

Aus der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik  
Klinikum der Ludwig-Maximilians-Universität München  
Direktor: Prof. Dr. med. dent. Daniel Edelhoff

**Vergleich von vier verschiedenen digitalen Volumentomografiegeräten in  
Bezug auf ihre Genauigkeit und Reproduzierbarkeit mittels eines 3D-  
Implantatplanungsprogramms**

**Dissertation**

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

vorgelegt von

Katharina Anna Denk, geb. Brandner  
aus Berchtesgaden

2021

**Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München**

Berichterstatter: Prof. Dr. Michael Stimmelmayr

Mitberichterstatter: Univ.-Prof. Dr. Gabriele Kaeppler

Mitbetreuung durch den  
promovierten Mitarbeiter:

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

Tag der mündlichen Prüfung: 17.02.2021

**Für meine Kinder**

**Inhaltsverzeichnis**

<b>1</b>	<b>Einleitung.....</b>	<b>7</b>
<b>2</b>	<b>Literaturübersicht.....</b>	<b>10</b>
<b>2.1</b>	<b>Röntgenstrahlung.....</b>	<b>10</b>
2.1.1	Historische Entwicklung.....	10
2.1.2	Entstehung und Eigenschaften der Röntgenstrahlung.....	11
<b>2.2</b>	<b>Digitale Volumentomografie.....</b>	<b>17</b>
2.2.1	Historische Entwicklung.....	18
2.2.2	Funktionsweise der DVT.....	18
2.2.3	Datenakquisition: Flachbilddetektor und Bildverstärkersysteme.....	21
2.2.4	Datenrekonstruktion.....	23
2.2.5	Darstellung der DVT-Daten.....	26
2.2.6	Bildqualität.....	28
<b>2.3</b>	<b>Einsatz der digitalen Volumentomografie in der Zahnmedizin.....</b>	<b>32</b>
2.3.1	Allgemeine Anwendung in der Zahnmedizin.....	33
2.3.2	Einsatz der digitalen Volumentomografie in der Implantologie.....	35
2.3.3	Strahlenbelastung der DVT.....	37
<b>2.4</b>	<b>Navigierte Implantation.....</b>	<b>39</b>
2.4.1	Definition.....	39
2.4.2	Genauigkeit der navigierten Implantation.....	40
<b>2.5</b>	<b>Genauigkeit von Messverfahren.....</b>	<b>42</b>
<b>3</b>	<b>Ziel der Arbeit.....</b>	<b>44</b>
<b>4</b>	<b>Material und Methode.....</b>	<b>45</b>
<b>4.1</b>	<b>Material.....</b>	<b>45</b>
4.1.1	Humaner knöcherner Schädel.....	45
4.1.2	Röntgenschablone bzw. Bohrschablone.....	46
4.1.3	3D-Implantatplanungssoftware CeHa imPLANT®.....	47
4.1.4	Verwendete DVT-Geräte.....	49
<b>4.2</b>	<b>Methode.....</b>	<b>54</b>
4.2.1	Vorversuche.....	54
4.2.2	Hauptversuche.....	54
4.2.3	Präparation des knöchernen humanen Schädels.....	55

