um den Patientenkopf. Der Patient ist in sitzender Position gelagert. Innerhalb von 9.6 Sekunden werden 288 Durchleuchtungsaufnahmen angefertigt. Verschiedene Stromstärken 2, 5, 10 und 15 mA sowie Röntgenspannungen 100 und 120 kVp sind wählbar. Ein FOV von 6 (15,2 cm), 9 (22,86 cm) und 12 (30.48cm) Zoll kann ausgewählt werden. Zusätzlich kann ein Kupferfilter (1mm) gewählt werden [68].

Für die Aufnahmen dieser Untersuchung wurden die FOV-Größen medium (9 Zoll) und large (12 Zoll) gewählt. Das Gerät weist für kraniofaziale Aufnahmen effektive Dosisangaben von 283-1073 µSv auf [42, 44, 312, 313].

### **5.1.3 Auswertungssoftware**

Die Röntgenbilder wurden mit der Software Invivo® 3D-Analyses der Firma Anatomage ausgewertet. Es handelt sich um die Marktführersoftware, die sehr genau ist und dem Behandler neben der Betrachtung von 3D-Röntgenbildern auch Analysetools zur Auswertung der Röntgenbilder zur Verfügung stellt. Diese wurden für die vorliegende Arbeit genutzt.

In der Software kann zwischen verschiedenen Ansichtsebenen gewechselt werden. Hierbei kann zwischen der sogenannten „Cross-Section“ (die Ansicht zwischen den Schnittebenen) und der „Volume-Render“ (die dreidimensionale Ansicht) gewechselt werden.

Für die Auswertung der Röntgenbilder dieser Untersuchung wurde die „Cross-Section“, die Darstellung der Schnittebenen, genutzt.

Bei den einzelnen Messungen wurde zwischen der Frontalebene, Transversalebene und Sagittalebene unterschieden.

Die Frontalebene, bezeichnet die Ebene, die bei der Vorderansicht des Menschen sichtbar ist. Sie verläuft zwischen der Longitudinalachse und Transversalachse, parallel zur Stirn und teilt den Körper in vorne und hinten, also ventral und dorsal. Es gibt viele parallel zueinander laufende Frontalebenen. [314, 315]

Die Transversalebene, auch Axialebene oder Horizontalebene genannt, bezeichnet eine Ebene, die senkrecht zur Längsachse des stehenden Menschen verläuft. Die Transversalebene unterteilt den Körper in einen kranialen und kaudalen Abschnitt. Auch hier gibt es unendlich viele Transversalebenen, die parallel zueinander verlaufen. [314, 315]

Als Sagittalebene bezeichnet man jede gedachte Ebene, die den Körper, wie ein Pfeil, von vorne nach hinten durchschneidet. Von vorne betrachtet erscheint die Sagittalebene daher wie eine Linie. Auch hier gibt es viele parallel zueinander verlaufende Sagittalebenen. Die Mediansagittalebene ist eine spezielle Sagittalebene, die den Körper in zwei seitengleiche Hälften unterteilt. [315, 316]

In den erläuterten Ebenen wurden die Messungen durchgeführt. Die Messung wurde mit Hilfe des von der Software zur Verfügung gestellten Instruments „distance measurement“ durchgeführt. Es wurden Strecken zwischen den Punkten des Interesses (POI), die die äußere Begrenzung der Region des Interesses (ROI) darstellten, gemessen und Hilfslinien wurden eingezeichnet. Durch das Tool „reorientation“ konnte im Vorfeld auch die Ausrichtung des Kopfes idealisiert werden, um die Messungen zu vereinfachen und reproduzierbar sowie vergleichbar zu gestalten. Zur Vereinfachung der Orientierung kennzeichnet die Software bei der Betrachtung einer Ebene, die anderen beiden Ebenen durch farbige Linien.

#### **5.1.4 Messungen**

Die in dieser Untersuchung durchgeführten Messungen wurden in der in 4.1.3. erläuterten Software durchgeführt. Die Messungen erfolgten mit Hilfe des Programmwerkzeugs „distance measurement“ in der „Cross-Section“ –Darstellung in Sagittal- und Transversalebene (s.u. Abbildung 1 und 2). Durch den Klick der rechten Maustaste konnten Punkte markiert und der Abstand zwischen diesen Punkten seitens der Computersoftware errechnet und dargestellt werden. Die Messergebnisse wurden in der in 4.1.5.1 erläuterten Datentabelle festgehalten.

##### **5.1.4.1 Punkte**

Um die notwendige Größe des FOV für die kieferorthopädische Diagnostik zu bestimmen, wurden sieben Punkte am Schädel definiert. Es wurde dabei sichergestellt, dass durch die definierten Punkte, die für die kieferorthopädische Diagnostik relevante Region des Interesses, vollständig erfasst bzw. abgebildet wurde.

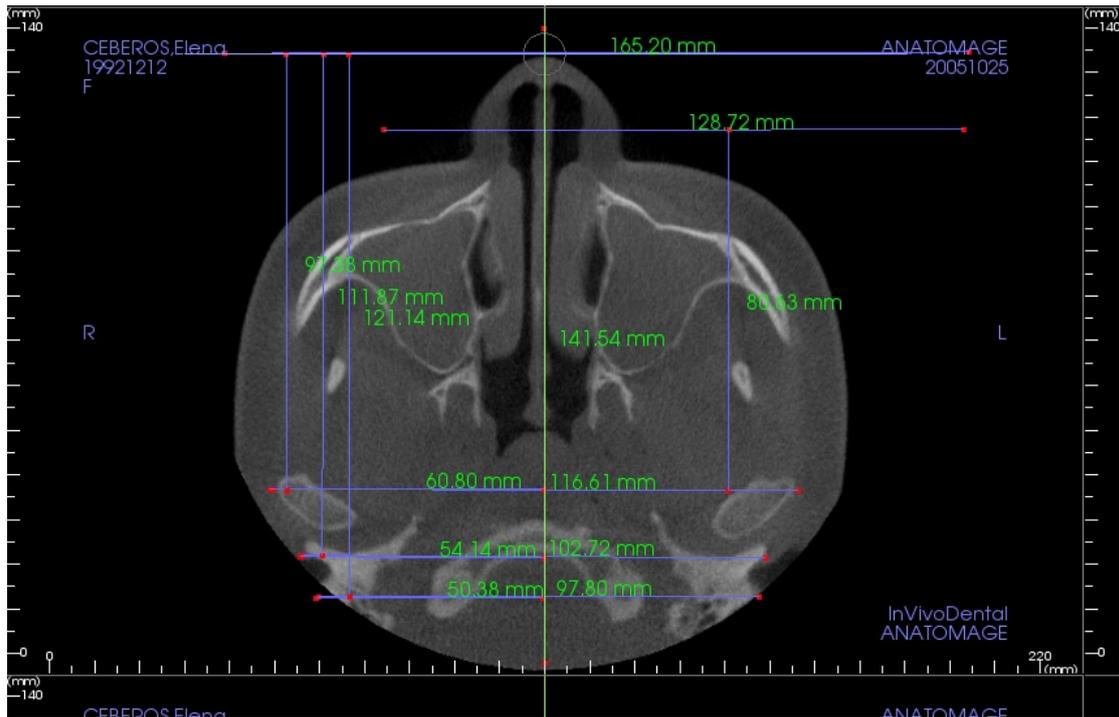
Folgende sieben Punkte wurden als Punkte des Interesses (POI) definiert:

1. Nasion: Der am weitesten anterior liegende Punkt der Sutura nasofrontalis.
2. Weichgewebsmenton: Die Weichgewebsübertragung des am weitesten kaudal gelegenen Punktes der Unterkiefersymphyse.
3. Pronasale: Der am weitesten vorne gelegene mittlere Punkt der Nasenspitze.
4. Basion: Der am weitesten anterior-kaudal gelegene Punkt des Clivus in der Median-Sagittal-Ebene und somit der anteriorste Punkt des vorderen Randes des Foramen magnum.
5. Laterale Kondylenpunkte: Der am weitesten lateral gelegene Punkt des Kondylus rechts und links.
6. Fossa Mandibularis: Der am weitesten dorsal liegende Punkt der Fossa mandibularis, der mit Knorpel überzogenen Vertiefung des Os temporale.
7. Porion rechts links: Der Mittelpunkt der oberen Begrenzung des Meatus acusticus externus.

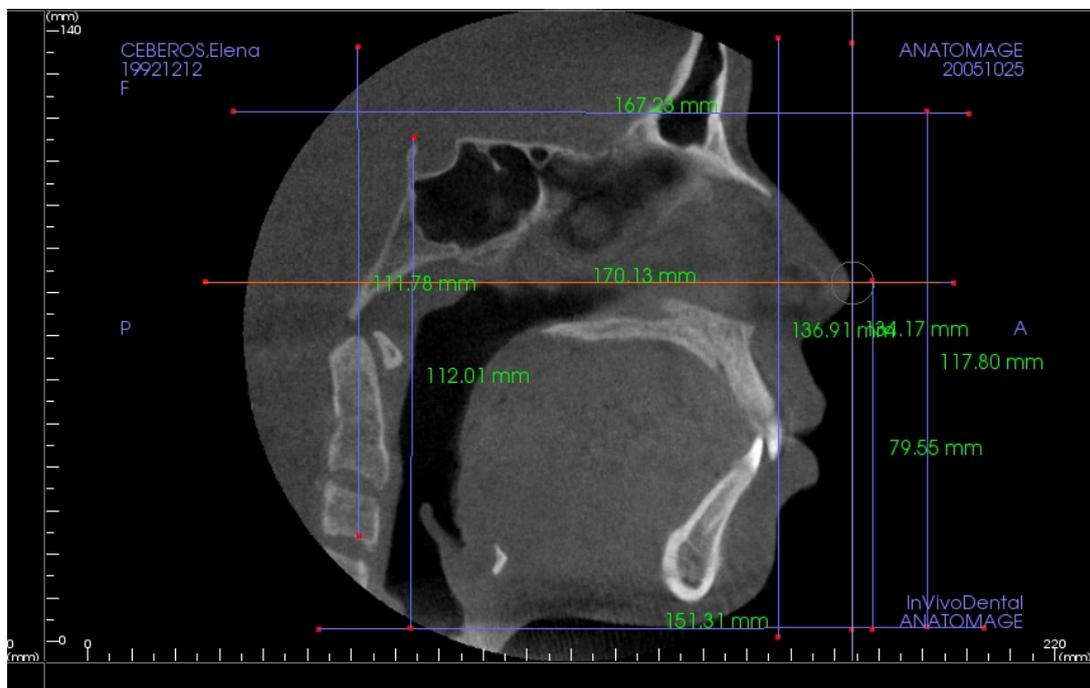
#### **5.1.4.2 Strecken**

Zur Berechnung der FOV-Höhe und des FOV-Durchmessers wurden Streckenmessungen durchgeführt. Zwischen den oben erläuterten POI wurden dafür folgende Strecken definiert:

1. H1: Strecke zwischen Nasion und Weichteilmenton (Nas-Ment)
2. S1: Strecke zwischen dem lateralen Kondyluspol rechts und dem lateralen Kondyluspol links (Cond-Cond)
3. B1: Strecke zwischen Pronasale bis zur Tangente Cond-Cond (S1)
4. S2: Strecke zwischen Fossa mandibularis links und Fossa mandibularis rechts (Foss- Foss)
5. B2: Strecke zwischen Pronasale zur Tangente Foss-Foss (S2)
6. S3: Strecke zwischen Porion links und Porion rechts (Por-Por)
7. B3: Strecke zwischen Pronasale und der Tangente Por-Por (S3)



**Abbildung 2:** Darstellung der Messungen in der Transversalebene. Es wurden Streckenmessungen zwischen den verschiedenen POI durchgeführt.



**Abbildung 3:** Messungen in der Sagittalebene: Streckenmessungen zwischen den POI zur Bestimmung des erforderlichen FOV wurden durchgeführt.

### 5.1.4.3 Formeln

Für die vorliegende Untersuchung wurden Formeln auf Grundlagen der mathematischen Geometrie, aus dem Zahlenraum der natürlichen Zahlen hergeleitet.

Zwei Kreisflächen, die parallel und kongruent durch die Kreismittelpunktsenkrechten zueinander verschoben sind, bilden mit der so genannten Mantel- oder Zylinderfläche, die sich durch parallele Verbindungsgeraden darstellt, einen geometrischen Kreiszyylinder (s.u. Abbildung 4). Das Volumen eines Zylinders stellt sich durch die Höhe des Zylinders multipliziert mit der Kreisfläche dar.

Folgende Formel beschreibt somit das Volumen eines Kreiszylanders:

$$V = \pi r^2 \times h$$

Während in dieser Studie die FOV-Höhe des zylindrischen FOVs (Zylinder) direkt aus dem DVT-Datensatz durch eine einfache Streckenmessung (H1=Nas-Ment) entnommen werden kann, muss der FOV-Durchmesser (Zylinderdurchmesser) über die Berechnung des Radius ermittelt werden. Hierbei ist es wichtig, dass der Radius so gewählt wird, dass alle gewünschten anatomischen Strukturen, die ROI, im Zylinder integriert sind, ohne dass dieser unnötig groß wird.

Folgende Formel wurde dazu genutzt:

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

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

Die Vorgehensweise und genaue Abfolge der Berechnung wird im Abschnitt 4.2.2 im Teil „Spezielle Methoden“ erläutert.

## **5.1.5 Statistische Methoden**

### **5.1.5.1 Datentabelle**

Zur statistischen Auswertung wurde eine Datentabelle mit Hilfe des Programmes Excel (Microsoft® Excel für Mac, Version 15.26) erstellt. Die Datentabelle enthielt Informationen über Patientenalter und -geschlecht, sowie die Messwerte, der in 4.1.4.2 geschilderten Strecken. Anhand der Streckenmessungen wurden Radien berechnet, die auch in der Datentabelle festgehalten wurden.

### **5.1.5.2 Statistische Analysen**

Die statistischen Analysen wurden nach Import der Datentabelle von Excel 2010 durch die Software IBM SPSS Statistics Version 22 durchgeführt. Es wurden Häufigkeiten, Mittelwerte, Signifikanzen und Abhängigkeiten berechnet.

Das Signifikanzlevel wurde für die Untersuchungen auf  $P < 0.05$  gesetzt. Es wurden Einflüsse bzw. Abhängigkeiten von Alter und Geschlecht auf die Größe des Field of Views geprüft.

Die statistischen Analysen wurden mit Hilfe des Mann-Whitney-U-Tests, des Chi-Quadrat-Tests nach Pearson sowie dem exakten Fischer- Test mit Hilfe unabhängigen Statistikern durchgeführt. Hierbei handelt es sich um gängige statistische Prüfmethode. [317]

## **5.2 Spezielle Methoden**

### **5.2.1 Höhe des FOV**

Die Ausdehnung des FOV in kranio-kaudaler Richtung beschreibt die Höhe des FOV. Gemessen wurde die Höhe (Strecke: Nas-Ment= H1), welche sich durch den Abstand der Punkte Nasion und Weichgewebsmenton darstellt. Zur genaueren Bestimmung wurde als Hilfslinie eine horizontal verlaufende Tangente auf den Punkt Weichgewebsmenton gezogen, sodass die Senkrechte gemessen wurde.

Diese Methodik sollte eventuelle Ungenauigkeiten ausfiltern und vergleichbare, reproduzierbare Werte generieren.

Es wurden Mittelwerte der gemessenen FOV-Höhen ermittelt. Zur Analyse der ersten Hypothese wurden FOV-Größen zwischen 80 mm bis 210 mm festgelegt. Anschließend wurden die jeweiligen H1-Messungen der Patienten von den festgelegten FOV-Höhengrößen subtrahiert. Ein negatives Ergebnis beschreibt, dass die vorgegebene FOV-Höhe zu klein ist und der gemessene H1-Wert nicht im FOV liegt. Ergebniswerte, die größer oder gleich null sind beschreiben, dass die gemessene Höhe in der vorgegebenen FOV-Größe liegt. Diese Werte wurden zusammengezählt. Anschließend wurden Prozentualwerte der relativen Anteile bestimmt.

### **5.2.2 Durchmesser des FOV**

In diesem Teil der Untersuchung konnten von der Gesamtprobe nur 1132 DVT-Aufnahmen berücksichtigt werden. Hierbei wurden Aufnahmen, bei denen unten erläuterte Referenzpunkte zur Bestimmung des Durchmessers nicht abgebildet wurden, ausgeschlossen.

Ein zylindrisches FOV wird dargestellt durch die Höhe und den Durchmesser. Als Durchmesser wird die transversale und sagittale Ausdehnung des FOV in der Axialebene bezeichnet.

Wie in 4.2.1 beschrieben kann die Höhe direkt vom DVT-Datensatz mit Hilfe der Auswertungssoftware gemessen und als Strecke H1 dargestellt werden. Der Durchmesser, kann nicht dem DVT-Datensatz direkt entnommen werden.

Dieser muss mit Hilfe von unten erläuterten Stecken berechnet werden.

Zur Berechnung wurden folgende Strecken in der Axialebene gemessen:

- lateraler Kondylenpol links bis lateraler Kondylenpol rechts (Cond-Cond)  
= Kreissehne  $s_1$
- Fossa mandibularis links bis Fossa mandibularis rechts (Foss-Foss)  
= Kreissehne  $s_2$
- Porion links bis Porion rechts (Por-Por)  
= Kreissehne  $s_3$

- Strecke von der Nasenspitze bis zur Kreissehne  $s_1$  (Naspi-Cond)  
= Strecke wurde definiert als Strecke  $b_1$
- Strecke von der Nasenspitze bis zur Tangente Basion (Naspi-Bas)  
= Strecke wurde definiert als Strecke  $b_0$
- Strecke von der Nasenspitze bis zur Kreissehne  $s_2$  (Naspi-Foss)  
= Strecke wurde definiert als Strecke  $b_2$
- Strecke von der Nasenspitze bis zur Kreissehne  $s_3$  (Naspi-Por)  
= Strecke wurden definiert als Strecke  $b_3$

Die gemessenen Werte der oben erläuterten Strecken wurden anschließend in einer Excel-Tabelle festgehalten.

Es wurden Werte (Z) in Zehn-Millimeter-Abstufungen zwischen 80 mm und 220 mm als mögliche Durchmesser vorgegeben.

Es galt anschließend zu untersuchen, ob die oben gemessenen Werte in dem jeweils vorgegebenen Durchmesser liegen.

Dafür wurde ein gedanklicher Kreis um die Werte gespannt. Der Radius des Kreises wurde durch die vorgegebenen Durchmesser-Werte (Z) mit Hilfe folgender Formel errechnet:

$$\text{Radius} = r = D / 2$$

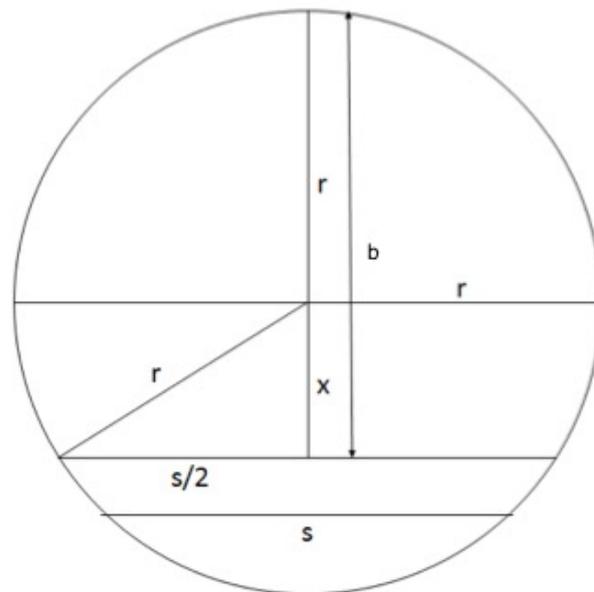
$$D = Z \text{ ( vorgegeben)}$$

$$r = \text{wird berechnet}$$

Anschließend wurde überprüft, ob die gemessenen Werte der Kreissehnen  $s_1, s_2, s_3$  und Strecken  $b_1, b_2, b_3$  jeweils in dem Kreis mit dem vorgegebenen Radius von  $r = Z/2$  liegen.

Dies erfolgte in mehreren Schritten. Erst wurde mit Hilfe des Satz des Pythagoras (s.u. Abbildung 4) ein gedanklicher Kreis zwischen die vorgegebenen Punkte gespannt. Mit Hilfe der durch Vorgabe der Durchmesser bestimmten Radien und der gemessenen Strecken  $b_{1-3}$  wurde die entsprechende Länge einer Kreissehne bestimmt.

Anschließend wurde kontrolliert, ob der Wert der errechneten Kreissehne eines Kreises mit dem Radius  $r = Z/2$  und einer Kreissehne mit  $b_{1-3}$  (= gemessene Strecken) größer, kleiner oder gleich dem des gemessenen Wertes ist:



**Abbildung 4:** Kreiszyylinderabbildung zur Herleitung der unten genutzten Formel. Der Durchmesser des FOV wurde mit Hilfe der Berechnung eines Kreiszyinders hergeleitet.

1. Schritt:

Berechnung der Kreissehne  $s$  bei einem Radius von  $r = D/2$  mit Hilfe des Satz des Pythagoras.

$r =$  vorgegeben

$b =$  gemessene Strecke

$x = b - r$

$s =$  gesucht (=Sehne eines Kreises, mit dem Radius  $r$ , an der Stelle  $x$  [mm] vom Kreismittelpunkt entfernt)

$$r^2 = x^2 + (s/2)^2$$

$$(s/2)^2 = r^2 - x^2$$

$$(s/2)^2 = r^2 - (b - r)^2$$

$$(s/2)^2 = r^2 - b^2 + 2br - r^2$$

$$s/2 = \sqrt{-b^2 + 2br}$$

$$s = 2 \sqrt{-b^2 + 2br}$$

2. Schritt:

Berechnung der Größe der Sehne  $s$  bei der Strecke  $b_1$ . Kontrolle ob der vorgegebene Durchmesser  $Z$  ausreicht, dass die Sehne  $s_1$  und die Strecke  $b_1$  innerhalb des gedachten Kreises mit dem Radius  $r = z/2$  liegt.

Um zu sehen, ob der Durchmesser von z.B. 160 mm ausreicht, um die Sehne  $s_1$  (Strecke lateraler Kondylenpole, Cond-Cond) und die Strecke  $b_1$  (Naspi-Cond) innerhalb des Kreises abzubilden, wurde zuerst berechnet, wie groß die Sehne  $s$  bei  $b_1$  ist:

$$s = 2 \sqrt{-b_1^2 + 2 \cdot b_1 \cdot Z/2}$$

### 3. Schritt:

Als letzter Schritt wurde die tatsächlich gemessene Sehne  $s_1$  von der errechneten Sehne  $s$  subtrahiert.

Ist das Ergebnis  $E$  positiv oder gleich Null, passt die gemessene Sehne  $s_1$  hinein und der gemessene Durchmesser reicht somit aus.

Ist das Ergebnis negativ, dann passt die Sehne  $s_1$  nicht in den Kreis mit dem Durchmesser  $Z$  rein. Und somit ist das FOV zu klein.

$$E = s - s_1$$

also

$$E = 2 \sqrt{2 \cdot b_1 \cdot 80 - b_1^2} - s_1$$

Die oben beschriebene Berechnung wurde jeweils mit allen gemessenen Strecken bei allen DVT-Aufnahmen durchgeführt.

Somit wurde die gleiche Rechnung also auch für die gemessenen Strecken  $s_2$  und  $b_2$ , sowie  $s_3$  und  $b_3$  wie folgt durchgeführt:

$$2 \sqrt{2 \cdot b_2 \cdot 80 - b_2^2} - s_2$$

$$2 \sqrt{2 \cdot J \cdot 80 - J^2} - I$$

$$2 \sqrt{2 \cdot b_3 \cdot 80 - b_3^2} - s_3$$

$$2 \sqrt{2 \cdot L \cdot 80 - L^2} - K$$

Wenn der errechnete Wert größer oder gleich dem gemessenen Wert ist, bedeutet dies, dass der vorgegebene FOV-Durchmesser ausreicht. Dies bedeutet, dass die jeweiligen Strecken innerhalb des definierten FOV-Durchmessers liegen und somit die für die kieferorthopädische Diagnostik notwendigen POI vollständig abgebildet

werden. Ist der Wert negativ, bedeutet es, dass der errechnete Wert kleiner ist als die gemessenen Strecken. Das heißt der vorgegebene FOV-Durchmesser würde nicht ausreichen, um alle für die kieferorthopädische Diagnostik notwendigen POI abzubilden.

Abschließend wurde der prozentuale Wert ermittelt. So konnte für jeden vorgegebenen FOV-Durchmesser der prozentuale Wert der DVT-Aufnahmen bestimmt werden, bei denen alle POI vollständig abgebildet wurden.