4.2.4	Vorbereitung des Fotostativs .....	56
4.2.5	Durchführung der Röntgenaufnahmen .....	57
4.2.6	Definition der Messstrecken .....	60
4.2.7	Vermessung des humanen Schädels .....	61
4.2.8	Vermessung der digitalen Volumentomogramme .....	61
<b>4.3</b>	<b>Statistische Auswertung .....</b>	<b>66</b>
4.3.1	Deskriptive Statistik.....	66
4.3.2	Induktive Statistik .....	67
<b>5</b>	<b>Ergebnisse.....</b>	<b>68</b>
<b>5.1</b>	<b>Realitätswerte der Messstrecken (Ist-Werte) .....</b>	<b>68</b>
<b>5.2</b>	<b>Digital mittels des 3D-Implantatplanungsprogramms gemessene Werte.....</b>	<b>69</b>
<b>5.3</b>	<b>Maximale Abweichungen der DVT-Geräte.....</b>	<b>73</b>
<b>5.4</b>	<b>Einfluss der Lageposition der Messstrecken auf die Abweichung der radiologischen Messwerte für jedes DVT-Gerät.....</b>	<b>76</b>
5.4.1	Gendex GXCB-500.....	76
5.4.2	Sirona Galileos.....	78
5.4.3	Sirona Orthophos XG 3D.....	80
5.4.4	Carestream CS 9300 .....	82
<b>5.5</b>	<b>Einfluss der Lageposition im Vergleich zwischen den vier DVT-Geräten .....</b>	<b>84</b>
5.5.1	Lageposition 1: vertikal dritter Quadrant.....	84
5.5.2	Lageposition 2: vertikal vierter Quadrant .....	86
5.5.3	Lageposition 3: sagittal dritter Quadrant .....	88
5.5.4	Lageposition 4: sagittal vierter Quadrant.....	90
5.5.5	Lageposition 5: transversal vierter Quadrant .....	92
5.5.6	Lageposition 6: transversal dritter bis vierter Quadrant.....	94
<b>5.6</b>	<b>Einfluss der Lage im Raum (vertikal, sagittal und transversal) auf die Abweichung der Mittelwerte.....</b>	<b>96</b>
5.6.1	Abweichung in der Vertikalebene.....	96
5.6.2	Abweichung in der Sagittalebene .....	98
5.6.3	Abweichung in der Transversalebene .....	100
<b>5.7</b>	<b>Einfluss der Scanposition auf die Abweichung der Mittelwerte bei den DVT- Geräten.....</b>	<b>102</b>

<b>6</b>	<b>Diskussion .....</b>	<b>107</b>
<b>6.1</b>	<b>Kritische Betrachtung der eigenen Untersuchung – Material/ Methode.....</b>	<b>108</b>
<b>6.2</b>	<b>Diskussion der Ergebnisse.....</b>	<b>110</b>
<b>6.3</b>	<b>Schlussfolgerung.....</b>	<b>116</b>
<b>7</b>	<b>Zusammenfassung.....</b>	<b>117</b>
<b>8</b>	<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>119</b>
<b>9</b>	<b>Abbildungsverzeichnis .....</b>	<b>130</b>
<b>10</b>	<b>Tabellenverzeichnis.....</b>	<b>134</b>
	<b>Danksagung.....</b>	<b>136</b>

# 1 Einleitung

Bildgebende Verfahren sind wichtige diagnostische Hilfsmittel für die klinische Beurteilung eines zahnmedizinischen Patienten. Seit der Entdeckung der Röntgenstrahlen spielt die zahnmedizinische Radiologie eine bedeutende Rolle bei der Diagnose von Erkrankungen. Mit wachsender Anzahl der bildgebenden Möglichkeiten werden auch Fortschritte in der Diagnostik, Behandlungsplanerstellung und Behandlungskontrolle möglich.

Heutzutage haben in der Zahnmedizin intraorale und extraorale Verfahren, einzeln oder in Kombination verwendet, den Nachteil der selben inhärenten Einschränkungen von zweidimensionalen (2D) Projektionen. Vergrößerungen, Verzerrungen, Überlagerungen und Falschdarstellungen von Strukturen sind zu erwähnende Fehldarstellungen der konventionellen Standardaufnahmen (Panoramaschichtaufnahme, Zahnfilmaufnahme, Spezialprojektionen). So führen konventionelle zweidimensionale Röntgenaufnahmen zu einer überlagernden Darstellung der zu untersuchenden dreidimensionalen anatomischen Strukturen des menschlichen Schädels. Dies geschieht durch die im Strahlengang liegenden Gewebe, die entsprechend ihrer Dichte zu mehr oder weniger Absorption der Röntgenstrahlung führen. Dadurch werden die Gewebeschichten als Summation der Strahlung (Summationseffekt) auf dem Röntgenfilm abgebildet. In Abhängigkeit von der Distanz des zu untersuchenden Objektes zur Filmebene bzw. Sensorebene können sich so bedingte Verzerrungen und Vergrößerungen ergeben [1]. Genaue Winkelanalysen, metrische Messungen und deren Auswertungen sind dadurch nur begrenzt möglich [2]. Der Mensch ist nun mal ein dreidimensionales Wesen, und folglich wäre eine 3D-Aufnahme eine natürliche Art der Darstellung ohne dimensional Informationsverlust.

Sehr umfangreiche und komplexe Fragestellungen, vor allem im Bereich der Implantologie, bedingen eine genaue vorhergehende dreidimensionale Analyse. Die genaue Bestimmung der Lage und Analyse der dreidimensionalen anatomischen Strukturen der zu untersuchenden Person erlauben es dem Behandler, das quantitative Knochenangebot optimal auszunutzen und zugleich wichtige anatomische Nachbarstrukturen zu schonen. Diese Möglichkeit einer präoperativen dreidimensionalen Untersuchung (3D) hilft immens dabei, unerwartete Situationen intraoperativ zu vermeiden.

Hinsichtlich der dreidimensionalen röntgenologischen Darstellung (3D) wurden zahlreiche Fortschritte gemacht. Obwohl die Computertomografie (CT) vor allem in der Mund-, Kiefer-

und Gesichtschirurgie Einzug in die Zahnmedizin gefunden hat, sind ihre Einsatzmöglichkeiten in der Zahnmedizin aufgrund der hohen Anschaffungskosten der Geräte, des begrenzten Zugriffs und der hohen Strahlenbelastung für den Patienten sehr stark begrenzt. LUDLOW (2006) konnte ein Verhältnis zwischen Orthopantomografie (OPG), digitaler Volumentomografie (DVT) und Computertomografie (CT) von 1:10:100 feststellen [3]. Während der letzten Jahrzehnte kam es zu neuen bildgebenden Möglichkeiten. Besonders zu nennen in der digitalen Bildgebung sind die Computertomografie, die Magnetresonanztomografie (MRT), die Positronenemissionstomografie (PET) und die digitale Volumentomografie (DVT). Dieser Fortschritt bei den bildgebenden Verfahren führte zu einer deutlichen Zunahme der Genauigkeit in der Diagnostik der Kiefer- und Gesichtsregion. In jüngster Zeit gewinnt die digitale Volumentomografie immer größere Akzeptanz in der Zahnmedizin, da sie die Möglichkeit der Schnittbilddarstellung in allen drei Raumebenen bietet und somit eine wertvolle Ergänzung zu den intraoralen Röntgendarstellungen und der extraoralen Panoramaschichtaufnahme bietet. Der Informationsgehalt solcher Untersuchungen ist sehr hoch, die Strahlendosis für den Patienten ist im Vergleich zu anderen dreidimensionalen Aufnahmen wie dem CT im Verhältnis kleiner. Auch sind die Anschaffungskosten im Vergleich zu den bisher verwendeten dreidimensionalen Geräten (CT) geringer [4]. Dies wird in Zukunft eine bessere Etablierung vor allem in der implantologischen zahnmedizinischen Praxis immer wahrscheinlicher machen.

Bei komplexen Fragestellungen sind die dreidimensionalen Aufnahmen bei der Analyse von wichtigen Nachbarstrukturen und ihrer Befundung gegenüber den bisherigen zweidimensionalen Aufnahmen überlegen [5]. Sie ermöglichen eine überlagerungsfreie Darstellung der zu untersuchenden anatomischen Strukturen und eine Bearbeitung der erhobenen Daten in speziellen Software-Programmen [1].

ARNHEITER zeigt, dass die dentale Implantatplanung mit 40 % zu den häufigsten Indikationen für eine digitale Volumentomografie zählt, gefolgt von der Fragestellung pathologischer Knochenläsionen mit 24 % [6].