### **5.2.3 FOV in Abhängigkeit vom Alter**

Nachdem die unter 4.2.1 und 4.2.2 erläuterten Berechnungen durchgeführt wurden, wurde eine Abhängigkeit der erforderlichen FOV-Höhe und des erforderlichen FOV-Durchmessers vom Alter überprüft. Hierfür wurde das Patientenkollektiv entsprechend des Alters in folgende Gruppen aufgeteilt: Kinder ( $\leq 12$  Jahre), Jugendliche (13-17 Jahre) und Erwachsene ( $\geq 18$  Jahre). Anschließend wurden die entsprechenden prozentualen Verteilungen der Gruppen errechnet. Zum Vergleich wurden, wie oben beschrieben, die Ergebnisse aus den Berechnungen von 4.2.1 und 4.2.2 herangezogen. Die relativen Anteile der oben erläuterten positiven Ergebnisse wurden ausgewertet. Die Abhängigkeit zwischen dem Alter des Patientenkollektivs und dem FOV-Durchmesser sowie der FOV-Höhe wurden mit Hilfe des Pearson Chi-Quadrat-Tests auf Signifikanz überprüft. In der vorliegenden Studie wurden DVT-Datensätze von 443 Kindern, 313 Jugendlichen und 375 Erwachsenen untersucht. Der Tabelle 1 kann diese Einteilung entnommen werden. 5 DVT-Datensätze wurden in diesem Teil der Untersuchung nicht berücksichtigt, da sie keine Altersangabe enthielten.

**Tabelle 1:** Alterseinteilung der Patienten. Um die Wachstumsschübe im Pubertätsalter zu berücksichtigen wurden die Patienten in drei Gruppen eingeteilt: Kind, Jugendlicher, Erwachsener.

| <b>Alter</b>                                      | <b>N</b> | <b>%</b> |
|---|----------|----------|
| <b>Kind<br/>(Patienten ≤ 12 Jahre)</b>            | 443      | 39.2     |
| <b>Jugendlicher<br/>(Patienten = 13-17 Jahre)</b> | 313      | 27.7     |
| <b>Erwachsener<br/>(Patiet ≥18 Jahre)</b>         | 375      | 33,1     |
| <b>Gesamte Probe</b>                              | 1131     | 100      |

#### **5.2.4 FOV in Abhängigkeit vom Geschlecht**

Um eine Untersuchung der Größe des FOV in Abhängigkeit von dem Geschlecht durchführen zu können, wurden die Patienten in weibliche und männliche Probengruppen unterteilt. Da die Anzahl der DVT-Daten von männlichen und weiblichen Patienten nicht identisch war, wurden zum Vergleich prozentuale Werte ermittelt und tabellarisch festgehalten.

Mit Hilfe des Mann-Whitney-U-Tests und des exakten Fischer-Tests wurden Abhängigkeiten überprüft. Die Geschlechtereinteilung der Probe kann unten der Tabelle 2 entnommen werden.

**Tabelle 2:** Geschlechterverteilung der Probe: Mehr als die Hälfte der Patienten dieser Untersuchung sind weiblich.

| <b>Geschlecht</b>    | <b>N</b> | <b>%</b> |
|----------------------|----------|----------|
| <b>weiblich</b>      | 669      | 58,9     |
| <b>männlich</b>      | 467      | 41,1     |
| <b>Gesamte Probe</b> | 1136     | 100      |

## 6 Ergebnisse

### 6.1 Höhe des FOV

In diesem Abschnitt wurde überprüft ob die Hypothese, die besagt, dass bei einem zylindrischen FOV für die kieferorthopädische Behandlungsplanung eine Höhe von 13 cm zur Erfassung von Nasion und Weichgewebsmenton bei 100 % der Patienten erfordert, verifiziert werden kann.

Aus der vorliegenden Untersuchung geht deskriptiv hervor, dass diese Hypothese nicht bestätigt werden kann. Den Ergebnissen der vorliegenden Studie zufolge ist eine Höhe des FOV von 15,6 cm zur Erfassung der oben genannten Strukturen bei 100% der untersuchten Patienten erforderlich. Dies entspricht einer FOV-Höheneinstellung von 16 cm.

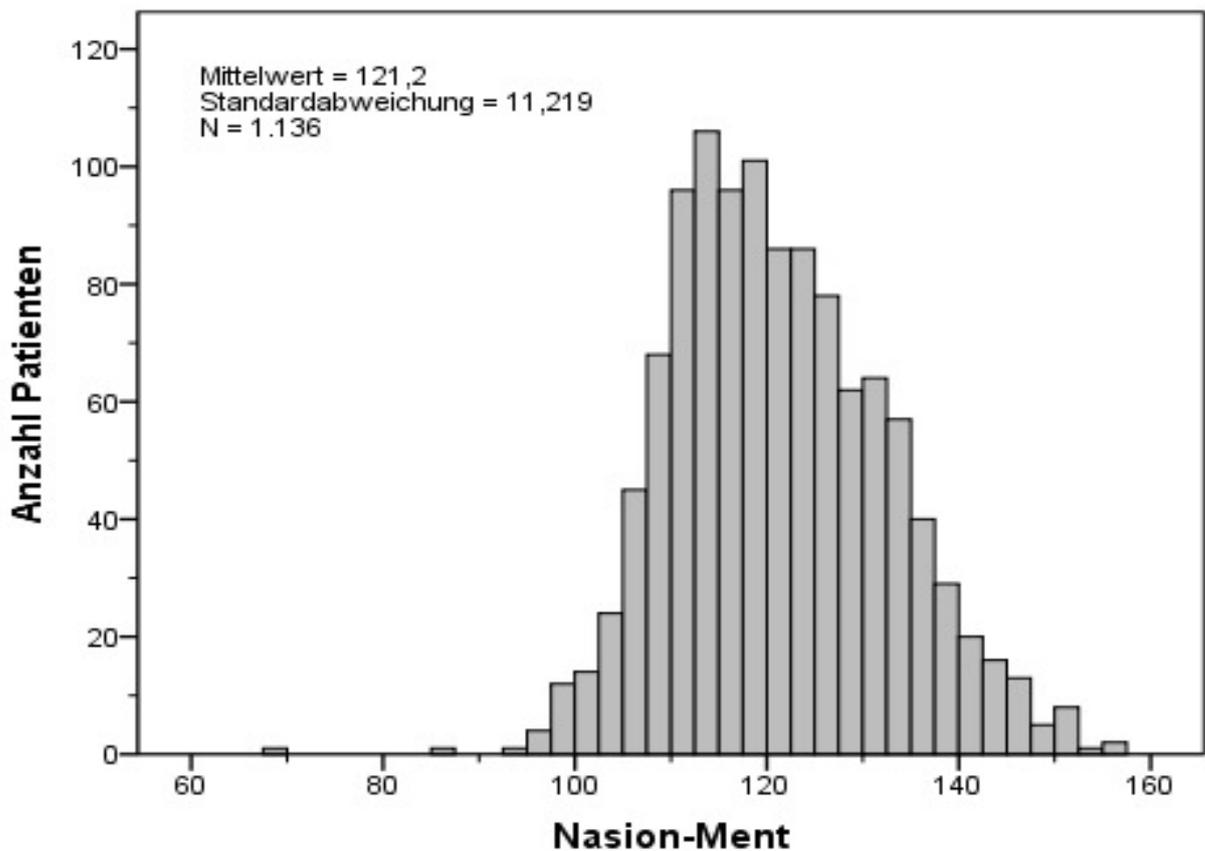
Der Mittelwert der notwendigen Höhe des FOV liegt in dieser Untersuchung bei 12,1 cm. Eine Standardabweichung von 1,1 cm kann beschrieben werden.

Abbildung 2 veranschaulicht die gemessenen Höhen und bringt diese ins Verhältnis zu der Anzahl der Patienten, die die entsprechenden Höhen in dieser Untersuchung aufgewiesen haben.

Bei 50 % der untersuchten DVT-Aufnahmen können, die für die kieferorthopädische Diagnostik notwendigen Strukturen bei einer FOV-Höhe von 12 cm vollständig abgebildet werden. Die kleinste erforderliche FOV-Höhe betrug in dieser Untersuchung 6,9 cm und die größte FOV-Höhe lag bei 15,6 cm. FOVs die kleiner als 6,9 cm und größer als 15,6 cm waren zur Abbildung der ROI dieser Studie nicht erforderlich.

In dieser Untersuchung konnte somit eine Mindesthöhe des FOV von 6,9 cm und eine FOV-Maximalhöhe von 15,6 cm zur vollständigen Erfassung von Nasion und Weichgewebsmenton aufgezeigt werden.

5% der Patienten dieser Studie weisen eine erforderliche FOV-Höhe von bis zu ca. 10,5 cm auf und 95 % der Patienten dieser Studie weisen eine FOV-Höhe von bis zu ca. 14,0 cm auf.



**Abbildung 5:** FOV-Höhe (mm) im Verhältnis zur Anzahl der Patienten (N): Ein Großteil der Patienten weist eine erforderliche FOV- Höhe von 11 bis 13 cm auf.

Bei einer FOV-Höheneinstellung von 13 cm konnten in dieser Studie, nicht wie in der Hypothese angenommen bei 100 % , sondern bei 75 % der DVT-Aufnahmen, die für die kieferorthopädische Behandlungsplanung notwendigen anatomischen Strukturen vollständig erfasst werden.

FOV-Höhen unterteilt in Perzentile können unten der Tabelle 3 entnommen werden.

**Tabelle 3:** Höhe des FOV: Beim 50. Perzentil (Median) liegt die FOV-Höhe bei 12,1 cm. Bei einer Höhe von 13 cm werden 20 % der Patienten nicht erfasst.

|                   |                             |
|-------------------|-----------------------------|
| <b>Anzahl (N)</b> | 1136                        |
| <b>Perzentile</b> | <b>Nasion-Ment<br/>(mm)</b> |
| 5                 | 104,80                      |
| 10                | 108,00                      |
| 15                | 110,00                      |
| 20                | 111,47                      |
| 25                | 112,92                      |
| 30                | 114,37                      |
| 35                | 115,82                      |
| 40                | 117,25                      |
| 45                | 118,70                      |
| 50                | 119,98                      |
| 55                | 121,49                      |
| 60                | 123,32                      |
| 65                | 124,82                      |
| 70                | 126,69                      |
| 75                | 128,93                      |
| 80                | 130,85                      |
| 85                | 133,75                      |
| 90                | 136,04                      |
| 95                | 140,58                      |

## 6.2 Durchmesser des FOV

In diesem Abschnitt der vorliegenden Studie wurde die Hypothese überprüft, die besagt, dass ein FOV-Durchmesser von 16 cm erforderlich ist, um Pronasale, Basion, Fossa mandibularis und die beiden lateralen Kondylenpole bei 100 % der Patienten aus dem amerikanischen Raum vollständig zu erfassen und abzubilden.

Aus den vorliegenden Ergebnissen geht hervor, dass diese Hypothese nicht bestätigt werden kann.

In der vorliegenden Studie werden 100 % der Patienten erst bei einem Durchmesser des FOV von 22 cm erfasst.

Durchmesser des FOV von  $\leq 12$  cm erfassten bei keinem Patienten dieser Studie die oben genannten Strukturen vollständig. Ca. 5 % der Patienten wiesen zur Erfassung aller oben genannten Strukturen einen erforderlichen FOV-Durchmesser von 13cm auf. Bei einer weiteren Vergrößerung des FOV-Durchmessers von nur 1 cm auf 14 cm kann ein größerer Sprung beschrieben werden. Bei ca. 41% der Patienten dieser Studie konnten bei dieser FOV-Größe schon alle oben genannten Strukturen vollständig abgebildet werden.

Bei einem Durchmesser des FOV von 15 cm konnten in dieser Studie bei 76 % der Patienten alle für diese Untersuchung wichtigen Strukturen erfasst werden. 94 % der Patienten wurden bei einem Durchmesser des FOV von 16 cm erfasst und fast 100% der Patienten wurden bei einem Field of View von 17 cm erfasst.

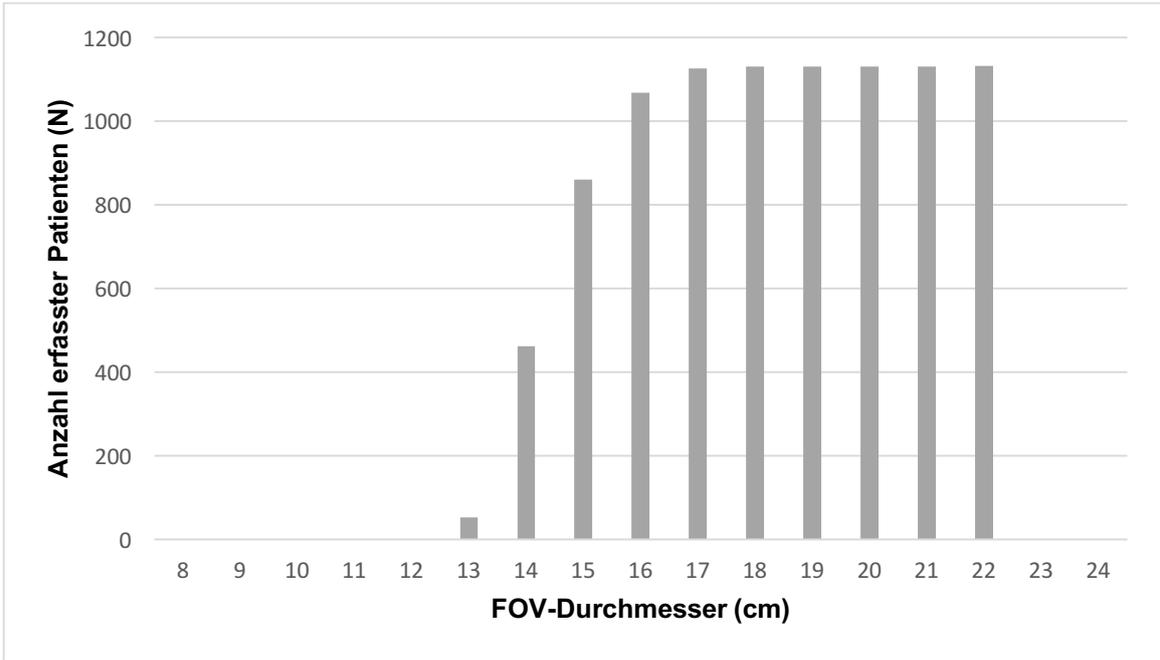
Um die genannten Strukturen bei allen Patienten dieser Untersuchung komplett zu erfassen, war in dieser Untersuchung ein Durchmesser des FOV von 22 cm erforderlich. Wobei aufgrund der Anzahl der Patienten davon ausgegangen werden muss, dass es sich um Ausreißer handelt.

Somit lag zur Erfassung von Pronasale, Basion, Fossa mandibularis und der beiden lateralen Kondylenpole der erforderliche Maximaldurchmesser des FOV bei 22 cm und der Minimaldurchmesser bei 13 cm. Es kann festgehalten werden, dass zur Erfassung der ROI bei allen Patienten nicht wie in der Hypothese angenommen 16 cm, sondern ca. 17 cm erforderlich sind. Tabelle 4 können FOV-Durchmesser (mm)

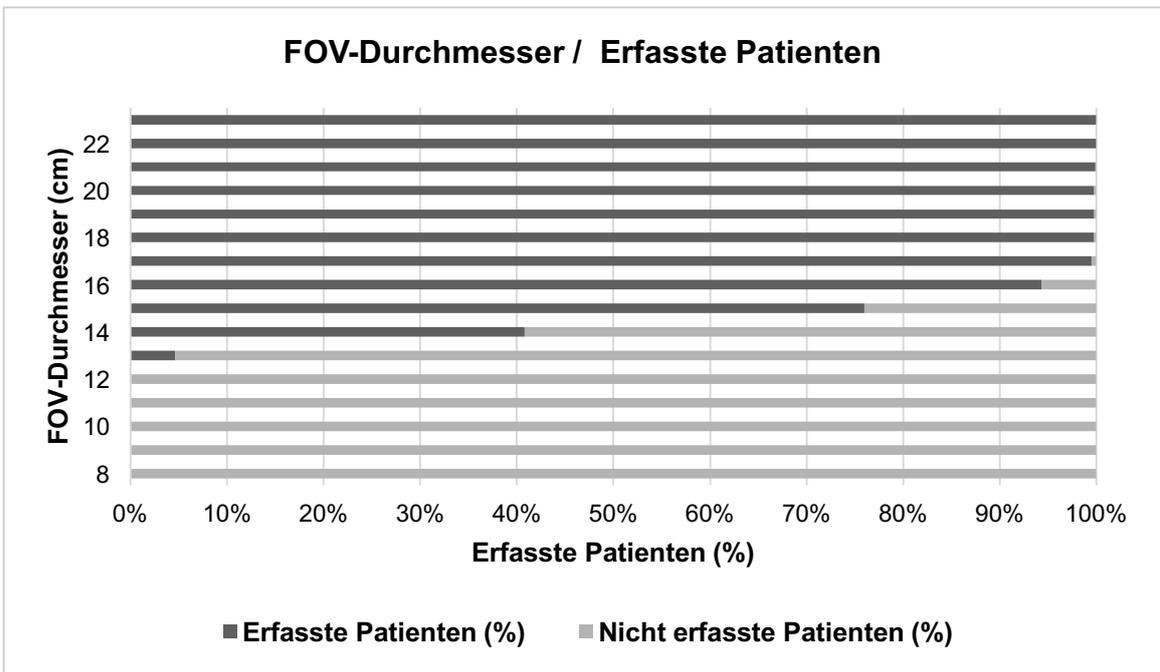
sowie die Anzahl der erfassten Patienten (N) und die prozentualen Angaben entnommen werden. Abbildung 6 und 7 veranschaulichen die Relationen.

**Tabelle 4:** FOV-Durchmesser und die numerisch sowie prozentual erfasste Anzahl an Patienten. Bei einem FOV-Durchmesser von 17 cm werden über 99 % der Patienten erfasst

| <b>Durchmesser des FOV</b> | <b>N</b> | <b>%</b> |
|----------------------------|----------|----------|
| 80 mm                      | 0        | 0        |
| 90 mm                      | 0        | 0        |
| 100 mm                     | 0        | 0        |
| 110 mm                     | 0        | 0        |
| 120 mm                     | 0        | 0        |
| 130 mm                     | 52       | 4,6 %    |
| 140 mm                     | 462      | 40,8 %   |
| 150 mm                     | 860      | 76,0 %   |
| 160 mm                     | 1068     | 94,3 %   |
| 170 mm                     | 1126     | 99,5 %   |
| 180 mm                     | 1130     | 99,8 %   |
| 190 mm                     | 1130     | 99,8 %   |
| 200 mm                     | 1130     | 99,8%    |
| 210 mm                     | 1131     | 99,9 %   |
| 220 mm                     | 1132     | 100 %    |



**Abbildung 6:** Säulendiagramm: Abbildung der numerisch erfassten Patienten bei verschiedenen FOV-Einstellungen. Zwischen 14 cm und 15 cm stellt sich der größte Anstieg dar.



**Abbildung 7:** Abbildung des Verhältnisses von vollständig erfassten und nicht erfassten Patienten (%) bei unterschiedlichen FOV-Durchmessern. Bei einem FOV-Durchmesser von 17 cm wird die ROI bei über 99 % der Patienten erfasst.

### **6.3 FOV in Abhängigkeit vom Alter**

In diesem Abschnitt der vorliegenden Arbeit wurde untersucht ob die erforderliche Höhe sowie der erforderliche Durchmesser des Field of View mit zunehmenden Alter der Patienten steigen.

#### **6.3.1 FOV-Höhe in Abhängigkeit vom Alter**

Wie in 4.2.3 erläutert wurden für diese Untersuchung die Patienten in drei Gruppen eingeteilt. Es wurde unterschieden zwischen Kindern ( $\leq 12$  Jahre), Jugendlichen (13-17 Jahre) und Erwachsenen ( $\geq 18$  Jahre). Wie in Tabelle 5 dargestellt, zeigen die Ergebnisse der deskriptiven Analyse, dass der Mittelwert der Höhe des FOV bei Kindern mit 11,4 cm am geringsten ist, gefolgt von 12,4 cm bei Jugendlichen 12,8 cm bei Erwachsenen. Die Standardabweichung lag bei Kindern bei 0,8 cm, bei Jugendlichen bei 0,9 cm und bei Erwachsenen bei ca. 1 cm.

Somit kann die Hypothese zunächst bestätigt werden.

Die Maximalhöhe des FOV zur Erfassung aller wichtigen Strukturen der kieferorthopädischen Therapieplanung lag bei Kindern bei 15 cm, bei Jugendlichen bei 15,1 cm und bei Erwachsenen bei 15,6 cm. Hier fällt auf, dass der Unterschied zwischen den Gruppen geringer als 1 cm ist. Das sieht bei den Minimalhöhen des FOV anders aus. Hier weist die Gruppe der Kinder eine Minimalhöhe von 6,9 cm auf. Bei der Gruppe der Jugendlichen lag die erforderliche Mindesthöhe bei 10,2 cm. Bei der Gruppe der Erwachsenen lag diese bei 8,7 cm.

Der Unterschied zwischen den Jugendlichen und Kindern ist hierbei größer als der Unterschied zwischen den Jugendlichen und Erwachsenen.

Wie man der Tabelle 6 entnehmen kann, fällt auf, dass bei Vergleich des Nasion-Menton-Wertes beim 25., 50., 75. und 100. Perzentil, der Wert bei der Altersgruppe der Kinder immer am geringsten ist, gefolgt von der Altersgruppe der Jugendlichen und der Altersgruppe der Erwachsenen.

50% der Kindern weisen eine FOV-Höhe von ca. 11,3 cm auf, während 50 % der Jugendlichen dieser Studie eine FOV-Höhe von ca. 12,4 cm und 50 % der Erwachsenen dieser Studie eine FOV-Höhe von 12,7 aufweisen.

**Tabelle 5:** Höhe des FOV bei unterschiedlichen Altersgruppen. Der Mittelwert ist bei Kindern kleiner als bei Jugendlichen und bei Jugendlichen kleiner als bei Erwachsenen.

| <b>Altersgruppe</b>                   | <b>N</b> | <b>Mittelwert<br/>(in mm)</b> | <b>Standardabweichung<br/>(in mm)</b> | <b>Minimum<br/>(in mm)</b> | <b>Maximum<br/>(in mm)</b> |
|---------------------------------------|----------|-------------------------------|---------------------------------------|----------------------------|----------------------------|
| <b>Kind<br/>(≤ 12 Jahre)</b>          | 443      | 113,65                        | 8,361                                 | 69                         | 150                        |
| <b>Jugendlicher<br/>(13-17 Jahre)</b> | 313      | 123,98                        | 9,471                                 | 102                        | 151                        |
| <b>Erwachsener<br/>(≥ 18 Jahre)</b>   | 375      | 127,75                        | 10,327                                | 87                         | 156                        |

**Tabelle 6:** Altersgruppen und FOV-Höhe nach Perzentilen. Bei Betrachtung der Perzentile stellt man fest, dass der Wert der Kinder am geringsten und der der Erwachsenen am höchsten ist.

| <b>Altersgruppe</b>                         | <b>Perzentile</b> | <b>Höhe des FOV ( Nasion-Menton)</b> |
|---|-------------------|--------------------------------------|
| <b>Kind</b><br><b>(≤ 12 Jahre)</b>          | 25.               | 108,54                               |
|   | 50.               | 113,19                               |
|   | 75.               | 118,41                               |
| <b>Jugendlicher</b><br><b>(13-17 Jahre)</b> | 25.               | 116,68                               |
|   | 50.               | 124,06                               |
|   | 75.               | 130,79                               |
| <b>Erwachsene</b><br><b>(≥ 18 Jahre)</b>    | 25.               | 120,72                               |
|   | 50.               | 127,12                               |
|   | 75.               | 134,57                               |

Für den Nachweis der statistischen Abhängigkeit zwischen der Höhe des FOV und dem Alter, wurden in dieser Studie Höheneinstellungen von 8 cm bis 16 cm in jeweils 1 cm-Schritten untersucht. Bei einer Einstellungen der Höhe des FOV von 8 und 9 cm konnte keine statistische Signifikanz zwischen dem Alter und der Höhe des FOV nachgewiesen werden. Bei einer Höhe des FOV von 8 cm wurden die Strukturen Nasion und Menton bei 0,2 % der Kinder und bei 0 % der Jugendlichen und Erwachsenen dieser Studie erfasst werden. Mit Hilfe des Chi-Quadrat-Tests nach Pearson konnte dieser Unterschied in den Altersklassen in Bezug auf die FOV-Höhe mit  $p > 0.05$  als statistisch nicht signifikant nachgewiesen werden.

Somit kann die Hypothese nur bedingt bestätigt werden.

Ähnlich sieht es bei einer Einstellung der FOV-Höhe von 9 cm aus. 0,2 % der Kinder und 0,3 % der Erwachsenen weisen eine Nasion-Menton-Strecke von  $\leq 9$  cm auf. Bei keinem Jugendlichen dieser Studie konnte bei einer Einstellung der Höhe des FOV von 8 cm die Nasion-Menton- Strecke komplett erfasst werden.

Bei den Einstellungen FOV-Höhe von 10 cm bis 16 cm konnte in der vorliegenden Untersuchung eine statistische Signifikanz dargestellt werden.

Bei einer Einstellung der Höhe des FOV von 10 cm konnten in dieser Studie Nasion-Menton-Strecken bei 3,8 % der Kinder, 0 % der Jugendlichen und 0,5 % der Erwachsenen komplett abgebildet werden. Der Unterschied zwischen den Altersgruppen konnte mit  $p < 0,0001$  als statistisch signifikant nachgewiesen werden. Der gleiche p-Wert konnte auch beim Chi-Quadrat-Test nach Pearson bei einer Einstellung der FOV-Höhe von 11 cm nachgewiesen werden.

Bei einer FOV-Höhe von 11 cm wurden in dieser Studie Nasion-Menton-Strecken bei 33,2 % der Kinder, 4,3 % der Jugendlichen und 2,9 % der Erwachsenen vollständig erfasst. Der Altersunterschied konnte auch bei dieser Einstellung als statistisch signifikant belegt werden. Bei einer Höhe des FOV von 12 cm konnten in dieser Studie Nasion-Menton-Strecken von 81,7 % der Kinder, 38 % der Jugendlichen und 23,2 % der Erwachsenen vollständig erfasst werden. Dieser Unterschied konnte mit  $p < 0,0001$  mit Hilfe des Chi-Quadrat-Tests als statistisch signifikant nachgewiesen werden. Bei einer Einstellung der FOV-Höhe von 13 cm konnten in dieser Studie Nasion-Menton-Strecken bei 96,2% der Kinder, 72,2 % der Jugendlichen und 60,3 % der Erwachsenen vollständig abgebildet werden.

Die Unterschied zwischen den Altersgruppen konnte mit  $p < 0,001$  als statistisch signifikant nachgewiesen werden.

Bei einer Höhe des FOV von 14 cm konnten in dieser Studie die Strukturen Nasion und Menton bei 99,1 % der Kinder, 94,2 % der Jugendlichen und 88,5% der Erwachsenen vollständig abgebildet werden. Die Unterschiede zwischen den Altersgruppen konnten auch hier, mit  $p < 0,001$  als statistisch signifikant belegt werden.

Die Erfassung der Nasion-Menton-Strecken bei 100 % der Kinder konnten bei einer Einstellung der FOV-Höhe von 15 cm erreicht werden. Bei dieser Einstellung wurden Nasion-Menton-Stecken bei 99,3 % der Jugendlichen und 94,2 % der Erwachsenen komplett erfasst. Dieser Unterschied konnte hier mit  $p < 0,001$  als statistisch signifikanter Unterschied dargelegt werden.

Die Strukturen Nasion und Menton konnten in dieser Studie bei 100 % der Kinder, Jugendlichen und Erwachsenen bei einer Höheneinstellung des FOV von 16 cm erfasst werden. Die Hypothese kann somit bedingt bestätigt werden.

**Tabelle 7:** FOV-Höhe in Abhängigkeit vom Patientenalter: Bei Erwachsenen werden größere FOVs benötigt als bei Jugendlichen. Bei Jugendlichen werden größere FOVs benötigt als bei Kindern.

| Höhe des FOV | Kinder (≤ 12 Jahre) |     | Jugendliche (13-17 Jahre) |     | Erwachsene (≥ 18 Jahre) |     | Signifikanz |
|--------------|---------------------|-----|---------------------------|-----|-------------------------|-----|-------------|
|              | %                   | N   | %                         | N   | %                       | N   |             |
| 80           | 0,2                 | 1   | 0                         | 0   | 0                       | 0   | p> 0,05     |
| 90           | 0,2                 | 1   | 0                         | 0   | 0,3                     | 1   | p< 0.001    |
| 100          | 3,8                 | 17  | 0                         | 0   | 0,5                     | 2   | p< 0.001    |
| 110          | 33,2                | 147 | 4,2                       | 13  | 2,9                     | 11  | p< 0.001    |
| 12           | 81,7                | 362 | 38,0                      | 119 | 23,2                    | 87  | p< 0.001    |
| 130          | 96,2                | 426 | 72,2                      | 226 | 60,3                    | 226 | p< 0.001    |
| 140          | 99,1                | 439 | 94,2                      | 295 | 88,5                    | 332 | p< 0.001    |
| 150          | 100                 | 443 | 99,7                      | 312 | 97,3                    | 365 | p< 0.001    |
| 160          | 100                 | 443 | 100                       | 313 | 100                     | 375 | p< 0.001    |

### 6.3.2 FOV-Durchmesser in Abhängigkeit vom Alter

In diesem Abschnitt der Arbeit wurde die Abhängigkeit des FOV-Durchmessers vom Alter untersucht. Dafür wurden Durchmesserereinstellungen, wie in Abschnitt 4.2.2 erläutert, von 8 bis 22 cm, jeweils in 1 cm Schritten bezüglich einer Abhängigkeit vom Alter untersucht.

Die Analyse wurde, wie in 4.2.2 erläutert durchgeführt.

Es wurde für jede FOV-Durchmessereinstellung untersucht, ob die ebenfalls in Abschnitt 4.2.2 dargestellten Strukturen bzw. Strecken vollständig erfasst werden.

Bei FOV-Durchmessern von 8 cm bis 12 cm konnten in dieser Studie bei keiner Altersgruppe vollständige Erfassungen festgestellt werden.

Wie in Tabelle 8 aufgezeigt, wurden erst bei einem FOV-Durchmesser von 13 cm Patienten in allen drei Altersgruppen vollständig erfasst.

Bei einem FOV-Durchmesser von 13 cm wurden 10,6 % der Kinder, 1,3 % der Jugendlichen und 0,3 % der Erwachsenen vollständig erfasst.

Der Unterschied konnte mit Hilfe des Chi-Quadrat-Tests nach Pearson mit  $P < 0,001$  als statistisch signifikant belegt werden.

Bei FOV-Durchmessereinstellungen von 14 bis 17 cm konnten auch Unterschiede zwischen den Altersgruppen festgestellt werden, die mit Hilfe des Chi-Quadrat-Tests mit  $p < 0,001$  als statistisch signifikant bewiesen wurden.

Wie der Tabelle 10 zu entnehmen ist, konnten bei einem Durchmesser von 14 cm bereits 70,9 % der Kinder, nur 28,4 % der Jugendlichen und nur 15,7 % der Erwachsenen vollständig erfasst werden.

Bei einem Durchmesser von 15 cm wurden schon 97,1 % der Kinder, 70 % der Jugendlichen und 56,1 % der Erwachsenen vollständig abgebildet.

Über 90 % der Jugendlichen wurden erst bei einem FOV-Durchmesser von 16 cm erfasst. Bei dieser FOV-Durchmessereinstellung wurden 94,6 % der Jugendlichen und 99,5 % der Kinder vollständig erfasst. Bei den Erwachsenen lag hier der Wert bei ca. 88 % und somit noch unter 90 %.

Ab einem FOV-Durchmesser von 17 cm konnten in dieser Studie die Unterschiede zwischen den Altersgruppen nicht als statistisch signifikant nachgewiesen werden.

100 % der Kinder wurden bei einem FOV-Durchmesser von 17 cm erfasst. 100 % der Jugendlichen wurden bei einem FOV-Durchmesser von 21 cm erfasst und 100 % der Erwachsenen wurden bei einem FOV-Durchmesser von 22 cm erfasst.

Bei FOV-Durchmessern von 18 cm bis 20 cm konnte kein weiterer Patient der Untersuchungsgruppen zusätzlich erfasst werden. Bei den genannten FOV-Durchmessereinstellungen wurden somit 100% der Kinder, 99,7% der Erwachsenen und 99,7% der Jugendlichen vollständig erfasst. Der Tabelle 8 sind, die im Text beschriebenen Ergebnisse der FOV-Durchmesser zu entnehmen.

**Tabelle 8:** FOV-Durchmesser in Abhängigkeit zum Patientenalter. Der Tabelle ist zu entnehmen, dass bei Kindern geringere FOV-Durchmesser erforderlich sind als bei Jugendlichen und Erwachsenen. Bei Jugendlichen werden geringere FOV-Durchmesser benötigt als bei Erwachsenen.

| Durchmesser<br>des FOV | Erfasste<br>Kinder<br>(≤12 J) |     | Erfasste<br>Jugendliche<br>(13-17 J) |     | Erfasste<br>Erwachsene<br>(≥ 18 J) |     | Signifikanzen |
|------------------------|-------------------------------|-----|--------------------------------------|-----|------------------------------------|-----|---------------|
|                        | %                             | N   | %                                    | N   | %                                  | N   |               |
| 80                     | 0                             | 0   | 0                                    | 0   | 0                                  | 0   | /             |
| 90                     | 0                             | 0   | 0                                    | 0   | 0                                  | 0   | /             |
| 100                    | 0                             | 0   | 0                                    | 0   | 0                                  | 0   | /             |
| 110                    | 0                             | 0   | 0                                    | 0   | 0                                  | 0   | /             |
| 120                    | 0                             | 0   | 0                                    | 0   | 0                                  | 0   | /             |
| 130                    | 10,6%                         | 47  | 1,3%                                 | 4   | 0,3%                               | 1   | p< 0,001      |
| 140                    | 70,9%                         | 314 | 28,4%                                | 89  | 15,7%                              | 59  | p< 0,001      |
| 150                    | 97,1%                         | 430 | 70,0%                                | 219 | 56,1%                              | 211 | p< 0,001      |
| 160                    | 99,5%                         | 441 | 94,6%                                | 296 | 88,0%                              | 331 | p< 0,001      |
| 170                    | 100%                          | 443 | 99,4%                                | 311 | 98,9%                              | 372 | p> 0,05       |
| 180                    | 100%                          | 443 | 99,7%                                | 312 | 99,7%                              | 375 | p> 0,05       |
| 190                    | 100%                          | 443 | 99,7%                                | 312 | 99,7%                              | 375 | p> 0,05       |
| 200                    | 100%                          | 443 | 99,7%                                | 312 | 99,7%                              | 375 | p> 0,05       |
| 210                    | 100%                          | 443 | 100%                                 | 313 | 99,7%                              | 375 | p> 0,05       |
| 220                    | 100%                          | 443 | 100%                                 | 313 | 100%                               | 376 | /             |

## **6.4 FOV in Abhängigkeit vom Geschlecht**

In diesem Abschnitt der vorliegenden Arbeit wird untersucht ob die Größe des Field of View vom Geschlecht der Patienten abhängt. Dafür wird die FOV-Höhe sowie der FOV-Durchmesser auf Geschlechtsabhängigkeit getestet.

Es wird überprüft ob die Hypothese IV die besagt, dass das erforderliche Volumen des FOV für die kieferorthopädische Behandlungsplanung bei männlichen größer ist als bei weiblichen Patienten, bestätigt werden kann.

### **6.4.1 Höhe des FOV in Abhängigkeit vom Geschlecht**

In diesem Abschnitt wurde überprüft, ob die erforderliche FOV-Höhe für die kieferorthopädische Behandlungsplanung bei Männern größer gewählt werden muss, als bei Frauen.

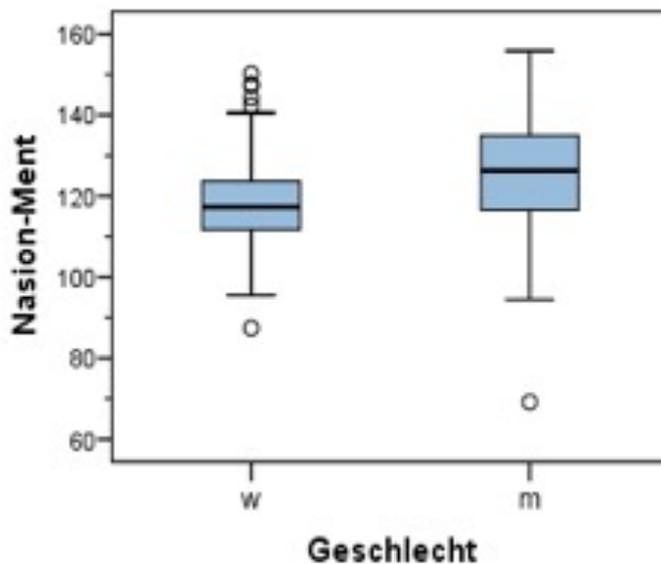
Hierfür wurden wie im Abschnitt 4.3.4 erläutert Höheneinstellungen des FOV von 8-16 cm überprüft.

Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung konnten die Hypothese eingeschränkt bestätigen. Bei einer Höhe des FOV von 10 cm bis 15 cm konnten signifikante Unterschiede zwischen weiblichen und männlichen Patienten aufgezeigt werden. Bei den FOV-Höheneinstellungen von 8, 9 und 16 cm konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen weiblichen und männlichen Patienten aufgezeigt werden. Sodass die Abhängigkeit eingeschränkt werden muss. Bei den genannten FOV-Größen konnten in dieser Studie keine Abhängigkeiten nachgewiesen werden.

Bei Betrachtung der Mediane wird deutlich, dass die Strecke bei männlichen Patienten (12,6, cm) signifikant länger ist als bei weiblichen Patienten (11,7cm).

Mit Hilfe des Mann-Whitney-U-Tests ( $p < 0,001$ ) konnte hier ein signifikanter Geschlechterunterschied in der Nasion-Menton-Strecke (FOV-Höhe) festgestellt werden, sodass allgemein von einer Abhängigkeit gesprochen werden kann. Die

Mediane beider Probandengruppen können unten der Abbildung 8 entnommen werden.



**Abbildung 8:** Vergleich der FOV-Höhenmediane von Frauen und Männern. Bei Männern liegt der Medianwert höher.

Es fällt auf, dass bei kleineren Höheneinstellungen prozentual mehr Frauen vollständig erfasst werden als Männer.

Bei einer Höheneinstellung des FOV von 11 cm werden zum Beispiel bereits 62 % der Frauen erfasst und nur 9 % der Männer.

Bei einer Höhe von 12 cm werden über 50 % der Frauen erfasst (61,9%) und 33,4 % der Männer.

Bei einer Einstellung der Höhe des FOV von 13 cm werden bei ca. 91 % der Frauen alle für die kieferorthopädische Behandlungsplanung wichtigen Strukturen komplett erfasst und nur bei 59 % der Männer. Bei einer FOV-Höheneinstellung von 14 cm werden 99 % der weiblichen Patienten komplett erfasst und 88 % der männlichen Patienten (siehe Tabelle 9).

**Tabelle 9:** FOV-Höhe in Abhängigkeit vom Patientengeschlecht: Die erforderlichen FOV-Höhen sind bei männlichen Patienten größer als bei weiblichen Patienten.

| Höhe des FOV (mm) | Erfasste weibl. Patienten |       | Erfasste männl. Patienten |      | Signifikanz |
|-------------------|---------------------------|-------|---------------------------|------|-------------|
|                   | N                         | %     | N                         | %    |             |
| 80                | 0                         | 0     | 1                         | 0,2  | p= 0,411    |
| 90                | 1                         | 0,1   | 1                         | 0,2  | p>0,999     |
| 100               | 14                        | 2,1   | 5                         | 1,1  | p= 0,186    |
| 110               | 127                       | 19,0% | 44                        | 9,4  | p<0,001     |
| 120               | 414                       | 61,9  | 156                       | 33,4 | p<0,001     |
| 130               | 608                       | 90,9  | 273                       | 58,5 | p<0,001     |
| 140               | 662                       | 99,0  | 409                       | 87,6 | p<0,001     |
| 150               | 668                       | 99,9  | 457                       | 97,9 | P=0,001     |
| 160               | 669                       | 100   | 467                       | 100  | /           |

#### 6.4.2 Durchmesser des FOV in Abhängigkeit vom Geschlecht

Bei Betrachtung des FOV-Durchmessers fällt auf, dass bei einem Durchmesser von 8 bis 12 cm weder bei weiblichen noch bei männlichen Patienten, die in den oberen Abschnitten definierten für eine kieferorthopädische Therapieplanung wichtigen Strukturen, vollständig erfasst werden.

Bei einem Durchmesser von 13 cm werden diese Strukturen bei ca. 6,4 % der weiblichen und nur 1,9 % der männlichen Patienten erfasst. Dieser Unterschied ist mit  $p < 0,001$  als signifikant zu beschreiben. Bei einem FOV-Durchmesser von 13

cm werden somit bei mehr als doppelt so vielen weiblichen als männlichen Patienten die POI vollständig erfasst.

Bei der Vergrößerung des Durchmessers um nur 1 cm auf 14 cm wird dieser Unterschied größer. Bei einem FOV-Durchmesser von 14 cm werden die oben definierten Strukturen bei über der Hälfte der weiblichen Patienten (51,5 %) vollständig erfasst und nur bei etwas mehr als einem Viertel der männlichen Patienten (25,7 %). Der Unterschied konnte mit  $p < 0,001$  als signifikant nachgewiesen werden.

Bei einem Durchmesser des FOV von 15 cm konnten bei über 90 % der weiblichen Patienten, die für die kieferorthopädische Behandlungsplanung wichtigen Strukturen vollständig erfasst werden. Bei den männlichen Patienten konnten bei einem FOV-Durchmesser von 14 cm nur bei 52,9 % der Patienten alle wichtigen Strukturen für die kieferorthopädische Behandlungsplanung komplett erfasst werden. Dieser Unterschied von fast 40 % zwischen den Geschlechtern konnte mit  $p < 0,001$  als signifikant beschrieben werden.

Bei einem FOV-Durchmesser von 16 cm wurden in dieser Untersuchung bei 99,4 % der weiblichen Patienten und bei 87,2 % der männlichen Patienten alle für die kieferorthopädische Behandlungsplanung wichtigen Strukturen vollständig erfasst. Es wurde festgestellt, dass bei einem FOV von 16 cm fast alle weiblichen und ca.90% der männlichen Patienten vollständig erfasst werden. Der Unterschied zwischen den Geschlechtern konnte mit  $p < 0,001$  als signifikant nachgewiesen werden.

Bei einem FOV-Durchmesser von 21 cm konnten in dieser Studie bei 100 % der weiblichen Patienten alle für eine kieferorthopädische Untersuchung notwendigen Strukturen abgebildet werden. Bei den männlichen Patienten war in dieser Studie ein Durchmesser des FOV von 22 cm notwendig um bei 100 % der Patienten die ROI vollständig abzubilden.

Bei FOV-Durchmessereinstellungen von 17-22 cm konnten in der vorliegenden Untersuchung, wie der Tabelle 10 zu entnehmen ist, keine geschlechterspezifisch signifikanten Unterschiede nachgewiesen werden.

**Tabelle 10:** FOV-Durchmesser in Abhängigkeit vom Patientengeschlecht. Der Durchmesser des FOV ist bei weiblichen Patienten kleiner als bei männlichen Patienten.

| Durchmesser<br>des FOV<br>(mm) | Erfasste weibl.<br>Patienten |      | Erfasste männl.<br>Patienten |      | Signifikanz |
|--------------------------------|------------------------------|------|------------------------------|------|-------------|
|                                | N                            | %    | N                            | %    |             |
| 80                             | 0                            | 0    | 0                            | 0    | /           |
| 90                             | 0                            | 0    | 0                            | 0    | /           |
| 100                            | 0                            | 0    | 0                            | 0    | /           |
| 110                            | 0                            | 0    | 0                            | 0    | /           |
| 120                            | 0                            | 0    | 0                            | 0    | /           |
| 130                            | 43                           | 6,4  | 9                            | 1,9  | p<0,001     |
| 140                            | 345                          | 51,5 | 120                          | 25,7 | p<0,001     |
| 150                            | 618                          | 92,2 | 247                          | 52,9 | p<0,001     |
| 160                            | 666                          | 99,4 | 407                          | 87,2 | p<0,001     |
| 170                            | 668                          | 99,7 | 463                          | 99,1 | p=0,201     |
| 180                            | 669                          | 99,9 | 466                          | 99,8 | p=0,797     |
| 190                            | 669                          | 99,9 | 466                          | 99,8 | p=0,797     |
| 200                            | 669                          | 99,9 | 466                          | 99,8 | p=0,797     |
| 210                            | 670                          | 100  | 466                          | 99,8 | p=231       |
| 220                            | 670                          | 100  | 467                          | 100  | /           |

## 7 Diskussion

Die dreidimensionale Röntgentechnik gewinnt für die Kieferorthopädie zunehmend an Bedeutung [2, 16-19, 21, 47, 318-320]. Obgleich keine offiziellen Zahlen vorliegen, ist der Trend der Zunahme der DVT- Aufnahmen auffällig [61, 185, 321]. Es wird davon ausgegangen, dass bis 2015 bereits 2500 DVT-Geräte in Deutschland aufgestellt wurden [319].

Die gesetzlichen Krankenkassen konnten seit Einführung der Technik noch keine eigene Gebührenordnungsziffer für die DVT definieren. In einigen Fällen wird die DVT über die EBM 2000plus (die EBM-Ziffer 34320) oder im privatärztlichen Bereich über GOÄ-Nr. 5370 abgerechnet. Da es sich jedoch um Gebührensätzen für die CT-Aufnahme handelt, können keine genauen offiziellen Zahlen zu DVT-Aufnahmen erhoben werden. [322]

Patienten müssen zudem häufig trotz Bedarf und Indikation die Kosten für eine DVT-Aufnahme selbst tragen [319].

Dennoch wenden immer mehr Behandler die DVT-Röntgendiagnostik an [2, 47, 52-60, 321].

Auch die Anzahl an DVT-Aufnahmen bei Kindern und Jugendlichen steigt [321].

Gleichzeitig kann man der einleitenden Literaturübersicht entnehmen dass in Deutschland eine dämpfende Verhaltensweise der Technik gegenüber vorhanden ist [45, 48].

In anderen Ländern, wie z.B. den USA sind Behandler diesbezüglich den hiesigen Behandlern voraus [321].

Die Technologie entwickelt sich rasant weiter [44, 65, 318, 323]. Die Hersteller sind bemüht das Strahlenrisiko und den Preis stetig zu reduzieren [44, 65].

Der Informationsgehalt der DVT Aufnahmen ist im Vergleich zu zweidimensionalen Röntgenbildern sehr hoch [8, 20, 27-30, 44, 65, 324].

So kann z.B. eine genaue kephalometrische Analyse durchgeführt werden und Wurzeltorques,- inklinations, Knochendicke, als auch impaktierte Zähne können

genau analysiert und lokalisiert werden [2, 8, 32, 46, 133, 175, 176, 179-181, 188-201, 203, 223, 239, 256].

Die dreidimensionale Röntgentechnologie bietet daher viele Anwendungsmöglichkeiten und ermöglicht dem Behandler zusätzlich zu dem hohen diagnostischen Informationswert viele neue, effizientere und für den Patienten bequemere Behandlungsmöglichkeiten.

Mit Hilfe einer DVT-Aufnahme können Patientenmodelle gedruckt werden, über CAD-CAM-Verfahren Brackets, individuelle Bögen und Schienen designt und gedruckt werden[2]. Durch Überlagerungstechniken können dem Patienten genaue Behandlungsverläufe und -simulationen aufgezeigt werden [243]. Auch im Bereich der kieferorthopädisch-kieferchirurgischen Diagnostik können dadurch mit Hilfe des dreidimensionalen Datensatzes computergesteuert dem Patienten mögliche Therapieergebnisse aufgezeigt werden. Dies erhöht zum einen die Patientencompliance und zum Anderen die Qualität der Behandlung.

Trotz dieser Entwicklungen findet die DVT in der Kieferorthopädie in offiziellen Leitlinien in Deutschland zu wenig Beachtung. Empfehlungen und Richtlinien der Fachgesellschaften für Behandler sind oft nicht aktuell. Viele neue Studien und Erkenntnisse über die Technik und verringerte Strahlung, sollten Beachtung finden [11, 21, 47, 66].

Eine bessere Aufklärung über die Technik ist für den Behandler essentiell [318]. Es ist wichtig, dass Behandler sich mit der Technik, Auswertung sowie Befundung der DVT-Aufnahmen gut auskennen [51, 59, 320, 325, 326].

Das Ausklammern der DVT vom restlichen Röntgenstrahlenkurs in der Aus- und Weiterbildung ist nicht nachvollziehbar und entspricht nicht dem Zeitalter der Technik. Zahnärzte in den USA scheinen hier einen Informationsvorsprung zu haben. [321]

Zwar werden die Vorteile der Technologie in den Stellungnahmen betont, jedoch die vermeintlich höhere Strahlenbelastung als Argument gegen den routinemäßigen Einsatz aufgeführt [45, 48, 320, 327].

Dieses Argument hat nur bedingt seine Richtigkeit.

Die Werte der Strahlenbelastung der DVT sind in der Literatur sehr different und stark vom Aufnahmemodus, DVT-Hersteller und DVT-Modell abhängig [21, 42, 51, 64, 66, 68, 268, 302, 328]. Diverse Autoren konnten bei richtiger Anwendung eine geringere Strahlenbelastung aufzeigen [44, 47, 51, 68, 85].

So beschreibt Kamp, dass die Strahlenbelastung einer DVT-Aufnahme geringer ist als die bei der routinemäßig in der KFO-Praxis durchgeführten Röntgendiagnostik. Die hier verursachte Strahlenbelastung die durch die Addition von einem FRS, OPTG und Einzelbildern zu Stande kommt, ist nach Kamp höher als die Strahlenbelastung einer DVT-Aufnahme. [27]

Die Strahlenhygiene ist in diesem Zusammenhang von hoher Wichtigkeit. Der Behandler ist dazu verpflichtet die ALARA-Regel einzuhalten. Dies bedingt, dass der Behandler sich mit der Technologie gut auskennen sollte und je nach Indikation die richtige Röntgenaufnahme wählen sollte [27, 51].

So ist bei einigen Fragestellungen z.B. der Verzicht von vielen zweidimensionalen Röntgenbildern und die Anfertigung von nur einer DVT-Aufnahme strahlenhygienisch sinnvoller [27].

Um die richtige Röntgentechnik auszuwählen, sind Fachkenntnisse auch über die DVT für Behandler von großer Wichtigkeit.

So kann die DVT- Aufnahme innerhalb eines Gerätes je nach Einstellung und Aufnahmemodus unterschiedlich hohe Strahlenbelastungen verursachen [51, 68, 328].

Die Einstellung der richtigen FOV-Größe ist hierfür essentiell [44, 65, 68]. Durch die Verkleinerung des FOV kann die Strahlenbelastung für den Patienten reduziert werden. Wird das FOV jedoch zu klein gewählt und die ROI nicht vollständig dargestellt, muss eine weitere Aufnahme durchgeführt werden. Dies erhöht die die Strahlenbelastung stark. [47, 51, 66, 68]

Hier liegt der Bedarf an weiteren Studien vor.

Diese Studie untersucht das erforderliche FOV für die kieferorthopädische Therapieplanung nordamerikanischer Patienten um dem Behandler im nordamerikanischen Raum unabhängig vom DVT-Gerät FOV-Empfehlungen für

den praktischen Alltag mitzugeben. Die für Untersuchung analysierten Röntgenaufnahmen stammen aus den USA. Die vergleichende Diskussion der vorliegenden Ergebnisse mit den Ergebnissen der Studie von Lichtenfeld an DVT-Aufnahmen aus dem mitteleuropäischen Raum ist daher interessant.

## **7.1 Diskussion der Methoden**

### **7.1.1 Patientengut & DVT Aufnahmen**

In der vorliegenden retrospektiven Untersuchungen wurden DVT-Aufnahmen von insgesamt 1136 Patienten analysiert. Es wurde die notwendige FOV-Einstellgröße (Höhe x Durchmesser) von DVT-Geräten für die kieferorthopädische Therapieplanung ermittelt.

Es fand kein Ausschluss von Datensätzen statt. Einziges Kriterium war, dass die für die Untersuchung notwendigen Punkte des Interesses abgebildet waren. Gleichzeitig wurden bei den geschlechterspezifischen und altersspezifischen Teiluntersuchungen nur Datensätze untersucht, bei denen Angaben zum Alter und Geschlecht vollständig vorlagen. Alle anderen Datensätze wurden in den jeweiligen Teiluntersuchungen nicht berücksichtigt.

Die große Probenanzahl ermöglicht repräsentative Ergebnisse, bei denen man statistische Fehler, die auf eine kleine Probengröße zurückzuführen sind, ausschließen kann.

Es ist als Vorteil dieser Studie zu betrachten, dass durch die Untersuchung von bereits existenten DVT-Aufnahmen, ein großes Patientenkollektiv ohne zusätzliche Strahlenbelastung untersucht werden konnte.

Da bereits existierende DVT-Aufnahmen für diese Untersuchung genutzt wurden, lagen überwiegend DVT-Aufnahmen von Patienten mit Dysgnathien vor. Da dies repräsentativ für DVT-Aufnahmen aus der kieferorthopädischen Praxis ist, wurde diese Eigenschaft des Patientenguts für die vorliegende Untersuchung als angemessen bewertet.

### **7.1.2 Allgemeine Methoden**

Zur Berechnung des FOV wurden Punkte des Interesses (POI) definiert (s. Abschnitt 4.1.4.1), die für die cephalometrische Analyse wichtig sind.

Anschließend wurden wie in Abschnitt 4.1.4.2, beschriebenen Strecken definiert, um die Höhe des FOV zu messen oder anhand weiterer Strecken den Durchmesser des FOV über eine geometrische Formel zu errechnen.

Die Streckenmessung wurde einfach und reproduzierbar mit Hilfe eines Computerprogrammes durchgeführt.

Dies kann als Schwäche der Studie angesehen werden. Es ist anzunehmen, dass Messungen am Schädel direkt, genauer wären. Dennoch wurde an der Methode festgehalten, da bereits in anderen Studien die Übereinstimmungen der Messungen in DVT-Aufnahmen mit denen am Schädel überprüft und eine Exaktheit bestätigt wurde. [153, 329-331]

Die deskriptive Statistik der Ergebnisse erfolgte nach Datensammlung auf Excel mit Hilfe von Tabellen, Balkendiagrammen sowie numerischen und prozentualen Patientenerfassungen.

Es wurden mit Hilfe des Mann-Whitney-U-Tests sowie Chi-Quadrat-Tests Signifikanzen und Abhängigkeiten berechnet. Diese gängigen Methoden gelten in der Statistik als Methoden mit sicherer Aussagekraft.

Die notwendige FOV-Höhe zur Abbildung der POI, konnte durch eine einfache Messung der Strecke (Nas-Ment) festgestellt werden.

Die Ermittlung des notwendigen Durchmessers gestaltete sich komplizierter. Hierfür wurden zunächst Strecken in sagittaler und transversaler Richtung in der Axialebene gemessen. Mit Hilfe der Strecken wurde, wie in Abschnitt 4.2.2 erläutert, anhand einer geometrischen Formel, für jede DVT-Aufnahme der notwendige Durchmesser ermittelt.

Anschließend wurden für die Untersuchungen in Zehn-Millimeter-Schritten FOV-Höhen und FOV-Durchmesser definiert. Es wurde kontrolliert auf wie vielen DVT-Aufnahmen (numerisch und prozentual) bei den vorgegebenen FOV-Höhen sowie FOV-Durchmessern die ROI vollständig abgebildet wurde.

Ziel war es dem Behandler in der Praxis FOV-Empfehlungen mitzugeben, die er im Alltag nutzen kann. Somit kann der Behandler selbst vor einer DVT-Aufnahme das FOV entsprechend der Empfehlungen dieser Studie patientenspezifisch vergrößern oder verkleinern und individuell anpassen um die Strahlenbelastung für den Patienten und die Kosten für die Praxis zu minimieren.

Da sich in der Praxis zylindrische FOVs durchgesetzt haben, fand in dieser Studie das sphärische FOV keine Beachtung. Sphärische FOVs weisen eine höhere Strahlenbelastung auf und haben sich nicht durchgesetzt. [21, 66, 282]

Es wurde auch kein Vergleich zwischen speziellen DVT-Geräten und FOV-Empfehlungen der Hersteller gemacht, da die Auswahl der DVT-Geräte sehr heterogen ist und die Entwicklungen sehr rasant. [41, 44, 51, 65]

Der Fokus dieser Arbeit lag darin praktische Empfehlungen für den Alltag zu geben, die jeder ohne von einem Gerät oder Hersteller abhängig zu sein, nutzen kann.

Für den Behandler ist in erster Linie das Verständnis über die notwendige FOV-Größe für die kieferorthopädische Therapieplanung wichtig.

Diese Untersuchung soll dem Behandler Aufschluss darüber geben. Der Behandler erhält somit unabhängig von der Marke und dem Modell des DVT-Gerätes FOV-Empfehlungen für die kieferorthopädische Behandlung.

Rasch und Lichtenfeld haben ähnliche Untersuchungen durchgeführt [47, 332].

Die Methodik dieser Arbeit ist in vielen Punkten mit der Methodik der Arbeit von Lichtenfeld vergleichbar. Dadurch kann auch ein deskriptiver Vergleich der Ergebnisse durchgeführt werden. Hier ist zu beachten, dass Lichtenfeld DVT-Aufnahmen von Patienten aus Europa ausgewertet hat. In dieser Arbeit werden DVT-Aufnahmen von Patienten aus den USA ausgewertet. [47]

Vergleicht man die Arbeit mit der von Rasch so kann ein grundlegender Unterschied in der Methodik festgestellt werden. Rasch analysierte digitalisierte Fernröntgenseitenaufnahmen und posterior-anterior-Aufnahmen (p-a-Aufnahmen), die in ein kartesisches Koordinatensystem überführt und über Kreuz angeordnet wurden. Sie wertet somit zweidimensionale Datensätze aus und berechnet damit ein dreidimensionales FOV.[332]

Diese Methodik ist im Vergleich zu der Methodik dieser Arbeit ungenauer. So könnten schon bei der Ermittlung der POIs auf zweidimensionalen Röntgenaufnahmen Fehler eintreten.

Es ist bekannt, dass durch Überlagerungen beim FRS die Identifikation der für die Analyse wichtigen Punkte erschwert ist. Außerdem war Rasch damit konfrontiert, dass die Fernröntgenseitenaufnahmen und posterior-anterior-Aufnahmen projektionsbedingte Verzerrungen aufwiesen, die die Ergebnisse ungenauer machen.[21]

Weiterhin hat Rasch bei der Überführung der zweidimensionalen Röntgenbilder in das Messprogramm die FRS- und p-a-Aufnahmen jeweils selbst nach Augenmaß justiert [332]. Die Justierung der Bilder in dieser Studie fand durch das Computerprogramm statt. Somit ist das Verfahren der Untersuchung von Rasch im Vergleich zu dem Verfahren dieser Arbeit fehleranfälliger.

Es konnte auch nachgewiesen werden, dass allein durch die reproduzierbare Kopfposition DVT-Aufnahmen zur Vermessung genauer als FRS-Aufnahmen sind und dass bei der zweidimensionalen Aufnahme dreidimensionaler Untersuchungsobjekte wichtige Informationen verloren gehen. Auch konnten in Studien Messunterschiede bei gleichen Aufnahmen und unterschiedlichen Behandlern aufgezeigt werden. Die Methode gilt daher als ungenau und behandlerabhängig.[126-131, 135, 144]

## **7.2 Diskussion der Ergebnisse**

### **7.2.1 Höhe des FOV**

In diesem Abschnitt wurden Daten von insgesamt 1136 Patienten bewertet. Durch die große Probengröße sollten statistische Fehler, die bei kleinen Proben auftreten können, ausgeschlossen werden.

Bei den Proben wurde in diesem Abschnitt kein altersspezifischer oder geschlechtsspezifischer Ausschluss vorgenommen. Es wurde zudem keine Auswahl einer bestimmten Dysgnathie-Gruppe durchgeführt.

So fand keine Vorauswahl statt, die die Ergebnisse beeinflussen könnte.

Die Ergebnisse haben daher einen repräsentativen Wert.

Die FOV-Höhe wurde gebildet aus der Strecke zwischen Nasion und Weichgewebsmenton. Um einheitliche Messergebnisse zu erhalten wurde als Hilfslinie eine horizontal verlaufende Tangente auf den Punkt Weichgewebsmenton gezogen, sodass die Senkrechte gemessen wurde. Die Messungen gestalteten sich dadurch einfach und reproduzierbar.

Hiermit wurden Messfehler im Aufbau der Untersuchung ausgeschlossen bzw. maximal minimiert.

Die in 3.1.1 aufgestellte Hypothese konnte in dieser Untersuchung nicht bestätigt werden.

Wie dem Abschnitt 4.1. zu entnehmen ist, bedarf es eine FOV-Höhe von 15.6 cm um die ROI für die kieferorthopädische Therapieplanung bei allen Patienten vollständig abzubilden.

Lichtenfeld führte 2013 eine ähnliche Untersuchung durch. In der Untersuchung konnte Lichtenfeld aufzeigen, dass für die kieferorthopädische Therapieplanung zur Erfassung der ROI bei über 99% der Patienten eine FOV-Höhe von über 15 cm erforderlich ist, um die ROI vollständig abzubilden. [47]

Die Ergebnisse von Lichtenfeld decken sich dahingehend annähernd mit den Ergebnissen dieser Untersuchung.

Lichtenfeld untersuchte DVT-Aufnahmen zentraleuropäischer Patienten. In dieser Untersuchung wurden DVT-Aufnahmen nordamerikanischer Patienten ausgewertet.

Man denkt zunächst, dass die erforderliche FOV-Höhe dieser Studie größer als die ermittelte erforderliche FOV-Höhe der Untersuchung von Lichtenfeld sein müsste. Allgemein herrscht die Annahme, dass Menschen in den USA durchschnittlich größer sind als Menschen in Europa [333].

Dies kann so aus den Ergebnissen der beiden Studien nicht hergeleitet werden.

Die Annahme ist nach jüngster Literatur auch nicht mehr gegenwärtig. Die Annahme konnte in einer großen weltweiten Studie zur Körpergröße und zum Body Mass Index ( BMI) der NCD Risk Factor Collaboration ( NCD-RisC) negiert werden. Im vergangenen Jahrhundert wiesen Menschen in Amerika im Vergleich zu Menschen in Europa eine durchschnittlich größere Körpergröße auf. Dies hat sich geändert. Das durchschnittliche Körpergrößenwachstum ist in den USA nicht gestiegen. In Europa konnten jedoch große Körpergrößenzunahmen im 19. und 20. Jahrhundert aufgezeigt werden. Waren die Größenunterschiede zwischen Männern in Nordamerika und Europa die 1896 geborenen waren noch groß, so können heute bei Untersuchungen von 1996 geborenen keine großen Unterschiede festgestellt werden. [333-337]

Da in dieser Studie ein Großteil der untersuchten Patienten unter 18 Jahre alt war, kann davon ausgegangen werden, dass die Größenunterschiede den jüngsten Entwicklungen entsprechen und somit nicht ins Gewicht fallen.

Diese Erkenntnisse unterstützen die ähnlichen Werte für die FOV-Höhe der vorliegenden Studie und der Studie von Lichtenfeld. Somit ist die These über die durchschnittlich größere Körpergröße in den USA nicht richtig. Interessant wären dazu Untersuchungen zwischen Ländern oder Kontinenten bei denen größere Körpergrößenunterschiede nachweisbar sind.

Vergleicht man die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit mit den Ergebnissen der Untersuchungen von Rasch fällt eine Diskrepanz auf. Rasch kommt in seiner Untersuchung zu dem Ergebnis, dass eine FOV-Höhe von 11,79 cm (ca. 12 cm) für die kieferorthopädische Therapieplanung ausreicht. [332]

Der Unterschied von 3 cm ist nicht nachvollziehbar. Bei erster Betrachtung könnte man den Unterschied dadurch begründen, dass Rasch in ihrer Studie als Referenzpunkt nicht das Weichgewebsmenton sondern das knöcherne Menton gewählt hat. Der Unterschied zwischen Menton und der Projektion vom Menton am Weichgewebe ist jedoch in der Regel kleiner als 3cm [47, 315].

Die Ursache für den größeren Unterschied kann nur vermutet werden. Bei kritischer Betrachtung der Untersuchungsmethoden kann festgestellt werden, dass die Messung in dieser Studie eine einfache Streckenmessung war, die anhand eines

Computerprogramms genau und reproduzierbar direkt auf dem dreidimensionalen Bild vorgenommen wurde. Es konnten Messungenauigkeiten bestmöglich ausgeschlossen werden.

In der Untersuchung von Rasch wurde die Messung eines dreidimensionalen FOVs mit Hilfe von zweidimensionalen Daten vorgenommen [332]. Dieser Berechnungs- und Umwandlungsprozess könnte für Fehler- und Ungenauigkeiten gesorgt haben. Wie in der vorliegenden Arbeit oben erläutert betonen zahlreiche Autoren die Schwächen von Messungen an zweidimensionalen Röntgenbildern, sowie die Schwierigkeiten bei der Referenzpunktidentifikation [26, 28, 244, 245, 330, 338].

Gribel et. al konnten in ihrer Untersuchung bei Streckenmessungen an Anterior-Posterior-Aufnahmen sowie FRS-Aufnahmen einen mittleren Messfehler von 5 mm aufzeigen [244].

### **7.2.2 Durchmesser des FOV**

Dieser Teil der vorliegenden Arbeit untersucht den notwendigen Durchmesser eines zylindrischen FOVs bei dem, die für die kieferorthopädische Therapieplanung wichtigen anatomischen Referenzpunkte (POI): Pronasale, Basion, Fossa mandibulares sowie beide Poria und lateralen Kondylenpunkte, vollständig abgebildet werden.

Für die Ermittlung des notwendigen FOV-Durchmessers wurden DVT-Aufnahmen von 1132 Patienten untersucht. Die Größe der Probe sollte sicherstellen, dass statistische Fehler bedingt durch die Auswahl einer kleinen Probengruppe, ausgeschlossen wurden.

Auch in diesem Abschnitt wurde kein altersspezifischer oder geschlechtsspezifischer Ausschluss in den Proben vorgenommen. Es wurde keine Gruppe mit einer speziellen Dysgnathie ausgewählt und keine bewusste Vorauswahl durchgeführt, die die Ergebnisse beeinflussen könnte.

Im Gegensatz zu der Höhe des FOV kann der Durchmesser des zylindrischen FOVs nicht direkt vom Datensatz in Form von einer einfachen Streckenmessung abgelesen werden.

Dennoch wurde durch die Auswahl der Methode darauf geachtet, dass die Ermittlung des Durchmessers einfach und reproduzierbar gestaltet wird.

Dafür wurden wie in Abschnitt 3.2.2 beschrieben viele einzelne Strecken zwischen den POIs gemessen. Anschließend wurde anhand der gemessenen Strecken auf Grundlage der mathematischen Geometrie, der zur Darstellung der oben genannten Strukturen notwendige Durchmesser berechnet. Es wurde überprüft ob dieser Durchmesser größer ist als die vorgegeben FOV-Durchmessergrößen.

Durch diese Methode wurde die Reproduzierbarkeit der Messungen und die Reduktion von Fehlerquellen sichergestellt. Außerdem wurde durch die Messung mehrerer Strecken sichergestellt, dass auch immer die größte Strecke betrachtet wurde.

Die in 2.2.2 aufgestellte Hypothese, dass bei der kieferorthopädischen Behandlungsplanung zur Darstellung der ROI ein FOV-Durchmesser von 16 cm ausreicht, konnte in dieser Untersuchung nicht bestätigt werden. In der vorliegenden Untersuchung konnten bei einem FOV-Durchmesser von 16 cm die oben genannten Strukturen bei ca. 94% der Patienten vollständig erfasst werden.

Bei einem Durchmesser von 17 cm konnte die ROI jedoch schon bei über 99% der Patienten vollständig abgebildet werden. 100% der Patienten konnten in dieser Untersuchung erst bei einem FOV-Durchmesser von 22 cm abgebildet werden. Dieser Wert wird jedoch nicht als repräsentativ betrachtet. Es wird davon ausgegangen, dass es sich um einen statistischen Ausreißer handelt. Es kann davon ausgegangen werden dass bei ca. 100% der Patienten die ROI bei einem FOV-Durchmesser von 17 cm vollständig abgebildet wird.

Lichtenfeld konnte in seiner Untersuchung bei einem FOV-Durchmesser von 19 cm die ROI vollständig abbilden [47]. In der Untersuchung von Rasch reichte schon ein FOV-Durchmesser von ca. 15 cm um die ROI vollständig abzubilden [47, 332].

Diese Unterschiede sind nicht eindeutig zu erklären. Die POI sind in den Studien nahezu gleich.

Methodische Fehler können in der vorliegenden Studie ausgeschlossen werden.

Wie oben beschrieben sind die Fehlermöglichkeiten bei einer einfachen Streckenmessung mit Hilfe eines Computerprogrammes sehr gering.

Auch die geometrische Formel zur Berechnung des Durchmessers ist eine in Studien häufig genutzte Methode, die sich in Untersuchungen bewährt hat [47, 332].

Die großen Unterschiede der Ergebnisse der Studie von Rasch und der vorliegenden Studie, könnten auf die Methodik der Rasch-Studie zurückgeführt werden. Zum einen könnte die untersuchte Größe der Probe (100 Patienten) nicht repräsentativ genug sein und zum anderen könnten bei den Messungen an zweidimensionalen Aufnahmen, wie im Abschnitt 6.1 erläutert, Fehler unterlaufen sein.

Bei genauer Betrachtung der Ergebnisse von Lichtenfeld kann festgestellt werden, dass der ermittelte Maximalwert für den FOV-Durchmesser von 19 cm statistisch nicht signifikant ist. Vergleicht man daher die FOV-Durchmesser bei denen die ROI bei ca. 99% der Patienten vollständig abgebildet werden, dann liegt der sowohl in der Untersuchung von Lichtenfeld als auch in der vorliegenden Untersuchung bei ca. 17 cm.[47]

Beim Durchmesser des FOV können somit keine ethnische Größenunterscheide anhand der Datensätze nordamerikanischer und mitteleuropäischer Patienten aufgezeigt werden. Dies deckt sich auch mit den Ergebnissen der oben beschriebenen Studie [333].

### **7.2.3 FOV in Abhängigkeit vom Alter**

In der vorliegenden Arbeit wurde in dem Abschnitt 5.3. untersucht, ob die Größe des erforderlichen FOVs mit steigendem Alter der Patienten zunimmt. Diese Information hat für den Behandler die Relevanz bei einer Altersabhängigkeit eine Anpassung des FOVs entsprechend des Patientenalters vorzunehmen, um die Strahlenbelastung so gering wie möglich zu halten.

Mit Hinblick auf die Erkenntnis aus der Einleitung dieser Arbeit, dass das Risiko einer Karzinomentstehung durch Röntgenstrahlung bei Kindern um den Faktor 3 erhöht ist, ist das von hoher Wichtigkeit [32, 48, 50].

In diesem Abschnitt wurden Daten von 1131 Patienten ausgewertet. Daten denen keine Altersangabe entnommen werden konnte, fanden in diesem Abschnitt keine Berücksichtigung.

Zur Beantwortung dieser Fragestellung wurde eine große Probenanzahl ausgewählt. Somit können statistische Fehler, die auf eine kleine Probengröße zurückzuführen sind, ausgeschlossen werden.

Die Einteilung der Altersgruppen wurde nicht wie vom Gesetzesgeber in minderjährige und volljährige Patienten vorgenommen. Wie in Abschnitt 3.1.1 erläutert, wurde die Einteilung in die drei Gruppen: Kinder (<12 Jahre), Jugendliche ( $\leq 12-17$  Jahre) und Erwachsene ( $\geq 18$  Jahre) vorgenommen.

Diese Einteilung ist als sinnvoll zu betrachten, da es zwischen Kindern und Jugendlichen Wachstumsunterschiede gibt, die eine Relevanz für die ROI aufweisen. Es findet ein deutlicher Wachstumsschub der kraniofazialen Strukturen zwischen der vorpubertären Phase und dem Erwachsenenalter statt [339].

Dies soll durch die in der in dieser Studie vorgenommenen Einteilung Berücksichtigung finden.

Auch Thilander et al. konnten in ihrer Untersuchung an schwedischen Patienten eine bedeutende Größenzunahme des Schädels im Alter zwischen 13 und 16 Jahren aufzeigen [340].

Zu ähnlichen Ergebnissen kamen auch Jacob et al. bei Untersuchungen an französisch-kanadischen Patienten. In ihrer Untersuchung konnten sie eine wesentliche Größenzunahme der Patienten im Altersabschnitt zwischen 10 und 15 Jahren feststellen. [341]

In den in der Pädiatrie gebräuchlichen Perzentilenkurven zur Größen- und Gewichtsentwicklung wird deutlich, dass mit zunehmenden Alter der Kinder die Körpergröße zunimmt. Es fällt auf, dass die Größenzunahme bei Mädchen früher aufhört als bei Jungen. Bei Jungen zeigt sich eine Größenzunahme bis zum 17. - 18. Lebensalter. Bei Mädchen hört das Wachstum bereits im Alter von 14-15 Jahren auf. [342]

Der Unterschied zwischen den Geschlechtern diesbezüglich wurde in der vorliegenden Studie nicht separat berücksichtigt und kann als Schwäche dieser Untersuchung betrachtet werden.

Bei der genauen Betrachtung der Probe fällt auf, dass die Verteilung der Altersgruppen nicht gleich ist. Bei der Probe handelt es sich um 40 % Kinder, ca. 28 % Jugendliche und 33 % Erwachsene. Diese Tatsache stellt für diese Untersuchung jedoch keinen Nachteil dar, da dies auch ungefähr die Patientenstruktur in einer kieferorthopädischen Praxis repräsentiert.

Kinder und Jugendliche bilden in den KFO-Praxen meist den größeren Anteil der Patientenstruktur.

In einer Studie der American Association of Orthodontists (AAO) konnte jedoch festgestellt werden, dass immer mehr Erwachsene kieferorthopädische Behandlungen wünschen. Die Anzahl an Erwachsenenbehandlungen stieg von 2010 bis 2012 um 20%. [12, 343-345].

Die Größe des zylindrischen FOV bilden der Durchmesser und die Höhe.

Zur Vereinfachung und Reproduzierbarkeit wurden in diesem Abschnitt der Durchmesser und die Höhe bezüglich der Altersabhängigkeit separat betrachtet.

Die Berechnungen wurden, wie in Abschnitt 6.1.1 und 6.1.2 erläutert, durchgeführt. Der Unterschied lag darin, dass die Ergebnisse in die oben genannten Gruppen eingeteilt und separat betrachtet wurden.

Bei einer FOV-Höhe von 15 cm wurden die POI in 100 % der DVT-Aufnahmen der Kinder erfasst. Bei Jugendlichen und Erwachsenen wurde eine Höhe von 16 cm benötigt. Die kleinste erforderliche FOV-Höheneinstellung betrug bei Kindern 7 cm, bei Jugendlichen 11 cm und bei Erwachsenen 9 cm.

Bei 99 % der Kinder reichte eine FOV-Höhe von 14 cm aus. Bei 99% der Jugendlichen ist eine FOV-Höhe von 15 cm nötig gewesen. Bei 99% der Erwachsenen wurde eine FOV-Höhe von 16 cm benötigt.

Bei einem FOV-Durchmesser von 16 cm wurden bei über 99 % der Kinder die POI erfasst. Bei 99 % der Jugendlichen lag der Durchmesser des FOV bei 17 cm zur Erfassung aller POI. Bei 99% der Erwachsenen lag die erforderliche FOV-

Durchmessergröße knapp bei 18 cm. Für die FOV-Durchmessergrößen >16cm konnte keine statistische Signifikanz nachgewiesen werden.

Lichtenfeld hat die Patienten seiner Untersuchung in minderjährige und volljährige Patienten eingeteilt [47].

Ein direkter Vergleich beider Studien ist daher in diesem Abschnitt nicht möglich. Betrachtet man jedoch z.B. die FOV-Höhe bei denen 99% der Kinder und Jugendlichen in der Untersuchung von Lichtenfeld vollständig abgebildet wurden (16 cm), so entspricht der Wert der ermittelten FOV-Höhe dieser Studie.

Rasch hat sich in der Alterseinteilung ihrer Patienten an Studien von Björk und Fleischer-Peters orientiert. Björk und Fleischer-Peters beschreiben bei Mädchen das Alter von 12,4 Jahren und bei Jungen das Alter von 14,2 Jahren als pubertales Wachstumsmaximum. Daher teilte Rasch ihre Patienten, in die Gruppe der Kinder und Jugendlichen ( $\leq 14$  Jahre) und in die Gruppe der Erwachsenen ( $\geq 15$  Jahre) ein. [332, 346, 347]

Ein direkter Vergleich der Ergebnisse ist dadurch hier nicht möglich.

Ein Schwachpunkt der vorliegenden Studie ist, dass das durchschnittliche Alter innerhalb der unterschiedlichen Gruppen nicht bestimmt wurde. Dies würde die Vergleichbarkeit erhöhen.

Abschließend ist für diesen Abschnitt festzuhalten, dass die partielle Bestätigung der Ergebnisse wissenschaftlich zu erklären ist und vorher zu erwarten war. Die Zunahme der erforderlichen Größe des FOV erfolgt bis zu dem Alter, bei dem ein Körperwachstum und somit Kopfwachstum zu erwarten ist. So kann die Hypothese zwar in den Altersbereichen zwischen den Gruppen bestätigt werden. Es kann jedoch keine FOV-Zunahme bei Altersunterschieden in der Gruppe der Erwachsenen bestätigt werden. Hier liegen die Unterschiede des erforderlichen FOV-Bedarfs an der Individualität der Menschen und nicht am Wachstum.

#### **7.2.4 FOV in Abhängigkeit vom Geschlecht**

In der vorliegenden Arbeit wurde in Abschnitt 5.4 untersucht ob die Größe des FOV zur Abbildung der POI für die kieferorthopädische Therapieplanung vom Geschlecht des Patienten abhängt.

Hierfür wurde die Probe in zwei Patientenkohorten unterteilt. In der vorliegenden Untersuchung wurden 669 weibliche und 467 männliche Patienten untersucht. DVT-Daten ohne Informationen zum Geschlecht wurden nicht berücksichtigt.

Aufgrund der Größe der Probe können statistische Fehler, die durch eine kleine Probengröße erzeugt werden, ausgeschlossen werden.

Die FOV-Größe bestehend aus Höhe und Durchmesser wurden separat betrachtet. In dieser Studie konnte im Vergleich der Medianwerte der FOV-Höhe eine signifikante Abhängigkeit der FOV-Größe vom Geschlecht nachgewiesen werden.

Es konnten bei einer FOV-Höhe von 14 cm bei 99 % der DVT-Aufnahmen weiblicher Patienten die ROI vollständig abgebildet werden. Bei männlichen Patienten wurden bei einer FOV-Höhe von 15 cm hingegen nur bei ca. 98 % der DVT-Aufnahmen die ROI vollständig abgebildet.

Auch beim Durchmesser des FOVs ist Ähnliches festzustellen. 99 % der weiblichen Patienten benötigen einen FOV-Durchmesser von 16 cm um bei der DVT-Abbildung die ROI vollständig zu erfassen. Bei männlichen Patienten wird ein FOV-Durchmesser von 17 cm benötigt.

Stark bemerkbar macht sich der Unterschied vor allem bei kleinen FOV-Größen. Bei einem FOV-Durchmesser von 14 cm werden bei 51,5 % weiblicher und 25,7 % männlicher Patienten, die ROI vollständig abgebildet.

Bezugnehmend auf die Erkenntnisse von 6.1.3 ist als Schwäche der Untersuchung aufzuführen, dass zwischen den Geschlechtern nicht der Altersdurchschnitt ermittelt wurde. Somit kann nicht sichergestellt werden, dass bei den weiblichen Patienten ein größerer Teil in die Kategorie der Kinder, Jugendlichen oder Erwachsenen fällt, als bei den männlichen Patienten.

Da es sich aber um eine große Probe handelt und diese willkürlich ohne Ausschluss von Kriterien gewählt wurde, wird davon ausgegangen, dass die Altersverteilung der Geschlechter einer normalen Altersverteilung und Geschlechterstruktur entspricht, wie sie auch in der KFO-Praxis vorkommt.

Lichtenfeld konnte in seiner Studie auch eine Abhängigkeit zwischen der Größe des FOV und dem Geschlecht feststellen. In der Untersuchung von Lichtenfeld war ein

FOV-Durchmesser von 16 cm bei 98 % der DVT-Aufnahmen weiblicher Patienten zur Erfassung der ROI ausreichend. Dieser reichte bei männlichen Patienten für nur 72% der DVT-Aufnahmen. Hier liegt ein größerer Unterschied vor. [47]

In der vorliegenden Studie konnten bei einem FOV-Durchmesser von 16 cm 87 % der männlichen Patienten vollständig erfasst werden. Das sind 15 % mehr[47]. Der Unterschied könnte damit begründet werden, dass fast 60 % der männlichen Patienten der Untersuchung von Lichtenfeld über mind. 18 Jahre oder älter sind und daher größere Körperproportionen aufweisen könnten als in dieser Studie.

Auch Rasch konnte in ihrer Arbeit eine signifikante geschlechterspezifische Abhängigkeit der FOV-Größe feststellen. Bei männlichen Patienten wurde ein größeres FOV zur Abbildung der ROI benötigt als bei weiblichen Patienten.[332]

Auch Krause konnte in seiner Arbeit bei der Ermittlung von FOV-Größen für verschiedene ROI eine geschlechterspezifische Abhängigkeit feststellen [21].

Schneider konnte in seiner Arbeit zur Erfassbarkeit kephalometrischer Referenzpunkte in dentalen Volumentomographien ebenfalls feststellen, dass bei Männern größere FOVs benötigt werden als bei Frauen [66].

Der Unterschied der FOV-Größen zwischen den Geschlechtern kann mit dem Größenunterschied zwischen den Geschlechtern begründet werden.

In der Untersuchung der NSD Risk Factor Collaboration konnte länderübergreifend festgestellt werden, dass Männer im Durchschnitt größer sind als Frauen. Bei der Gruppe der 1896- geborenen waren Männer durchschnittlich 11 cm größer als Frauen. Bei der Gruppe der 1996-geborenen waren Männer durchschnittlich 12 cm größer als Frauen. Der Unterschied kann nicht genau auf die Kopfgröße übernommen werden, jedoch kann daraus geschlossen werden, dass dadurch auch die Kopfgröße durchschnittlich größer bei Männern ist als bei Frauen. Dies erfordert ein größeres FOV für Männer.[333]

## 8 Schlussfolgerungen

Ziel der vorliegenden Untersuchung war es die Größe des FOV für die kieferorthopädische Therapieplanung anhand von DVT-Datensätzen von nordamerikanischen Patienten herauszuarbeiten und eventuelle Alters- und Geschlechtsabhängigkeiten darzustellen. Anhand der Ergebnisse dieser Arbeit sollen dem Behandler FOV-Empfehlungen für den Praxisalltag gegeben werden. Nach aktuellster wissenschaftlicher Auffassung ist eine patientenspezifische sowie indikationsspezifische FOV-Einstellung zur Einhaltung der ALARA-, ALADA und ALADIP-Regel und zur Reduktion der Strahlenbelastung des Patienten essentiell [255, 259, 278]. Es gibt zur FOV-Einstellung bei der kieferorthopädischen Therapieplanung aktuell nur eine Studie mit DVT-Datensätzen aus Mitteleuropa (Deutschland) von Lichtenfeld [47]. Es liegen derzeit trotz steigender Anwendung keine Untersuchungen mit FOV-Empfehlungen für die kieferorthopädische Therapieplanung für nordamerikanische Patienten vor. Da ethnische Unterschiede bei Schädel- und Kieferknochen bei ähnlichen Untersuchungen zur Einstellung der FRS-Größen bereits belegt wurden, ist dies jedoch von Bedeutung [299, 305-311].

Den Ergebnissen der vorliegenden Studie kann der Behandler patientenspezifische FOV-Empfehlungen für die kieferorthopädische Therapieplanung entnehmen. Die Hersteller sollten die Empfehlungen in der Produktion von DVT-Geräten berücksichtigen. Da die FOV-Größe von der Sensorgröße abhängt und diese den Gerätepreis stark beeinflusst, ist eine Tendenz in der Entwicklung von Geräten mit kleinem Sensor und somit kleinem FOV zu beobachten [21]. Kleine FOVs könnten den Ergebnissen dieser Untersuchung nach für die kieferorthopädische Therapieplanung nicht ausreichen und Zweitaufnahmen erfordern. Zweitaufnahmen sind mit einer größeren Strahlenbelastung und einem höheren Zeitaufwand verbunden [303]. Evidenzbasierte FOV-Empfehlungen sind daher sowohl für Behandler als auch für Hersteller wichtig. Behandler können in ihrem Praxisalltag die FOV-Empfehlungen dieser Studie bei der Anfertigung von DVT-Aufnahmen zur Hilfe nehmen, um die Strahlenbelastung für den Patienten maximal zu reduzieren. Hersteller erhalten Richtwerte zur FOV-Größe für die Herstellung von DVT-Geräten für die kieferorthopädische Therapieplanung. Der deskriptive Vergleich der

Ergebnisse dieser Arbeit mit FOV-Empfehlungen für die kieferorthopädische Therapieplanung für mitteleuropäische Patienten von Lichtenfeld [47] zeigt keine großen Unterschiede auf. Dies ist für die Hersteller bei der Geräteentwicklung von Bedeutung.

## 8.1 Schlussfolgerung der Untersuchung

Nach der Auswertung der Daten und der Literaturrecherche können folgende Schlussfolgerungen getätigt werden:

- 1) Die Höhe des FOV für die kieferorthopädische Therapieplanung sollte patientenspezifisch zwischen 13 cm und 16 cm gewählt werden. Bei einer FOV-Höhe von 13 cm werden bei ca. 77,6 % und bei 16 cm bei 100 % der Patienten alle für die kieferorthopädische Diagnostik relevanten Strukturen vollständig abgebildet. Eine Einstellung der FOV-Höhe unter 13 cm wird nicht empfohlen. Wird eine FOV-Einstellung unter 13 cm vorgenommen, würde sich bei ca.  $\frac{1}{4}$  der Patienten die Wahrscheinlichkeit erhöhen, dass eine zweite Aufnahme benötigt wird. Dies erhöht die Strahlenbelastung und Kosten. Ferner wird keine FOV-Höhe über 16 cm empfohlen, da dann das FOV und somit die Strahlenbelastung unnötig groß werden. Die ALARA-Regel findet dann keine Beachtung. Das Geschlecht sowie Alter des Patienten sollte bei der FOV-Höheneinstellung beachtet werden.
- 2) Der Durchmesser des FOV für die kieferorthopädische Therapieplanung sollte patientenspezifisch, in Abhängigkeit vom Alter und Geschlecht des Patienten, zwischen 15 cm und 17 cm gewählt werden. Bei 15 cm werden bei ca. 76,1 % und bei 17 cm bei 99,5 % der Patienten alle für die kieferorthopädische Diagnostik relevanten Strukturen vollständig abgebildet. Größere oder kleinere Durchmesser würden das Strahlen – und Kostenrisiko unnötig vergrößern und sollten vom Behandler nicht gewählt werden.

- 3) Bei einem zylindrischen FOV können bei einer FOV-Größe von 16x17 cm (Höhe x Durchmesser) die für die kieferorthopädische Diagnostik notwendigen Strukturen bei nahezu allen (99%) nordamerikanischen Patienten vollständig abgebildet werden.
- 4) Bei Kindern sollten kleinere FOV-Größen als bei Jugendlichen gewählt werden. Bei Jugendlichen sollten kleinere FOV-Größen als bei Erwachsenen gewählt werden.
- 5) Bei Frauen sollten kleinere FOV-Einstellungen als bei Männern gewählt werden.
- 6) Es konnten deskriptiv keine großen Unterschiede zwischen den Ergebnissen der Studie von Lichtenfeld und der vorliegenden Studie festgestellt werden. Somit konnten keine ethnischen Unterschiede bei der FOV-Empfehlung für die kieferorthopädische Therapieplanung deskriptiv aufgezeigt werden.

**Tabelle 11:** Patientenspezifische FOV- Empfehlungen für die kieferorthopädische Therapieplanung. Kinder und Frauen benötigen das kleinste FOV.

| <b>Patientengruppe</b>        | <b>FOV ( Höhe x Durchmesser in cm )</b> |
|-------------------------------|---|
| <b>Alle Patienten</b>         | 16 x 17 cm                              |
| <b>Kind (≤12J)</b>            | 14 x 16 cm                              |
| <b>Jugendlicher (12-17 J)</b> | 15 x 17 cm                              |
| <b>Erwachsener (≥18J)</b>     | 16 x 17 cm                              |
| <b>Frauen</b>                 | 14 x 16 cm                              |
| <b>Männer</b>                 | 16 x 17 cm                              |

## **8.2 Relevanz für den klinischen Alltag**

Durch die rasante Entwicklung und Verbreitung der DVT-Technologie liegt ein großer Informationsbedarf über die Technik für Behandler in der kieferorthopädischen Praxis vor. Der Behandler trägt die Verantwortung für die Indikation einer Röntgenaufnahme und muss diese rechtfertigen [250].

Der Behandler muss hierbei stets nach dem ALARA-Grundsatz agieren. Besondere Relevanz hat dies vor allem, durch das um den Faktor 3 erhöhte Strahlenrisiko, bei der Behandlung von Kindern. [48, 69]

Kinder bilden eine große Zielgruppe der kieferorthopädischen Praxen. Aus Gründen des Strahlenschutzes ist es daher essentiell, dass der Behandler in der Praxis eine Eingrenzung des FOV auf die zu untersuchende Region des Interesses vornimmt und Alter sowie Geschlecht der Patienten dabei beachtet. [47, 69, 85, 273]

Der Behandler sollte im klinischen Alltag abwägen, welche Röntgenuntersuchung die sinnvollste ist. In der vorliegenden Arbeit wurden daher diese Aspekte behandelt. Der Behandler kann dieser Untersuchung FOV-Empfehlungen für die kieferorthopädische Therapieplanung nordamerikanischer Patienten entnehmen und diese im Alltag anwenden. Ziel ist das Risiko einer Zweitaufnahme oder das Risiko einer unnötig großen Aufnahme zu vermeiden, um das Strahlenrisiko und die Kosten maximal zu reduzieren.

Hersteller von DVT-Geräten sollen dieser Arbeit entnehmen, dass aus Strahlenschutzgründen ein individuell einstellbares FOV bei DVT-Geräten wichtig ist. Aktuell weisen nur ca. 5% der auf dem Markt erhältlichen DVT-Geräte ein für die kieferorthopädische Therapieplanung ausreichend großes individuell einstellbares FOV von bis zu 16 x17 cm auf [21, 348, 349]. Die Tendenz der Geräteentwickler zeigt, dass Geräte entwickelt werden, die kleine FOV-Größen aufweisen. Grund hierfür ist, dass die Sensorgröße, welche die Größe des FOV bedingt, die Kosten des Röntgengerätes zum Großteil ausmacht. Diese Entwicklung führt dazu, dass die 3D-Technik in der Kieferorthopädie oft nur in Fällen, bei denen kleine FOV-Größen ausreichen, z.B. zur Lokalisation von verlagerten Zähnen genutzt wird. Durch die Summation von 3D- und 2D-Röntgenaufnahmen wird dadurch das Strahlenrisiko unnötig vergrößert [303]. Gleichzeitig bleiben dem Behandler diagnostisch wertvolle Informationen, die er bei der Therapieplanung berücksichtigen könnte, vorenthalten. Der durch zahlreiche Autoren bestätigte Vorteil der dreidimensionalen Röntgentechnologie und die erweiterten Therapiemöglichkeiten der Technik (individuelle Brackets, Bögen, Veneers) können dann nicht genutzt werden.

### **8.3 Ausblick**

Die Technik der DVT hat sich rasant entwickelt und bietet dem Behandler und Patienten zahlreiche Vorteile und neue Behandlungsmöglichkeiten [2, 31, 52, 53, 60, 204, 348]. Im Vergleich zur konventionellen 2D- Röntgendiagnostik erhält der Behandler bei der dreidimensionalen Röntgentechnologie genauere und umfangreichere Informationen, die die Diagnostik und Therapieentscheidung beeinflussen können [8, 20, 22, 23, 29, 47]. Die stark zunehmende Anzahl von Publikationen unterstreicht die Bedeutung der neuen Technik [17]. Die in älteren Leitlinien und Publikationen aufgeführte Kritik zur erhöhten Strahlenbelastung der Technologie ist überholt [51, 64, 268, 350]. Autoren weisen sogar auf strahlenhygienische Vorteile der DVT [47, 64, 85, 273, 301]. Eine verhaltene Reaktion auf die Technologie seitens der gesetzlichen Krankenkassen ist zeitgleich zu vermerken. Die Ergebnisse der Studien deuten darauf hin, dass Krankenkassen sich in Zukunft aus strahlenhygienischen Gründen und zur Verbesserung der Diagnostik- und Therapieplanung, diesem Thema annehmen müssen.

Gleichzeitig sollten dentale Fachgesellschaften ihre Richt- und Leitlinien, sowie Stellungnahmen auf der Basis neuester Erkenntnisse aktualisieren. Weiterhin sollten genauere DVT-Fachkenntnisse in Aus- und Weiterbildung vermittelt werden. Die DVT sollte besser verstanden werden. [351]

Die Anzahl der DVT-Aufnahmen nimmt zu, womit die Wahrscheinlichkeit, dass ein Patient zur Zweitmeinung mit einem DVT aus der Vorbehandlung kommt, auch steigt. Hier sollten Behandler DVT-Aufnahmen der Patienten befunden und diagnostizieren können. Denkbar wäre eine Vermittlung von DVT-Kenntnissen im allgemeinen Röntgen- und Strahlenkurs.

Studien belegen dass durch eine patientenspezifische und indikationsspezifische Einstellung des FOV das Strahlenrisiko des Patienten maximal reduziert wird [32, 47, 69, 70, 85, 273]. Vor allem bei Kindern ist das wichtig, da das Strahlenrisiko für Kinder 3-fach größer ist als für Erwachsene [48].

Gerätehersteller sollten die Ergebnisse dieser Studie bei der Entwicklung neuer DVT-Geräte beachten. Für die kieferorthopädische Therapieplanung sollten in

Zukunft Geräte mit individuell verstellbaren, großen FOVs angeboten werden, sodass FOV-Größen stets in Abhängigkeit von Alter und Geschlecht des Patienten gewählt werden können. Die Tendenz zur Herstellung von Geräten mit kleinerem Sensor und somit kleinerem FOV, ist aus kieferorthopädischer Sicht sowohl strahlenhygienisch als auch diagnostisch nicht sinnvoll [303].

Hersteller sollten weiter an Technologien zur Senkung von Kosten und vom Strahlenrisiko arbeiten. Für Einzelpraxen sind weiterhin konventionelle Röntgengeräte zwar kostengünstiger, jedoch sind die Möglichkeiten der Technologie limitiert. So können mit Hilfe von dreidimensionalen Röntgenbildern z.B. Implantatpositionen geplant und Bohrschablonen hergestellt werden oder in der Kieferorthopädie die genaue Bracketposition unter Berücksichtigung des Wurzelverlaufs geplant und die Therapiezeit dadurch verkürzt werden.

Eine weitere Tendenz zeigt sich hier in der Etablierung von Röntgenzentren. Dadurch können Behandler von der Technologie profitieren ohne die kostenintensiven Geräte selbst finanzieren zu müssen. Allgemein herrscht in Deutschland trotz der Vorteile und hoher Nachfrage eine zurückhaltende Stimmung. Perspektivisch sollte statt der gewohnten, konventionellen Röntgentechnik, die effizientere und genauere Röntgendiagnostik Vortritt erhalten. Die DVT wird auch in der Zukunft weiter zunehmend die zweidimensionale Aufnahmetechnik ablösen und die Diagnostik verbessern sowie das Behandlungsspektrum für den Patienten vergrößern (z.B. direkte Modellherstellung nach DVT-Aufnahme, indiv. CAD/CAM-Brackets nach Planung anhand von DVT).

Für die kieferorthopädische Diagnostik sind weitere Studien nötig, die kephalometrische Analysen anhand von DVTs untersuchen und ein 3D-Kephalometriemodell entwerfen.

Ethnische Unterschiede sollten in Studien genauer analysiert werden. Hierzu sollten die verglichenen Gruppen gleiche Voraussetzungen erfüllen, sodass ein direkter, statistischer Vergleich möglich ist.

## 9 Literatur

1. Kahl-Nieke, B., *Einführung in die Kieferorthopädie*. Vol. 3. 2010: Deutscher Zahnärzterverlag.
2. Sunil G, Ramm RR, Ranganayakulu I, *CBCT: A swap to conventional orthodontic imaging*. Journal of Dr. NTR University of Health Sciences, 2018. **7**(2): p. 85-88.
3. Graber TM, Vanarsdall RL Jr., Vig K, *Orthodontics: Current principles & techniques, fourth edition*. 2000: St. Louis: Mosby, Inc.
4. Proffit WR, Fields J, Sarver DM *Contemporary orthodontics, fourth edition*. 2007: St. Louis: Mosby, Inc.
5. DGKFO, *Indication and frequency of X-rays in connection with orthodontic treatment. A statement by the Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie*. J Orofac Orthop, 1997. **58**(5): p. 286-7.
6. Rischen RJ , Breuning KH, Bronkhorst EM, Kuijpers-Jagtman AM, *Records needed for orthodontic diagnosis and treatment planning: a systematic review*. PLoS one, 2013. **8**(11): p. e74186-e74186.
7. Hofrath H, *Bedeutung der Röntgenfern- und Abstandsaufnahme für die Diagnostik der Kieferanomalien*. Fortschritte der Orthodontie, 1931. **1**: p. 231-258.
8. Pittayapat P, Bornstein MM, Imada TS, Coucke W, Lambrichts I, Jacobs R, *Accuracy of linear measurements using three imaging modalities: two lateral cephalograms and one 3D model from CBCT data*. Eur J Orthod, 2015. **37**(2): p. 202-8.
9. Broadbent BH, *A new x-ray technique and its application to orthodontia*. Angle Orthodontist, 1931. **1**(2): p. 45-66.

10. Abizadeh N, Moles RD, O'Neill J, Noar JH, *Digital versus plaster study models: How accurate and reproducible are they?* Journal of Orthodontics, 2012. **39**(3): p. 151-159.
11. Uhlenbrock F, *Erfassungsmöglichkeit kieferorthopädischer Bezugspunkte im zylindrischen FOV eines DVT durch den zusätzlichen Einsatz eines Gesichtsscanners*, in *Charité Universitätmedizin*. 2017, Freie Universität Berlin.
12. de Souza RA, de Oliviera A, Pinheiro SM, Cardoso JP, Magnani MB, *Expectations of orthodontic treatment in adults: the conduct in orthodontist/patient relationship*. Dental Press J Orthod, 2013. **18**(2): p. 88-94.
13. Pabari S, Moles DR, Cunningham SJ, *Assessment of motivation and psychological characteristics of adult orthodontistry*. Am J Orthod Dentofac Orthop, 2011. **140**(6): p. 263-7.
14. McDonald F, Cobourne M, *Adult orthodontics: perils and pitfalls*. Prog Orthod, 2007. **8**(2): p. 308-13.
15. Scarfe WC, Azevedo B, Toghyani S, Farman AG, *Cone Beam Computed Tomographic imaging in orthodontics*. Aust Dent J, 2017. **62**(1): p. 33-50.
16. Huang J, Bumann A, Mah J, *Three-dimensional radiographic analysis in orthodontics*. J Clin Orthod, 2005. **39**(7): p. 421-8.
17. De Vos W, Casselman J, Swennen GR., *Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature*. Int J Oral Maxillofac Surg, 2009. **38**(6): p. 609-25.
18. Howerton WB Jr., Mora MA, *Advancements in digital imaging: what is new and on the horizon?* J Am Den Assoc, 2008. **139**(3): p. 20-24.

19. Hatcher DC, Aboudara CL, *Diagnosis goes digital*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2004. **125**(4): p. 512-5.
20. Adarsh K, Sharma P, Juneja A, *Accuracy and reliability of tooth length measurements on conventional and CBCT images: An in vitro comparative study*. J Orthod Sci, 2018. **7**(17).
21. Krause J, *Untersuchungen zum erforderlichen Field of View für die bildgebende 3D-Diagnostik in der Zahnmedizin*, in Charité Universitätsmedizin. 2013, Freie Universität Berlin.
22. Kirnbauer B, Jakse N, Acham S, *3-D-Diagnostik (DVT/CT) in der Zahnheilkunde. Stomatologie*. 2014. **111**(3): p. 80-85.
23. Spangler S, *Dentale Volumentomographie zur Diagnostik von impaktierten Eckzähnen*, in Charité Universitätsmedizin. 2014, Freie Universität Berlin.
24. Abdelkarim A, *Myths and facts of cone beam computed tomography in orthodontics*. Journal of the World Federation of Orthodontists, 2012. **1**(1): p. 3-8.
25. Pittayapat, P, Willems G, Alqerban A, Coucke, W, Ribeiro-Rotta RF, Souza PC, Westphalen FH, Jacobs R, , *Agreement between cone beam computed tomography images and panoramic radiographs for initial orthodontic evaluation*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol, 2014. **117**(1): p. 111-9.
26. Kumar V, Ludlow JB, Mol A, Cevidanes L, *Comparison of conventional and cone beam CT synthesized cephalograms*. Dentomaxillofac Radiol, 2007. **36**(5): p. 263-69.
27. Kamp N, Drechsler T, Frank E, Bumann A, *Kieferorthopädische Behandlungsplanung als rechtfertigende Indikation für die digitale Volumentomographie*. 41. Jahrestagung der AG für Röntgenologie in der DGZMK, 2007. **9**.

28. Hariharan A, Diwakar N, Jayanthi K, Hema HM, Deepukrishna S, Ghaste SR, *The reliability of cephalometric measurements in oral and maxillofacial imaging: Cone beam computed tomography versus two-dimensional digital cephalograms.* Indian J Dent Res, 2016. **27**(4): p. 370-77.
29. Flores-Mir C, Rosenblatt MR, Major PW, Carey JP, Heo G, *Measurement accuracy and reliability of tooth length on conventional and CBCT reconstructed panoramic radiographs.* Dental Press J Orthod, 2014. **19**(5): p. 45-53.
30. Chung RR, Lagravere M, Flores-Mir C, Heo G, Carey JP, Major PW, *A comparative analysis of angular cephalometric values between CBCT generated lateral cephalograms versus digitized conventional lateral cephalograms.* Int Orthod, 2009. **7**(4): p. 308-21.
31. Kawai T, Sato I, Asaumi R, Yosue T, *Cone-beam computed tomography and anatomical observations of normal variants in the mandible: variant dentists should recognize.* Oral Radiology, 2018. **34**(3): p. 189-98.
32. De Grauwe A, Ayaz I, Shujaat S, Dimitrov S, Gbadegbegnon L, Vande Vannet B, Jacobs R, *CBCT in orthodontics: a systematic review on justification of CBCT in a paediatric population prior to orthodontic treatment.* Eur J Orthod, 2018.
33. Schulze D, Heiland M, Thurmann H, Adam G, *Radiation exposure during midfacial imaging using 4- and 16-slice computed tomography, cone beam tomography system and conventional radiography.* Dentomaxillofac Radiol, 2004. **33**(2): p. 83-86.
34. Brooks S, *CBCT dosimetry: orthodontic considerations.* Semin Orthod, 2009. **15**: p. 14-8.
35. Silva MA, Ulrich W, Heinicke F, Bumann A, Visser H, Hirsch E, *Cone beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: a radiation dose evaluation.* Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2008. **133**: p. 640 e1-5.

36. Bianchi S, Anglesio S, Castelano S, Rizzi L, Ragona R, *Absorbed doses and risk in implant planning: Comparison between spiral CT and cone-beam CT.* Dentomaxillofac Radiol, 2003. **30**: p. 28.
37. Mah JK, Robert D, Bumann A, Hatcher D, *Radiation absorbed in maxillofacial imaging with a dental computed tomography device.* Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endo, 2003. **96**: p. 508-13.
38. Danforth RA, Peck J, Hall P, *Cone beam volume tomography: an imaging option for diagnosis of complex mandibular third molar anatomical relationships.* J Calif Dent Assoc, 2003. **31**: p. 847-52.
39. Sukovic P, *Cone beam computed tomography in craniofacial imaging.* Orthod Craniofac Res, 2003. **6**(1): p. 197-82.
40. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA, *A new volumetric CT machine for dental imaging based on Cone- beam technique: preliminary results.* Eur Radiol, 1998. **8**: p. 1558-64.
41. Loubele M, Bogaerts R, Van Dijck E, Pauwels R, Vanheusden S, Suetens P, Marchal G, Sanderink G, Jacobs R, *Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications.* Eur J Radiol, 2009. **71**(3): p. 461-68.
42. Ludlow JB, Ivanovic M, *Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral maxillofacial radiology.* Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod., 2008. **106**(1): p. 930-38.
43. Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J, Walker A, Cockmartin L, Bosmans H, Jacobs R, Bogaerts R, Horner K, *Effective dose range for dental cone beam tomography scanners.* Eur J Radiol, 2012. **81**: p. 267-71.

44. Ludlow JB, Davies-Ludlow L, Brooks SL, Howerton WB, *Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and icalat*. Dentomaxillofac Radiol, 2006. **35**: p. 219-26.
45. Hirschfelder U, *Radiologische 3D-Diagnostik in der Kieferorthopädie (CT/DVT)*. 2008, DGKFO: <https://www.dgkfo-vorstand.de/veroeffentlichungen/stellungnahmen.html>.
46. Holberg C, Rudzki-Jansen I, *Kephalometrie- Quo Vadis? 3D- Kephalometrie-kritische Auseinandersetzung mit einem vielversprechenden Ansatz*. Bayerisches Zahnärzteblatt, 2007. **5**: p. 33-35.
47. Lichtenfeld S, *Die Bedeutung des Field of View für die dreidimensionale Behandlungsplanung auf der Basis digitaler Volumentomographien*, in Charité-Universitätsmedizin Berlin. 2014, Freie Universität Berlin.
48. Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften e.V., *s2K-Leitlinie Dentale digitale Volumentomographie*. AWMF-Register-Nummer: 083-005, 2013. **Version Nr.9**.
49. European Commission, *Radiation Protection no136: European guidelines on radiation protection in dental radiology. The safe use of radiographs in dental practice*. 2004.
50. Yepes JF, Booe M, Sanders BJ, Jones JE, Ehrlich Y, Ludlow JB, Johnson B, *Pediatric Phantom Dosimetry of Kodak 9000 Cone-beam Computed Tomography*. Pediatr Dent, 2017. **39**(3): p. 229-32.
51. Bumann A, Simon M, Heekeren D, Mandirola M, Schumann J, *DVT in der Kieferorthopädie- wo stehen wir?* 2014, [zwp-online.info](http://zwp-online.info).

52. Kapila S, Conley R, Harrell WE Jr., *The current status of cone-beam computed tomography imaging in orthodontics*. Dentomaxillofac Radiol, 2011. **40**: p. 24-34.
53. Mah JK, Huang J, Choo H, *Practical applications of cone beam computed tomography in orthodontics*. J Am Den Assoc, 2010. **141**(suppl 3): p. 7-13S.
54. Hechler SL, *Cone-beam CT: applications in orthodontics*. Dent Clin N Am, 2008. **52**: p. 753-59.
55. Müssig E, Wörtche R, Lux CJ, *Indications for digital volume tomography in orthodontics*. J Orofac Orthop, 2005. **66**: p. 241-49.
56. White SC, Pae E-K, *Patient image selection criteria for cone beam computed tomography imaging*. 2009. **Semin Orthod**(15): p. 19-28.
57. Nervina JM, *Cone beam computed tomography use in orthodontics*. Aust Dent J, 2012. **57**(suppl 1): p. 95-102.
58. Merett SJ, Drage N, Durning P, *Cone beam computed tomography: a useful tool in orthodontic diagnosis and treatment planning*. J Orthod, 2009. **36**: p. 202-10.
59. Evans CA, Scarfe WC, Ahmad M, Cevidanes LHS, Ludlow JB, Palomo JM, Simmons KE, White SC, *Clinical recommendations regarding use of cone beam computed tomography in orthodontics. Position statement by the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology*. American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology, 2013. **116**(2): p. 238-57.
60. Kapila SD, Nervina J, *CBCT in orthodontics: assessment of treatment outcomes and indications for its use*. Dentomaxillofac Radiol, 2015. **44**(1).
61. Kesler H, *Strahlenschutz- Sorgfältige Indikation bei DVT-Aufnahmen*. MBZ, 2018. **2**(56).

62. Bumann A, Nitka M, Richter V, Wiemer K., *Röntgen in der KFO- analog, digital und 3D (1)*. KN, 2011. **1/2**: p. 10-11.
63. Millett, DT, Hallgren A, Cattanach D, McFadzean R, Pattison J, Robertson M, Love J, *A 5-years clinical review of bond failure with a light-cured resin adhesive*. Angle Orthod, 1998. **68**(4): p. 351-356.
64. Ludlow JB, Brandon KJ, Ivanovic M, *Dosimetry of Orthophos SL CBCT Unit with Low- Dose protocol*. 2014.
65. Loubele M, Jacobs R, Maes F, Schutyser F, Debaveye D, Bogaerts R, Coudyzer W, Vandermeulen D, van Cleynenbreugel J, Marchal G, Suetens P, *Radiation dose vs. image quality for low-dose CT protocols of the head for maxillofacial surgery and oral implant planning*. Radiat Prot Dosimetry, 2005. **117**(1-3): p. 211-6.
66. Schneider EGM, *Die Bedeutung des Field of View für die Erfassbarkeit kephalometrischer Referenzpunkte in digitalen Volumentomogrammen mit und ohne Gesichtsscan*, in *Charité Universitätsmedizin*. 2016, FU Berlin.
67. Stahlkopf V, *Untersuchungen zum erforderlichen Sichtfeld dentaler Volumentomographen für eine 3D- kehalometrische Analyse*, in *Charité-Universitätsmedizin Berlin*. 2017, FU Berlin.
68. Palomo JM, Pejavar SR, Hans MG, *Influence of CBCT exposure conditions on radiation dose*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2008. **105**(6): p. 773-82.
69. Brasil DM, Pauwels R, Coucke W, Haiter-Neto F, Jacobs R, , *Image quality optimazation of a narrow detector dental computed tomography for paediatric patients*. British Institute of Radiology, 2019.

70. Barba L, Berrocal AL, Hidalgo A, *Use of cone-beam computed tomography in San José, Costa Rica*. *Imaging Sci Dent*, 2018. **48**(2): p. 103-109.
71. Franchi L, Baccetti T, McNamara JA Jr., *Cephalometric floating norms for North American adults*. *Angle Orthod*, 1998. **68**(6): p. 497-502.
72. Scheideman GB, Bell WH, Legan HL, Finn RA, Reisch JS, *Cephalometric analysis of dentofacial normals*. *Am J Orthod*, 1980. **78**(4): p. 404-20.
73. McNamara JAJ, Ellis E, 3rd, *Cephalometric analysis of untreated adults with ideal facial and occlusal relationships*. *Int J Adult Orthognath Surg*, 1988. **3**(4): p. 221-31.
74. Chan GK, *A cephalometric appraisal of the Chinese ( Cantonese)*. *Am J Orthod*, 1972. **61**(3): p. 279-85.
75. Haralabakis B, Spirou V, Kolokithas G, *Dentofacial cephalometric analysis in adult Greeks with normal occlusion*. *Eur J Dent*, 1983. **5**(3): p. 241-3.
76. Miura F, Inoue N, Suzuki K, *Cephalometric standards for Japanese according to Steiner Analysis*. *Am J Orthod*, 1965. **51**(4): p. 288-95.
77. Ngarmprastertchai S, *Vergleich der dento-kranofazialen Morphologie zweier ethnischer Gruppen mit eugnathem Gebiss im Fernröntgenseitenbild*, L.-M.-U. München, Editor. 2002: Poliklinik für Kieferorthopädie.
78. Alexander TL, Hitchcock HP, *Cephalometric standards for American Negro children*. *Am J Orthod*, 1978. **74**(3): p. 298-304.
79. Drummond RA, *A determination of cephalometric norms for the Negro race*. *Am J Orthod*, 1968. **54**(9): p. 670-82.
80. Garcia CJ, *Cephalometric evaluation of Mexican Americans using the Downs and Steiner analyses*. *Am J Orthod*, 1975. **68**(1): p. 67-74.

81. Chaiworawitkul M, *A comparison of the cephalometric profiles of young adults from Thailand and the U.K.* Dissertation Sheffield, 1998.
82. Oh E, Ahn S, Sonnesen L, *Ethnic differences in craniofacial and upper spine morphology between European and Asian children with skeletal Class III malocclusion.* American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 2019. **156**(4): p. 502-511.
83. Oh E, Ahn S, Sonnesen L, *Ethnic differences in craniofacial and upper spine morphology between European and Asian children with skeletal Class III malocclusion.* Angle Orthod, 2018. **88**(3): p. 283-91.
84. Ayoubi A, Dezfully AK, Madlena M, *Dentoskeletal and tooth-size differences between Syrian and Hungarian adolescents with Class II division 1 malocclusion: a retrospective study.* BMC Res Notes, 2020. **13**(1): p. 270.
85. Waehrisch KA, *Vergleich der Strahlenbelastung von konventionellen orthodontischen Röntgenaufnahmen mit konventionellen und indikationsabhängigen dosisreduzierten digitalen Volumentomographien,* in Charité Universitätsmedizin Berlin. 2015, Freie Universität Berlin.
86. Schimank H, *Wilhelm Conrad Röntgen.* Physikalische Blätter 2.3, 1946: p. 55-56.
87. Pasler FA, *Zahnärztliche Radiologie.* 2008, Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
88. Busch U, *Chronik 100 Jahre Anwendungen der Röntgenstrahlen in der medizinischen Diagnostik,* in Deutsche Röntgenmuseum Remscheid. 2010.
89. Schulze R, *Focus Zahnmedizin. Zahnärztliche Röntgenologie.* 2009: Quintessenz.

90. Gijbels F, Jacobs R, Bogaerts R, *Dosimetry of digital panoramic imaging: Paart I : patient exposure*. Dentomaxillofac Radiol, 2005. **34**: p. 145-49.
91. Visser H, Rödiger T, Hermann KP, *Dose reduction by direct-digital cephalometric radiography*. Angle Orthod, 2001. **71**(3): p. 159-163.
92. Farman AG, Farman TT, *A status report on digital imaging for dentistry*. Oral Radiology, 2004. **20**(1): p. 9-14.
93. Bumann A, Hauser C, Nitka M, Richter V, Wiemer K, *Röntgen in der KFO-analog, digital und 3-D (1)*. KN, 2011. **1/2**: p. 10-11.
94. Schols JG, *Digitalizing in the orthodontic practice*. Ned Tijdschr Tandheelkd, 2003. **110**(1): p. 25-30.
95. Numata H, *Consideration of the parabolic radiography of dental arch*. J Shimizu Studies, 1933. **10**: p. 13.
96. Zulauf AF, *Panoramic x-ray appartures*, U.S.P.N. 1408569, Editor. 1922.
97. Numata H, *A trial on narrow beam radiography*. J Shimazu Studies, 1934. **12**: p. 6-12.
98. Düker J, *Röntgendiagnostik mit der Panoramiaschichtaufnahme*. Vol. 2. 2000: Thieme Verlagsgruppe.
99. Heckmann K, *Die Röntgenperspektive und ihre Umwandlung durch eine neue Aufnahmetechnik*. Fortschr. Röntgenstr., 1939. **60**: p. 144.
100. Scheutzel P, *Entwicklung der zahnärztlichen Panoramaröntgenaufnahmeverfahren*. Zahnärztl. Mitt., 1989. **79**: p. 2322.

101. Mouyen F, Benz C, Sonnabend E, Lodter Jp, *Presentation and physical evaluation of RadioVisioGraphy*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 1989. **68**: p. 238-42.
102. Fuhrmann A, *Zahnärztliche Radiologie*. 2013: Thieme Verlagsgruppe.
103. Behfar L, *Fehlpositionierungsbedingte „Vezerrungen“ der Panoramaschichtaufnahme*, in *Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde*. 2005, Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf: Hamburg.
104. Rahn R, *Zahnärztliche Radiologie- Eine Einführung für Studenten*. 1989: Carl Hanser Verlag, München, Wien.
105. Nötzel F, Schultz C, *Leitfaden der kieferorthopädischen Diagnostik*. Analysen und Tabellen für die Praxis. Vol. 2. 2009: Deutscher Zahnärzterverlag Köln.
106. Harzer W, *Lehrbuch der Kieferorthopädie*. 1999, München, Wien: Carl Hanser Verlag.
107. van der Stelt PF, *Panoramic radiographs in dental diagnostics*. Ned Tijdschr Tandheelkd, 2016. **123**(4): p. 181-7.
108. Paatero YV, *A new tomographic method for radiographing curved outer surfaces*. Acta Radiol, 1949. **32**: p. 177.
109. Bock JJ, Goldbecher H, *Die kieferorthopädische Behandlung und Abrechnung in GOZ, Bema, BEL II und BEB Zahntechnik*. 2013: Spitta Verlag.
110. Kalia S, Melsen B, *Interdisciplinary approaches to adult orthodontic care*. J Orthod, 2001. **28**(3): p. 191-6.
111. Rakosi T, *Atlas und Anleitung zur praktischen Fernröntgenanalyse*. Vol. 2. Auflage. 1988, München, Wien: Hanser.

112. Brodie AG, *Cephalometric roentgenology: history, technics and uses*. Oral Surg (Chic), 1949. **7**(3): p. 185-98.
113. Broadbent BH, *A new X-ray technique and its application to orthodontia*. Angle Orthod, 1931. **1**(2): p. 45-66.
114. Broadbent B, Holly Sr, Broadbent B, Holly Jr, Golden William H, , *Bolton standards of dentofacial developmental growth*. 1975, St. Louis: The C.V. Mosby Company.
115. Hofrath H, *Die Bedeutung der Röntgenfern- und Abstandsaufnahme für die Diagnostik der Kieferanomalien*. Forsch. Kieferorthop., 1931. **1**(2): p. 232-58.
116. Baumrind S, Frantz RC, *The reliability of head film measurements*. Am J Orthod, 1971. **60**(5): p. 505-17.
117. Steiner C, *Cephalometrics for you and me*. Am J Orthod, 1953. **39**(10): p. 729-55.
118. Steiner C, *Cephalometrics in clinical practice*. Angle Orthod, 1959. **29**(1): p. 8-29.
119. Rakosi T, Jonas I, *Kieferorthopädie/ Diagnostik Farbatlant der Zahnmedizin Bd. 8*. 1989, Thieme: Stuttgart- New York: Rateischak KH.
120. Nötzel F, Schultz C, Hartung M, *Fernröntgenseitenbild- Analyse*. 2007, Köln: Deutscher Zahnärzterverlag.
121. Edler RJ, *Background considerations to facial aesthetics*. J Orthod, 2001. **28**(2): p. 159-68.
122. Stamm T, *Kieferorthopädie I& II*, in *Faschaftsskript*. 1997: Münster.

123. Ritschel R, *Konsequenz von Fernröntgenseitenbildern auf die Therapieentscheidung bei Frühbehandlungen in der Kieferorthopädie*, in *Medizinische Fakultät: Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde Tübingen*. 2012, Eberhard Karls Universität.
124. Schopf P, *Curriculum Kieferorthopädie*. Badn I und II. Vol. 2. Auflage. 1994, Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH.
125. Schinnenburg W, *Rechtsratgeber für die Zahnarztpraxis: praktische Tipps, Checklisten und Beispiele*. 2010: Deutscher Zahnärzterverlag.
126. Cohnen M, Kemper J, Mobes O, Modder Pawelzik U, *Radiation dose in dentalradiolog*. Eur Radiol, 2002. **12**(3): p. 634-7.
127. Houston WJ, *Orth D: The analysis of errors in orthodontic measurements*. Am J Orthod, 1983. **83**(5): p. 382-90.
128. Jung D, Schwarze CW, Tsutsumi S, *Profil- und skelettale Analyse- ein Vergleich verschiedener Auswertungsverfahren*. Forsch. Kieferorthop., 1984. **45**(4): p. 304-23.
129. Houston WJ, Maher RE, Mc Elroy D, Sheriff M, *Sources of error in measurements from cephalometric radiographs*. Eur J Orthod, 1986. **8**(3): p. 149-51.
130. Miethke R, *Zur Lokalisationsgenauigkeit kephalometrischer Referenzpunkte*. Prakt Kieferorthop., 1989. **3**: p. 107-22.
131. Schmuth GPF, *Methodische Schwierigkeiten bei der Anwendung der Röntgenkephalometrie in der Kieferorthopädie*. Forsch. Kieferorthop., 1971. **32**(2): p. 317-25.

132. Bergersen EO, *Enlargement and distortion in cephalometric radiography: compensation tables for linear measurements*. Angle Orthod, 1980. **50**(3): p. 230-44.
133. Farronato G, Garagiola U, Dominici A, Periti G, de Nardi S, Carletti V, Farronato D, „Ten-point“ 3D cephalometric analysis using low-dosage cone beam computed tomography. Prog Orthod, 2010. **11**(1): p. 2-12.
134. El Beialy AR, Fayed MS, El-Bialy AM, Mostafa YA, *Accuracy and reliability of cone-beam computed tomography measurements: Influence of head orientation*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2011. **140**(2): p. 157-65.
135. Goncalves FA, Schiavon L, Pereira Neto JS, Nouer DF, *Comparison of cephalometric measurements from three radiological clinics*. Braz Oral Res, 2006. **20**(2): p. 162-66.
136. Devereux L, Moles D, Cunningham SJ, McKnight M, *How important are lateral cephalometric radiographs in orthodontic treatment planning?* Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2011. **139**(2): p. 175-81.
137. Durao AR, Alquerban A, Ferreira AP, Jacobs R, *Influence of lateral cephalometric radiography in orthodontic diagnosis and treatment planning*. Angle Orthod, 2015. **85**(2): p. 206-10.
138. Dincer B, Yetkiner E, Aras I, Attin T, Attin R, *Influence of lateral cephalometric radiographs on extraction decision in skeletal class I patients*. Head Face Med, 2013. **9**(36): p. 1746-60.
139. Stupar I, Yetkiner E, Wiedemeier D, Attin T, Attin R, *Influence of Lateral Cephalometric Radiographs on Orthodontic Treatment Planning of Class II Patients*. Open Dent J, 2018. **12**: p. 296-302.

140. Manosudprasit A, Haghi A, Allareddy V, Masoud MI, *Diagnosis and treatment planning of orthodontic patients with 3-dimensional dentofacial records*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2017. **151**(6): p. 1083-91.
141. Cattaneo PM, Bloch C, Calmar D, Hjortshøj M, Melsen B, *Comparison between conventional and cone-beam computed tomography cephalograms*. Am J Orthod Dentofac., 2008. **134**(6): p. 798-02.
142. Navarro RDL, Oltramari-Navarro PVP, Fernandes TMF, de Oliveira GF, de Castro Ferreira Conti AC, de Almeida MR, de Almeida RR, *Comparison of manual, digital and lateral CBCT cephalometric analyses*. J Appl Oral Sci, 2013. **21**(2): p. 167-76.
143. Park CS, Park JK, Kim H, Han SS, Jeong HG, Park H, *Comparison of conventional lateral cephalograms with corresponding CBCT radiographs*. Imaging Sci Dent, 2012. **42**(4): p. 201-05.
144. Wegener H, *Vergleich der Reproduzierbarkeit kephalometrischer Referenzpunkte mit Dosisreduktion bei digitaler Lumineszenzradiographie und konventionell erstellten Fernröntgenaufnahmen*, in Medizinische Fakultät. 2003, Westfälische Wilhelm-Universität Münster.
145. Drescher D, *Fernröntgenanalyse*. Praxis der Zahnheilkunde, ed. Diedrich P. Vol. Kieferorthopädie I. 2000, München: Urban & Fischer.
146. Franklin JB, *Certain factors of aberration to be considered in clinical roentgenographic cephalometry*. Am J Orthod, 1952. **38**(5): p. 351-68.
147. Baja K, Rathee P, Jain P, Panwar VR, *Comparison of the Reliability of Anatomic Landmarks based on PA Cephalometric Radiographs and 3D CT-Scans in Patients with Facial Asymmetry*. Int J Clin Pediatr Dent, 2011. **4**(3): p. 213-23.

148. Wojtunik M, *Sichere Therapieplanung im zahnärztlichen Alltag dank 3-D-Diagnostik*, Radaktion, Editor. 2012: Oralchirurgie Journal. p. 34-35.
149. Scherer P, Ritter L, Neugebauer J, Mischowski R, Zöller JE, Scheer M, *Indikationen für die digitale Volumetomografie*. Zm online, 2008. **6**(98): p. 46-53.
150. Wang MF, Otsuka T, Akimoto S, Sadao S, *Vertical facial height and its correlation with facial width and depth*. Int J Stomatol Occlusion Med, 2013. **6**(4): p. 120-9.
151. Ludlow JB, Gubler M, Cevidanes L, Mol A, *Precision of cephalometric landmark identification: Cone-beam computed tomography vs conventional cephalometric views*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2009. **136**(3): p. 312-3.
152. Chien PC, Parks ET, Eraso F, Hartsfield JK, Roberts WE, Ofner S, *Comparison of reliability in anatomical landmark identification using two-dimensional digital cephalometrics and three-dimensional cone beam computed tomography in vivo*. Dentomaxillofacial Radiology, 2009. **38**(5): p. 262-73.
153. Gribel BF, Gribel MN, Frazão DC, McNamara JA, Manzi FR Jr., *Accuracy and reliability of craniometric measurements on lateral cephalometry and 3D measurements on CBCT scans*. Angle Orthod, 2011. **81**(1): p. 26-35.
154. Kragsskov J, Bosch C, Gyldensted C, Sindet-Pedersen S, *Comparison of the reliability of craniofacial anatomic landmarks based on cephalometric radiographs and three-dimensional CT scans*. Cleft Palate Craniofac J, 1997. **34**(2): p. 111-16.
155. Raju TN, *The Nobel Chronicles. 1979: Allan MacLeod Cormack (b1924); and Sir Godfrey Newbold Hounsfield ( b1919)*. Lancet, 1999. **354**(9190): p. 1653.
156. Hounsfield GN, *Computerized transverse axial scanning ( tomography):Part I. Description of System 1973*. Br J Orthod, 1973. **68**(815): p. 166-72.

157. Radon J, *Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integralwerte längs gewisser Mannigfaltigkeiten*. Akad. Wiss., 1917. **69**(262-77).
158. Schwenzler N, Ehrenfeld M, *Allgemeine Chirurgie*. Vol. 3. Auflage. 2002, Stuttgart: Thieme.
159. Brüning R, Küttner A, Flohr T, *Mehrschicht-CT*. 2008, Heidelberg: Springer Medizin Verlag.
160. Kalender WA, *Principles and applications of spiral CT*. Nuclear medicine and biology, 1994. **21**(5): p. 693-99.
161. Robb RA, *X-ray computed tomography: from basic principles to applications*. Annual review of biophysics and bioengineering, 1982. **11**: p. 177-201.
162. Khatri JM, Tated G, *Cone-beam computed tomography: A miracle for orthodontics!* J Dent Allied Sci, 2015. **4**(2): p. 89-94.
163. Smith KT, Solomon D, Wagner SL, Hamaker C, *Mathematical aspects of divergent beam radiography*. Proc Natl Acad Sci USA, 1978. **75**(5): p. 2055-58.
164. Arai Y, Tammisalo E, Hashimoto K, Shinoda K, *Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use*. Dentomaxillofac Radiol, 1999. **28**(4): p. 245-48.
165. Hashimoto K, Arai Y, Iwai K, Araki M, Kawashima S, Terakado M, *A comparison of a new limited cone beam computed tomography machine for dental use with multidetector row helical CT machine*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2003. **95**(3): p. 371-7.
166. Terakado M, Hashimoto K, Arai Y, Honda M, Sekuwa T, Sato H, *Dignostic imaging with newly developed ortho cubic super-high resolution computed*

*tomography ( Ortho-CT)*. oral surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2000. **89**(4): p. 509-18.

167. Scarfe WC, Farman AG, *What is cone-beam CT and how does it work?* Dental clinics of North America, 2008. **52**(4): p. 707-30.

168. Zöller JE, *Digitale Volumentomographie in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde*. Vol. 2. Auflage. 2013, Berlin: Quintessenz-Verlags-GmbH.

169. Rottke D. *Digitale Volumentomographie: Was man wissen muss*. 2012 [cited 2019 22.02]; Available from: [https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/digitale-praxis/story/digitale-volumentomographie-was-man-wissen-muss\\_\\_698.html](https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/digitale-praxis/story/digitale-volumentomographie-was-man-wissen-muss__698.html).

170. Kramme R, *Medizintechnik: Verfahren-Systeme- Informationsverarbeitung*. Vol. 4. Auflage. 2011, Berlin, Heidelberg: Springer.

171. Feldkamp LA, Davies LC, Kress JW, *Practical cone-beam algorithm*. J. Opt. Soc. AM. A., 1984. **1**(6): p. 612-19.

172. Schulze R, *Aktueller Stand der digitalen Röntgentechnik*. Zahnärztl. Mitt., 2006. **6**: p. 42-8.

173. Ritter L, Neugebauer J, Zöller JE, *Digitale Volumentompgraphie (DVT) Indikationen udn Anwendung*. BDIZ EDI konkret, 2009. **02**: p. 76-9.

174. Hertrich P, *Röntgenaufnahmetechnik*. Vol. 1. Auflage. 2004: Publicis Publishing.

175. Kuijpers-Jagtman AM, Mette AR, Schols JG, Maal JH, Thomas JJ, Breuning KH, van Vlijmen OJC, *The use of cone-beam computed tomography for orthodontic purposes*. Seminars in Orthodontics, 2013. **19**(3): p. 196-203.

176. Pinsky HM, Dyda S, Pinsky RW, Misch KA, Sarment DP, *Accuracy of three dimensional measurements using cone-beam CT*. Dentomaxillofac Radiol, 2006. **35**(6): p. 410-16.
177. Moshiri M, Scarfe WC, Hilgers ML, *Accuracy of linear measurements from imaging plate and lateral cephalometric images derived from cone-beam computed tomography*. Am J Orthod Dentofac., 2007. **132**(4): p. 550-60.
178. Stratemann SA, Huang J, Maki K, Miller AJ, Hatcher DC,, *Comparison of cone beam computed tomography imaging with physical measures*. Dentomaxillofac Radiol, 2012. **37**(2): p. 80-93.
179. Al-Okshi A, Paulsson L, Ebrahim E, Rohlin M, Lindh C, *Measurability and reliability of assessments of root length and marginal bone level in cone beam CT and intraoral radiography: a study of adolescents*. Dentomaxillofac Radiol, 2019.
180. van Vlijmen OJC, Maal TJJ, Bergé SJ, Bronkhorst EM, Katsaros C, Kuijpers-Jagtman AM, *A comparison between two-dimensional and three-dimensional cephalometry on frontal radiographs and on cone beam computed tomography scans of human skulls*. Eur J Oral Sci, 2009. **117**(3): p. 300-5.
181. Tsolakis AL, Kalavritinos M, Bitsanis E, Sanoudos M, Benetou V, Alexiou K, Tsiklakis K, *Reliability of different radiographic methods for the localization of displaced maxillary canines*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2018. **153**(2): p. 308-31.
182. Al-Rawi WT, Jacobs R, Hassan BA, Sanderink G, Scarfe WC, *Evaluation of web-based instruction for anatomical interpretation in maxillofacial cone beam computed tomography*. Dentomaxillofac Radiol, 2007. **36**(8): p. 459-67.
183. Howerton WB Jr, Mora MA, *Use of conebeam computed tomography in dentistry*. Gen Dent, 2007. **55**(1): p. 54-7.

184. Geibel MA, Holzinger I, *Dosisaspekte und rechtfertigende Indikationen in der 3-D-Radiologie*. Digital Dentistry, 2012. **2012**(1): p. 6-10.
185. Geibel MA, *DVT- Indikationen und Strahlenbelastung*. ZWP online, 2012.
186. American Academy of Oral Maxillofacial Radiology (AAOMR), *Clinical recommendations regarding use of cone beam computed tomography in orthodontics. Position statement by the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol, 2013. **116**(2): p. 238-57.
187. SEDENTEXT Group, *Radiation protection no 172: cone beam CT for dental and maxillofacial radiology. Evidence based guidelines 2012*. 2012.
188. Oenning AC, Jacobs R, Pauwels R, Stratis A, Hedesiú M, Salmon B, *Cone-beam CT in paediatric dentistry: DIMITRA project position statement*. Pediatric Radiology, 2018. **48**(3): p. 308-16.
189. Durack C, Patel S, Davies J, Wilson R, Mannocci F, *Diagnostic accuracy of small volume cone beam computed tomography and intraoral periapical radiography for the detection of simulated external inflammatory root resorption*. Int End J, 2011. **44**(2): p. 136-47.
190. Ren H, Chen J, Deng F, Zeng L, Liu X, Dong Y, *Comparison of cone beam computed tomography and periapical intraoral radiography for detecting simulated apical root resorption*. Angle Orthod, 2013. **83**(2): p. 189-95.
191. Hadler-Olsen S, Pirttiniemie P, Kerosuo H, Bolstad Limchaichana N, Personen P, Kallio-Pulkkinen S, Lähdesmäki R, *Root resorptions related to ectopic and normal eruption of maxillary canine teeth - a 3D study*. Acta Odontologica Scandinavica, 2015. **73**(8): p. 609-15.
192. Jawad Z, Carmichael F, Houghton N, Bates C, *A review of cone beam computed tomography for the diagnosis of root resorption associated with impacted*

*canines, introducing an innovative root resorption scale. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*, 2016. **122**(6): p. 765-71.

193. Eslami E, Barkhordar H, Abramovitch K, Kim J, Masoud MI, *Cone-beam computed tomography vs conventional radiography in visualization of maxillary impacted-canine localization: A systematic review of comparative studies. Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2017. **151**(2): p. 248-258.

194. Walker L, Enciso R, Mah J, *Three-dimensional localization of maxillary canines with cone-beam computed tomography. Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2005. **128**(4): p. 418-23.

195. Haney E, Gansky S, Lee JS, Johnson E, Maki K, Miller AJ, Huang JC, *Comparative analysis of traditional radiographs and cone-beam computed tomography volumetric images in the diagnosis and treatment planning of maxillary impacted canines. Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2010. **137**(5): p. 590-7.

196. Patel S, Dawood A, Wilson R, Horner K, Mannocci F, *The detection and management of root resorption lesions using intraoral radiography and cone-beam computed tomography- an in vivo investigation. Int End J*, 2009. **42**(9): p. 831-38.

197. Wriedt S, Jaklin J, Al-Nawas B, Wehrbein H, *A comparative analysis of angular cephalometric values between CBCT generated lateral cephalograms. J Orofac Orthop*, 2012. **73**(1): p. 28-40.

198. Pico CL, do Vale FJ, Corte-Real A, Pereira SM, *Comparative analysis of impacted upper canines: Panoramic radiograph Vs Cone Beam Computed Tomography. J Clin Exp Dent*, 2017. **9**(10): p. 1176-82.

199. Liu DG, Zhang W, Zhang ZY, Wu YT, Ma XC, *Three-dimensional evaluations of supernumerary teeth using cone-beam computed tomography for 487 cases. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2007. **103**(3): p. 403-11.

200. Sun H, Wang Y, Sun C, Ye Q, Dai W, Wang X, XU Q, Pan S , HU R, *Root morphology and developement of labial inversely impacted maxillary central incisors in the mixed dentition : a retrospective cone-beam computed tomography study*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2014. **146**(6): p. 709-16.
201. Beroi S, Knueppel S, *Three-dimensional assessment of impacted canines and root resorption using cone beam computed tomography*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol, 2011. **113**(2): p. 260-7.
202. Alqerban A, Jacobs R, Fieuws S, Willems G, *Comparison of two cone beam computed tomographic systems versus panoramic imaging for localization of impacted maxillary canines and detection of root resorption*. Eur J Orthod, 2011. **33**(1): p. 93-102.
203. Chaushu S, Chaushu G, Becker A, *The role of digital volume tomography in the imaging of impacted teeth*. World J Orthod, 2004. **5**(2): p. 120-32.
204. Binita CD, Kau CH, Tate R, Jung-Wei C, English J, Bouquot J, *Effectiveness of Impacted and Supernumerary Tooth Diagnosis from Traditional Radiography Versus Cone Beam Computed Tomography*. Pediatr Dent, 2010. **32**(4): p. 389-94.
205. Scarfe WC, Azedevo B, Pinheiro LR, Priaminiarti M, Sales MAO, *The emerging role of maxillofacial radiology in the diagnosis and management of patients with complex periodontitis*. Periodontol 2000, 2017. **74**(1): p. 116-39.
206. Chien PC, Parks ET, Eraso F, Hartsfield JK, Roberts WE, Ofner S., *Comparison of reliability in anatomical landmark identification using two-dimensional digital cephalometrics and three-dimensional cone beam computed tomography in vivo*. Dentomaxillofac Radiol, 2009. **38**(5): p. 262-73.
207. Lee M, Kanavakis G, Miner GM, *Newly defined landmarks for a three-dimensionally based cephalometric analysis: A retrospective cone-beam computed tomography scan review*. The Angle Orthodontist, 2014. **85**(1): p. 3-10.

208. Mestiri M, Kamel H, *Reeb Graph for Automatic 3D Cephalometry*. International Journal of Image Processing, 2014. **8**: p. 2014-2031.
209. Shoaleh S, Bahmrampour E, Soltanimehr E, Zamani A, *The accuracy of a designed software for automated localization of craniofacial landmarks on CBCT images*. BMC Medical Imaging, 2014. **14**(1): p. 32.
210. Hassan B, Nijkamp P, Verheij H, Tairie J, Vink C, van der Stelt P, van Beek H, *Precision of identifying cephalometric landmarks with cone beam computed tomography in vivo*. European journal of orthodontics, 2013. **35**(1): p. 38-44.
211. International commission on Radiological Protection, *The 2007 recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. ICRP publication 103, 2007. **37**(1-332).
212. Cohenca N, Simon JH, Mathur A, Malfaz JM, *Clinical indications for digital imaging in dento-alveolar trauma. Part 2: root resorption*. Dent Traumatol, 2007. **23**(2): p. 105-13.
213. Shim JJ, Heo G, Lagravère MO, *Assessment of skeletal maturation based on cervical vertebrae in CBCT*. Int Orthod, 2012. **10**(4): p. 351-62.
214. Baccetti T, Franchi L, McNamara Jr JA, *The Cervical Vertebral Maturation (CVM) Method for the Assessment of Optimal Treatment Timing in Dentofacial Orthopedics*. Semin Orthod, 2005. **11**: p. 119-29.
215. Caldas Mde P, Ambrosano G, Haiter-Neto F, *Use of cervical vertebral dimensions for assessment of children growth*. J Appl Oral Sci, 2007. **15**(2): p. 144-7.
216. Verhofstadt T, *Cervical Vertebral Maturation (CVM)*. KN Wissen, 2011. **10**: p. 4-7.

217. Dalessandri D, Tonni I, Laffranchi L, Migliorati M, Isola G, Visconti L, Bonetti S, Paganelli C, *2D vs. 3D Radiological Methods for Dental Age Determination around 18 Years: A Systematic Review*. Journal of Applied Sciences, 2020. **10**(9): p. 3094.
218. Hilgers ML, Scarfe WC, Scheetz JP, Farman AG, *Accuracy of inear temporomandibular joint measurements with cone beam computed tomography and digital cephalometric radiography*, Am J Orthod Dentofac, 2005. **128**(6): p. 803-11.
219. Honda K, Larheim T, Maruhashi K, Matsumoto K, Iwai K, *Osseous abnormalities of the mandibular condyle: diagnostic reliability of the cone beam computed tomography compared with helical computed tomography based on autopsy material*. Dentomaxillofac Radiol, 2006. **35**(3): p. 152-57.
220. Holberg C, Steinhauser S, Geis P, Rudzki-Janson I, *Cone-beam computed tomography in orthodontics: benefits and limitations;* J Orofac Orthop, 2005. **66**(6): p. 434-44.
221. Nikita M, Bumann A, *Die digitale Volumentomografie in der oralchirurgischen Praxis*. Oralchiurgie Journal, 2010. **4**: p. 6-16.
222. Nardi C, Falco L, Selvi V, Lorini C, Calistri L, Colagrande S, *Role of cone-beam computed tomography with a large field of view in Goldenhar syndrome*. Am J Orthod Dentofac, 2018. **153**(2): p. 269-77.
223. Cevidane LHS, Steyner MA, Proffit WR, *Image analysis and superimposition of 3-dimensional cone-beam computed tomography*. Am J Orthod dentofac., 2006. **129**(5): p. 611.
224. Tantanapornkul W, Okouchi K, Fujiwara Y, Yamashiro M, Maruoka Y, and Kurabayashi T, Ohbayashi N, *A comparative study of cone-beam computed*

- tomography and conventional panoramic radiography in assessing the topographic relationship between the mandibular canal and impacted third molars.* oral surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2007. **103**(2): p. 253-59.
225. Wortche R, Hassfeld S, Lux CJ, Mussig E, Hensley FW, Krempien R, and H. C, *Clinical application of cone beam digital volume tomography in children with cleft lip and palate.* Dentomaxillofac Radiol, 2006. **35**(2): p. 88-94.
226. Palhazi P, Nemes B, Swennen G, Nagy K, *Three-Dimensional Simulation of the Nasoalveolar Cleft Defect.* The Cleft Palate-Craniofacial Journal, 2014. **51**(3): p. 593-96.
227. Schattman S, *Dentale Volumentomographie in der Diagnostik vestibulärer parodontaler Defekte,* in *Charité- Universitätsmedizin Berlin.* 2011, Freie Universität Berlin.
228. de Faria Vasconcelos K, Evangelista KM, Rodrigues CD, Estrela C, de Sousa TO, Silva MA, *Detection of periodontal bone loss using cone beam CT and intraoral radiography.* Dentomaxillofac Radiol, 2012. **41**(1): p. 64-9.
229. Haas LF, Zimmermann GS, De Luca Canto G, Flores-Mir C, Corrêa M, *Precision of cone beam CT to assess periodontal bone defects: a systematic review and meta-analysis.* Dentomaxillofac Radiol, 2018. **47**(2): p. 20170084.
230. Kim DM, Bassir SH, *When Is Cone-Beam Computed Tomography Imaging Appropriate for Diagnostic Inquiry in the Management of Inflammatory Periodontitis? An American Academy of Periodontology Best Evidence Review.* J Periodontol, 2017. **88**(10): p. 978-98.
231. Min KI, Ki SC, Kang KH, Cho JH, Lee EH, Chang NY, Chae JM, *Rootproximity and cortical bone thickness effects on the success rate of orthodontic*

*micro-implants using cone beam computed tomography*. Angle Orthod, 2012. **82**(6): p. 1014-21.

232. Gracco A, Lombardo L, Cozzani M, Siciliani G, *Quantitative evaluation with CBCT of palatal bone thickness in growing patients*; Prog Orthod, 2006. **7**(2): p. 164-174.

233. 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, 2007. **131**(4): p. 82-89.

234. Kau CH, English DJ, Muller-Delgado MG, Hamid H, Ellis RK, Winkelmann S, *Retrospective cone-beam computed tomography evaluation of anchorage devices*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2010. **137**(166): p. 1-5.

235. Sun L, Yuan L, Wang B, Zhang L, Shen G, Fang B, *Changes of alveolar bone dehiscence and fenestration after augmented corticotomy-assisted orthodontic treatment: a CBCT evaluation*. Progress in Orthodontics, 2019. **20**(1): p. 7.

236. Schendel SA, Jacobson R, Khalessi S, *3-dimensional facial simulation in orthognathic surgery: is it accurate?* Journal of Oral and Maxillofacial Surgery. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2013. **71**(8): p. 1406-14.

237. Fuhrmann A, Schulze D, Rother U, Vesper M, *Digital transversal slice imaging in dental-maxillofacial radiology: from pantomography to digital volume tomography*. Int J Comput Dent, 2003. **6**(2): p. 129-40.

238. Cevidanes LH, Bailey LJ, Tucker GR Jr, Styner MA, Mol A, Phillips CL, Proffit WR, Turvey T, *Superimposition of 3D cone-beam CT models of orthognathic surgery patients*. Dentomaxillofac Radiol, 2005. **34**(6): p. 369-75.

239. Bouwens DG, Cevidanes L, Ludlow JB, Phillips C, *Comparison of mesiodistal root angulation with posttreatment panoramic radiographs and cone-beam computed tomography*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2011. **139**(1): p. 126-32.
240. Lei Q, Zhou L, Lei L, Wang Y, *Comparison of mesiodistal tooth angulations determined through traditional panoramic radiographs and cone beam CT panoramic images*. Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi, 2014. **32**(4): p. 331-5.
241. Aboudara CA, Nielsen IL, Huang JC, Maki K, Miller AJ, Hatcher D, *Comparison of airway space with conventional lateral headfilms and 3-dimensional reconstruction from cone-beam computed tomography*. Am J Orthod Dentofac Ortho, 2009. **135**(4): p. 468-79.
242. Vizzotto MB, Liedke GS, Delamare EL, Silveira HD, Dutra V, Silveira HE, *A comparative study of lateral cephalograms and cone-beam computed tomographic images in upper airway assessment*. Eur J Orthod, 2012. **34**(3): p. 390-3.
243. Müller-Hartwich R, Präger TM, Jost-Brinkmann PG, *SureSmile—CAD/CAM system for orthodontic treatment planning, simulation and fabrication of customized archwires*. International Journal of Computerized Dentistry, 2005. **10**(1): p. 53-62.
244. Gribel BF, Gribel MN, Frazao DC, McNamara JA Jr, Manzi FR, *Accuracy and reliability of craniometric measurements on lateral cephalometry and 3D measurements on CBCT scans*. Angle Orthod. **81**(1): p. 26-35.
245. Kumar V, Ludlow J, Soares Cevidanes LH, Mol A, *In vivo comparison of conventional and cone beam CT synthesized cephalograms*. Angle Orthod, 2008. **78**(5): p. 873-9.
246. Lai CS, Bornstein M, Mock L, Heuberger BM, Dietrich T, Katsaros C., *Impacted maxillary canines and root resorptions of neighbouring teeth: a radiographic analyseis using cone-beam computed tomography*. Eur J Orthod. **35**(4): p. 529-83.

247. Manne R, Gandikota C, Juvvadi SR, Rama HR, Anche S., *Impacted canined: etiology, diagnosis, and orthodontic mangement*. Journal of Pharmacy and Bioallied Sciences, 2012. **4**(2): p. 234-38.
248. Strahlenschutz, B.f., *Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung, Jahresbericht 2016*. 2017, Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz, Bau und Reaktorsicherheit (BMUB).
249. Harder D, *Licht am Ende des Tunnels-Chancen für die Erforschung nicht linearer Dosis-Risiko-Beziehungen*. Strahlenschutz Praxis, 2008. **3**: p. 47-55.
250. BGBI I S, *Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlung (Röntgenverordnung- RöV)*. 2003. **Letzte Änderung 20.April 2003 ( BGB I S. 604)**.
251. Höck J, *Machbarkeit einer Studie zum strahlenbedingten Risiko von Herz-Kreislauferkrankungen auf Basis der kooperative Gesundheitsforschung in der RegionAugsburg (KORA)*. 2013, LMU München.
252. Huhn W, Westhof J, *Wichtige Bestimmungen in der RöV und im untergesetzlichen Regelwerk für den Betrieb von Röntgeneinrichtungen in der Diagnostik*. Strahlenschutz Praxis, 2011. **1**: p. 7-9.
253. Streffer C, *ICRP Grundsatzempfehlungen 2007*. Strahlenschutz Praxis, 2007. **3**: p. 8-11.
254. Nevina JM, *Cone beam computed tomography use in orthodontics*. Aust Dent J, 2012. **57**(1): p. 95-102.
255. Bumann A, *Keine Hochglanzbilder ohne Mehrwert- Lieber DVT-Röntgen oder 2D-Aufnahmen?*, D. MAGAZIN, Editor. 2019.

256. Oenning AC, Jacobs R, Pauwels R, Stratis A, Hedesiu M, Salmon B, DIMITRA Research Group, <http://www.dimitra.be/>, *Cone-beam CT in paediatric dentistry: DIMITRA project position statement*. *Pediatr Radiol*, 2018. **48**(3): p. 308-16.
257. Yeung AWK, Jacobs R, Bornstein MM, *Novel low-dose protocols using cone beam computed tomography in dental medicine: a review focusing on indications, limitations, and future possibilities*. *Clinical Oral Investigations*, 2019. **23**(6): p. 2573-2581.
258. Jacobs R, Salmon B, Codari M, Hassan B, Bornstein MM, *Cone beam computed tomography in implant dentistry: Recommendations for clinical use*. *BMC Oral Health*, 2018. **18**(1).
259. Oenning AC, Pauwels R, Stratis A, De Faria Vasconcelos K, Tijskens E, De Grauwe A, Jacobs R, Salmon B; Dimitra research group, *Halve the dose while maintaining image quality in paediatric Cone Beam CT*. *Sci Rep*, 2019. **9**(1): p. 5521.
260. Horner K, *Cone-beam computed tomography for oral surgical applications: where is the evidence?* *Oral surg*, 2013. **6**(3): p. 112-28.
261. Tyndall DA, Kohltfarber H, *Application of cone beam volumetric tomography in endodontics*. *Aust Dent J*, 2012. **57**(1): p. 72-81.
262. Tetradis S, Anstey P, Graff-Radford S, *Cone Beam Computed Tomography in the Diagnosis of Dental Disease*. *J Calif Dent Assoc*, 2010. **38**(1): p. 27-32.
263. du Bois AH, Kardachi B, Bartold PM, *Is there a role for the use of volumetric cone beam computed tomography in periodontics?* *Aust Dent J*, 2012. **57**(1): p. 103-8.
264. Abella F, Patel S, Duran-Sindreu F, Mercade M, Bueno R, Roig M, *Evaluating the periapical status of teeth with irreversible pulpitis by using cone-beam computed*

*tomography scanning and periapical radiographs*. Journal of endodontics, 2012. **38**(12): p. 1558-91.

265. Harris D, Horner K, Grondahl K, Jacobs R, Helmrot E, Benic GI, Bornstein MM, Dawood A, Quirynen M, *E.A.O. guidelines for the use of diagnostic imaging in implant dentistry 2011. A consensus workshop organized by the European Association for Osseointegration at the Medical University of Warsaw*. Clin Oral Implant Research, 2012. **23**(11): p. 1243-53.

266. Rottke D, Patzelt S, Poxleitner P, Schulze D, *Effektive dose span of ten different cone beam CT devices*. Dentomaxillofac Radiol, 2013. **42**(7): p. 20120417.

267. Ludlow JB, Walker C, *Assessment of phantom dosimetry and image quality of i- CAT FLX cone-beam computed tomography*. Am J Orthod Dentofac Ortho, 2013. **144**(6): p. 802-17.

268. Ludlow JB, Timothy R, Walker C, Hunter R, Benavides E, Samuelson DB, Scheske MJ, *Effective dose of dental CBCT-a meta analysis of published data and additional data for nine CBCT units*. Dentomaxillofac Radiol, 2015. **44**(1): p. 20140197.

269. Tsiklakis K, Donta C, Gavala S, Karayianni K, Kamenopoulou V, Hourdakos CJ, *Dose reduction in maxillofacial imaging using low dose Cone Beam CT*. Eur J Radiol, 2005. **56**(3): p. 413-7.

270. Panmekiate S, Rungwittayathon P, Suptaweepoonboon W, Tangtraitham N, Pauwels R, *Optimization of exposure parameters in dental cone beam computed tomography using a 3-step approach*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol, 2018. **136**(6): p. 545-552.

271. da Silva Moura W, Chiqueto K, Pithon GM, Neves LS, Castro R, Henriques JFC, *Factors influencing the effective dose associated with CBCT: a systematic review*. Clinical Oral Invest, 2019. **23**(3): p. 1319-330.

272. Pauwels R, Jacobs R, Bogaerts R, Bosmans H, Panmekiate S, *Determination of size-specific exposure settings in dental cone-beam CT*. Eur Radiol, 2017. **27**(1): p. 279-85.
273. Voigt S, *Vergleichende Untersuchungen zur kephalometrischen Auswertbarkeit von konventionellen Fernröntgenseitenbildern und aus IADR-DVT-Datensätzen rekonstruierten Fernröntgenansichten (IADR-DVT = indikationsabhängige dosisreduzierte Digitale Volumentomographie)*, Charité Universitätsmedizin. 2018, Freie Universität Berlin.
274. Hidalgo Rivas JA, H.K., Thiruvengkatachari B, Davies J, Theodorakou C., *Development of a low-dose protocol for cone beam CT examinations of the anterior maxilla in children*. Br J Radiol, 2015. **88**(1054): p. 20150559.
275. Oenning, A, Pauwels R, Stratis A, Vasconcelos K, Tijskens E, de Grauwe A, DIMITRA Research group, Jacobs R, Salmon B, *Halve the dose while maintaining image quality in paediatric Cone Beam CT*. Scientific Reports, 2019. **9**(1): p. 5521.
276. da Silva Moura W, Chiqueto K, Pithon GM, Neves LS, Castro R, Henriques JFC, *Factors influencing the effective dose associated with CBCT: a systematic review*. Clinical Oral Investigations, 2019. **23**(3): p. 1319-1330.
277. Gamache C, English JD, Salaz-Lopez AM, Rong J, Akyalcin S, *Assessment of Image Quality in Maxillofacial Cone-Beam Computed Tomography Imaging*. Seminars in Orthodontics, 2015. **21**(4).
278. Abdelkarim A, *Cone-Beam Computed Tomography in Orthodontics*. Dentistry Journal, 2019. **7**(3).
279. Cacaci C, Frank E, Bumann A, *DVT-Volumentomograph. Digitaler Durchblick*. Teamwork, 2007. **10**: p. 8.
280. Hedeşiu M, Băciuţ M, Băciuţ G, Nackaerts O, Jacobs R, *The SEDENTEXCT Consortium, Comparison of cone beam CT device and field of view for the detection*

of simulated periapical bone lesions. *Dentomaxillofac Radiol*, 2012. **41**(7): p. 548-52.

281. Fuhrmann R, *Alternative bildgebende Verfahren*. Praxis der Zahnheilkunde, 2005. **1**(4): p. 141-59.

282. Scarfe WC, Angelopoulos C, *Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography: Principles, Techniques and Clinical Applications*. 2018, USA, Greece: Springer International Publishing AG.

283. Leuzinger N, Eyrich G, Signorelli L, *Hot topic DVT*. Digital News, 2008. **2008**: p. 46-51.

284. Wiesner G, *Anforderungen an die Digitale Volumtomographie in der Zahnarztpraxis*. Digital Dental News, 2011. **5**: p. 46-50.

285. Künzel A, Becker J, *Dentale digitale Volumtomographie (DVT) eine Marktübersicht*. Implantologie, 2009. **17**(4): p. 387-98.

286. Feragalli B, Rampado O, Abate C, Macr M, Festa F, Stromei F, Caputi S, Guglielmie G, *Cone beam computed tomography for dental and maxillofacial imaging: technique improvement and low-dose protocols*. La Radiologia medica, 2017. **122**(8): p. 581-588.

287. Downs WB, Aurora I, *The role of cephalometrics in orthodontic case analysis and diagnosis*. Am J Orthod, 1952. **38**(3): p. 162-82.

288. Ricketts RM, *Cephalometric Analysis and Synthesis*. Angle Orthod, 1961. **31**(3): p. 141-56.

289. Hasund A, Boe OE, Jenatschke F, Norderval K, Thunold K, Wisth PJ, *Klinische Kephalmetrie für die Bergen Technik*. Universität Bergen, 1974.

290. Vorhies JM, Adams JW, *Polygonic interpretation of cephalometric findings*. Angle Orthod, 1951. **21**(4): p. 194-7.
291. Downs WB, Aurora I, *Variations of facial relationships: their significance in treatment and prognosis*. Am J Orthod, 1948. **34**(10): p. 812-40.
292. Ricketts RM, *Planing treatment on the basis of facial pattern and estimate of its growth*. Angle Orthod, 1957. **27**(1): p. 14-37.
293. Davoody PR, Sassouni V, *Dentofacial pattern differenced between Iranians and American caucasians*. Am J Orthod, 1978. **73**(6): p. 667-75.
294. Bacon W, Giradin P, Turlot JC, *A comparison of cephalometric norms for the African Bantu an the caucasoid population*. Eur J Dent, 1983. **5**(3): p. 233-40.
295. Muretic Z, Apeldorn E, Lapter V, Sergl HG, *Eine Vergleichsstudie der kraniofazialen Morphologie zweier ethnischer Gruppen*. Fortschr. Kieferorthopädie, 1990. **51**(2): p. 123-8.
296. Mamatha J, Chaitra KR, Paul RK, George M, Anitha J, Khanna B,, *Cone Beam Computed Tomography-Dawn of A New Imaging Modality in Orthodontics*. J Int Oral Health, 2015. **7**(1): p. 96-9.
297. Schubert M, Proff P, Kirschneck C, *Improved eruption path quantification and treatment time prognosis in alignment of impacted maxillary canines using CBCT imaging*. Eur J Orthod, 2018. **40**(6): p. 597-607.
298. Rischen RJ, Breuning KH, Bronkhorst EM, Kuijpers-Jagtman AM, *Records needed for orthodontic diagnosis and treatment planning: a systematic review*. PLoS One, 2003. **11**(1932-6203 (Electronic)).
299. Chung CS, Kau MC, Walker GF, *Racial variation of cephalometric measurements in Hawaii*. J Craniofac Genet Dev Biol, 1982. **2**(2): p. 99-106.

300. Grunheid T , Kolbeck S Jr, Pliska BT, Ahmad M, Larson BE, *Dosimetry of a cone-beam computed tomography machine compared with a digital x-ray machine in orthodontic imaging*. Am J Orthod Dentofacial Orthop., 2012. **141**(4): p. 436-43.
301. Signorelli L , Patcas R, Peltomaki T, Schatzle M,, *Radiation dose of cone-beam computed tomography compared to conventional radiographs in orthodontics*. J Orofac Orthop, 2016. **77**(1): p. 9-15.
302. Ludlow JB, Brandon KJ, Ivanovic M, *Estimation of effective doses from MDCT and CBCT imaging of extremities*. J Radiol Prot., 2018. **38**(4): p. 1371-83.
303. Habibi Y, Habibi E, Al-Nawas B, *Re-exposure in cone beam CT of the dentomaxillofacial region: a retrospective study*. British Institute of Radiology, 2019. **48**(3): p. 20180184.
304. Yalda FA, Holroyd J, Islam M, Theodarakou C, Horner K, *Current practice in the use of cone beam computed tomography: a survey of UK dental practices*. BDJ, 2019. **226**: p. 115-124.
305. Rosa WG, Navarro RL, Conti AC, Almeida MR, Oltramari-Navarro PV, *Assessment of cephalometric characteristics in the elderly*. Braz Oral Res, 2015. **29**(1): p. 1806-832.
306. Freitas LM, Freitas KM, Pinzan A, Janson G, Freitas MR, *A comparison of skeletal, dentoalveolar and soft tissue characteristics in white and black Brazilian subjects*. J Appl Oral Sci, 2010. **18**(135-42).
307. Huang WJ, Taylor RW, Dasanayake AP, *Determining cephalometric norms for Caucasians and African Americans in Birmingham*. Angle Orthod, 1998. **68**(6): p. 503-11.

308. Wen YF, Wong HM, Lin R, Yin G, McGrath C, *Inter-Ethnic/Racial Facial Variations: A Systematic Review and Bayesian Meta-Analysis of Photogrammetric Studies*. PloS One, 2015. **10**(8): p. e0134525.
309. Faustini MM, Hale C, Cisneros GJ, *Mesh diagram analysis: developing a norm for African Americans*. Angle Orthod, 1997. **67**(2): p. 121-8.
310. Vela E, Taylor RW, Campbell PM, Buschang PH, *Differences in craniofacial and dental characteristics of adolescent Mexican Americans and European Americans*. Am J Orthod Dentofac Ortho, 2011. **140**(6): p. 839-47.
311. Solmaz I, Raberin M, *Is the ethnic factor an orthodontic therapeutic instructor?* Orthod Fr., 2011. **82**(4): p. 347-58.
312. Mah J, *Communication via Mail*. 2019.
313. Okano T, Harata Y, Sugihara Y, Sakaino R, Tsuchida R, Iwai K, Seki K, Araki K., *Absorbed and effective doses from cone beam volumetric imaging for implant planning*. Dentomaxillofac Radiol, 2009. **38**(2): p. 79-85.
314. Zilles K, Tillmann B, *Anatomie*. 2010, Heidelberg: Springer Medizin Verlag.
315. Paulsen F, Waschke J, Sobotta, *Atlas der Anatomie des Menschen Band 1: Allgemeine Anatomie und Bewegungsapparat*. Vol. 23. Auflage. 2010, München: Elsevier GmbH.
316. Michels H, Neumann CL, *Kurzlehrbuch Anatomie*. Vol. 1. Auflage. 2007, München Jena: Urban & Fischer.
317. Medistat, Phimea, *Statistische Analysen wurden gemeinsam mit unabhängigen statistischen Beratern durchgeführt: Ulrike von Hehn (Medistat) Erik Kirst (Phimea)*.

318. Han J, Le M, Garcia E, Huang JC, Miller AJ, Angin L, *Student-led courses to teach cone beam CT in the predoctoral dental curriculum*. J Dent Educ, 2011. **75**(9): p. 1176-86.
319. Schulze R, *Das zahnärztliche Röntgen. Wo stehen wir heute?* IGZ Die Alternative, 2015. **3**(8-12).
320. Anderson W, *DVT- gestern und heute*. IGZ Die Alternative, 2015. **3**: p. 21-23.
321. Holzinger I, *Indikationen und Leitlinien im Vergleich Deutschland/ Österreich/ Schweiz/ USA/ Großbritannien*, in *Klinik für Zahn- Mund und Kieferheilkunde, Klinik für Mund-,Kiefer- und Gesichtschirurgie*. 2012, Universität Ulm.
322. Nekolla EA, *Mailaustausch zur DVT-Anzahl in der öffentlichen Statistik*, B.f.S. (BFS). Editor. 2018.
323. Machado, Genevive L, *CBCT imaging – A boon to orthodontics*. The Saudi Dental Journal, 2015. **27**(1): p. 12-21.
324. Schulze D, *Digitale Volumentomographie: Eine Einschätzung der aktuellen Situation*. IGZ Die Alternative, 2015. **3**: p. 16-20.
325. Carter L, Farman AG, Geist J, Scarfe WC, Angelopoulos C, Nair MK, Hildebolt CF, Tyndall D, Shrout M, American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology, *American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology executive opinion statement on performing and interpreting diagnostic cone beam computed tomography*. Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2008. **106**(4): p. 561-2.
326. Hassan BA, Jacobs R, Scarfe WC, Al-Rawi WT, *A web-based instruction module for interpretation of craniofacial cone beam CT anatomy*. Dentomaxillofac Radiol, 2007. **36**(6): p. 348-55.

327. Fedderwitz J, *Verantwortung und Rechtfertigung*. IGZ Die Alternative, 2005. **4**: p. 13-15.
328. Harrell W, *Three-dimensional diagnosis and treatment planning: the use of 3D facial imaging and 3D cone beam CT in orthodontics and dentistry*. Aust Dent Pract, 2007. **Jul-Aug**: p. 102-13.
329. Al-Ekrish AA, Ekram M, *A comparative study of the accuracy and reliability of multidetector computed tomography and cone beam computed tomography in the assessment of dental implant site dimensions*. Dentomaxillofac Radiol, 2011. **40**(2): p. 67-75.
330. Baumgaertel S, Palomo JM, Palomo L, Hans MG, *Reliability and accuracy of cone-beam computed tomography dental measurements*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2009. **136**(1): p. 19-25; discussion 25-8.
331. Dalessandri D, Bracco P, Paganelli C, Hernandez Soler V, Martin C, *Ex vivo measurement reliability using two different cbct scanners for orthodontic purposes*. Int J Med Robot, 2012. **8**(2): p. 230-42.
332. Rasch MT, *Definition der Regionen von Interesse für kieferorthopädische/kieferchirurgische, oralchirurgische und implantologische/dentale Zwecke bei der digitalen Volumetomographie*, in *Medizinische Fakultät*. 2009, LMU München.
333. NCD Risk Factor Collaboration (NCD-RisC), *A century of trends in adult human height*. eLife, 2016. **5**.
334. Tanner JM, *A History of the Study of Human Growth*, in *Cambridge University Press*. 1981: Cambridge.
335. Komlos J, Lauderdale BE, *The mysterious trend in American heights in the 20th century*. Ann Hum Biol, 2007. **34**(2): p. 206-15.

336. Komlos J, Baur M, *From the tallest to (one of) the fattest: the enigmatic fate of the American population in the 20th century*. *Econ Hum Biol*, 2004. **2**(1): p. 57-74.
337. Sokoloff KL, Villaflor GC, *The early achievement of modern stature in America*. *Soc Sci Hist*, 1982. **6**(4): p. 453-82.
338. Lippold, Kirschneck C, Schreiber K, Abukiress S, Tahvildari A, Moiseenko T, Danesh G, *Methodological accuracy of digital and manual model analysis in orthodontics - A retrospective clinical study*. *Comput Biol Med*, 2015. **62**: p. 103-9.
339. Henry W, Fields DDS, *Craniofacial Growth from Infancy Through Adulthood: Background and Clinical Implications*. *Pediatric Clinics of North America*, 1991. **38**(5): p. 1053-88.
340. Thilander B, Persson M, Adolfsson U, *Roentgen-cephalometric standards for a Swedish population. A longitudinal study between the ages of 5 and 31 years*. *Eur J Orthod*, 2005. **27**(4): p. 370-89.
341. Jacob HB, Buschang P, *Vertical craniofacial growth changes in French-Canadians between 10 and 15 years age*. *Am J Orthod Orthop*, 2011. **139**(6): p. 797-05.
342. Prader A, Largo RH, Molinari L, Issler C, *Perzentilenkurven für die Körperentwicklung für Jugend und Mädchen*. *Helv Paediatr Acta Suppl*, 1989. **52**(Jun): p. 1-25.
343. American Association of Orthodontist (AAO), *AAO Study Finds Adults are Seeking Orthodontic Treatment in Record Numbers*. 2013 [01.03.2019]; Available from: <http://www.orthodonticproductsonline.com/2013/10/aao-study-finds-adults-are-seeking-orthodontic-treatment-in-record-numbers/>.
344. Christensen L, Luther F, *Adults seeking orthodontic treatment: expectations, periodontal and TMD issues*. *Br Dent J*, 2015. **218**(3): p. 111-7.

345. Micu M, Carstais C, *From Improving Egos to Perfecting Smiles: Orthodontics and Psychology, 1945-2000*. Can Bull Med Hist, 2018. **35**(2): p. 309-36.
346. Björk A, Helm S, *Prediction of the age of maximum puberal growth in body height*. Angle Orthod, 1967. **37**(2): p. 134-43.
347. Fleischer-Peters A, Baykan C, Prestele H, *Untersuchungen zur Dauer der Reifestadien der Hand*. Fortschr. Kieferorthopädie, 1978. **39**(1): p. 77-86.
348. Kau CH, Botic M, English J, Lee R, Bussa H, Ellis KR, *Cone-beam computed tomography of the maxillofacial region- an update*. Int J Med Robot Comput Assist Surg, 2009. **5**: p. 366-80.
349. Nemtoi A, Czink C, Haba D, Gahleitner A, *Cone beam CT: a current overview of devices*. Dentomaxillofac Radiol, 2013. **42**(8): p. 20120443.
350. Hunter RD, *Phantom Dosimetry and Image Quality of Galileos Comfort Plus Cone Beam Computed Tomography*, in *School in Dentistry (Orthodontics)*. 2014, University of North Carolina: Chapel Hill.
351. Haßfeld S, Rother U, *Röntgendiagnostik in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie*. MKG-Chirurg, 2008. **1**(2): p. 137-47.

## **9.1 Eidesstaatliche Versicherung/ Anteilserklärung**

„Ich, Aylin Selcuk, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Die erforderliche Größe des Field of View bei der dreidimensionalen kieferorthopädischen Behandlungsplanung auf der Basis digitaler Volumentomographien aus den USA“ selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe. Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren/innen beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) werden von mir verantwortet. Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem/der Erstbetreuer/in, angegeben sind. Für sämtliche im Rahmen der Dissertation entstandenen Publikationen wurden die Richtlinien des ICMJE (International Committee of Medical Journal Editors; [www.icmje.org](http://www.icmje.org)) zur Autorenschaft eingehalten. Ich erkläre ferner, dass ich mich zur Einhaltung der Satzung der Charité – Universitätsmedizin Berlin zur Sicherung Guter Wissenschaftlicher Praxis verpflichte. Weiterhin versichere ich, dass ich diese Dissertation weder in gleicher noch in ähnlicher Form bereits an einer anderen Fakultät eingereicht habe. Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§§156, 161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.“

Berlin, den 07.10.20

Aylin Selcuk

### **Anteilserklärung an etwaigen erfolgten Publikationen**

keine

Aylin Selcuk (Datum, Unterschrift)

---

## **9.2 Curriculum vitae**

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



### 9.3 Danksagung

Ich danke als erstes Herrn Prof. Bumann für die Überlassung des spannenden Dissertationsthemas und die stetige Ansprechbarkeit, sowie die nette, unkomplizierte, zielführende Betreuung und Unterstützung. Außerdem bedanke ich mich bei dem Team von Mesantis Berlin, die stets und schnell Hilfestellung bei technischen Fragen und Komplikationen leisteten.

Vielen Dank auch an meine Familie: Meine Mutter, meinen Vater und meinen Bruder, die mich während der intensiven Zeit unterstützt haben und stets Verständnis und Nachsicht hatten, wenn ich keine Zeit für Familiengeburtstage oder andere Aktivitäten hatte.

Meinen Tanten und in diesem Zusammenhang auch erneut meiner Mutter danke ich für die Inspiration und dafür, dass sie mir stets tolle Vorbilder waren/sind und bei all meinen Vorhaben mich stärken und an mich glauben.

Vielen Dank auch an meine Freunde für die zahlreichen Pausenbesuche in der Bibliothek, fürs Fehlerlesen und fürs für mich Dasein. Danke, dass ihr an mich glaubt und mich stets unterstützt.

Eine große Motivation während der Anfertigung dieser Arbeit war mein Großvater. Leider erkrankte er während der intensivsten Zeit dieser Dissertation und verstarb, als ich die erste Version der Arbeit fertigstellte. Ich bin ihm sehr dankbar, dass er durch seinen Mut, seinen Fleiß, seine Werte sowie seine Weitsicht und Stärke uns dieses Leben ermöglicht hat.