Röntgenaufnahmen, egal ob zweidimensional oder dreidimensional, zeigen jedoch eine gewisse Messabweichung im Vergleich zur Realität. Insbesondere bei zahnärztlichen operativen Eingriffen, z. B. der Implantologie, ist eine präoperative Vermessung der anatomischen Strukturen und die Schonung wichtiger Nachbarstrukturen wie z. B. des Canalis mandibulae (C. mandibulae) im Unterkiefer von großer Bedeutung. Eine Verletzung des im Canalis



mandibulae verlaufenden N. alveolaris inferior könnte für den Patienten schwerwiegende Folgen haben und zu Sensibilitätsstörungen oder sogar Sensibilitätsverlust führen. Mithilfe der dreidimensionalen Röntgenaufnahmen und spezieller Software-Programme ist es heutzutage möglich, eine virtuelle Planung der Implantatinsertion präoperativ zu erstellen. In vivo können jedoch bei der navigierten Implantation bereits im Vorfeld durch einen radiologischen Übertragungsfehler Ungenauigkeiten und Abweichungen von der realen Ist-Situation des Patienten und der radiologischen 3D-Aufnahme entstehen.

Demnach ist es das Ziel dieser In-vitro-Studie, die Messgenauigkeiten von vier verschiedenen DVT-Geräten der digitalen Volumentomografie (DVT) bei der Darstellung dentaler Strukturen zu evaluieren und ihre Einsatzmöglichkeiten für eine Kiefervermessung zu beurteilen.

## **2 Literaturübersicht**

### **2.1 Röntgenstrahlung**

Alle vier digitalen Volumentomografen nutzen Röntgenstrahlen. Ähnlich wie bei der CT dreht sich bei der DVT eine Röntgenröhre um den Kopf des Patienten. Im Folgenden wird deshalb näher auf die Entstehung, Eigenschaften und Wirkung der Röntgenstrahlung eingegangen werden.

#### **2.1.1 Historische Entwicklung**

Wilhelm Conrad RÖNTGEN (Abbildung 1) war ein bedeutender deutscher Physiker [7]. Am 8. November 1895 entdeckte er „eine neue Art von Strahlen“, die er X-Strahlen nannte [8]. Diese Strahlen wurden später „Röntgenstrahlen“ genannt, während sie im englisch-sprachigen Raum immer noch als „X-ray“ bezeichnet werden. RÖNTGEN verwendete eine Gasentladungsröhre, die durch eine Pumpe evakuiert wurde, und ummantelte die Röhre mit einem schwarzen Karton, um sichtbares Licht und UV-Licht von der Röhre abzuschirmen. Durch einen Funkeninduktor („Ruhmkorff-Induktor“) wurde eine sehr hohe Spannung an der Röhre erzeugt, die zur Beschleunigung von Elektronen führte, welche wiederum einen mit Bariumplatincyranür angestrichenen Schirm zum Leuchten brachten [7].

Noch bevor RÖNTGEN seine Entdeckung am 28. Dezember 1895 offiziell bekannt gab, wurde sie unter anderem vom österreichischen Arzt Guido Holzkecht diagnostisch eingesetzt [9]. Als eine der ersten „Durchstrahlungsaufnahmen“ dokumentierte RÖNTGEN (November 1895) die Hand seiner Frau Anna Bertha Röntgen [10]. Die erste offizielle Mitteilung über diese erstaunlichen Experimente und „Über eine neue Art von Strahlen“ erschien am 28. Dezember 1895 in den Sitzungsberichten der Physikalisch-Medizinischen Gesellschaft zu Würzburg [11]. Die Entdeckung der Röntgenstrahlen eröffnete ganz neue Dimensionen in der medizinischen Diagnostik und führte zu ihrer Revolutionierung. Für die Erforschung und Entdeckung der Röntgenstrahlen erhielt RÖNTGEN am 10. Dezember 1901 als erster Preisträger den Nobelpreis für Physik [12].

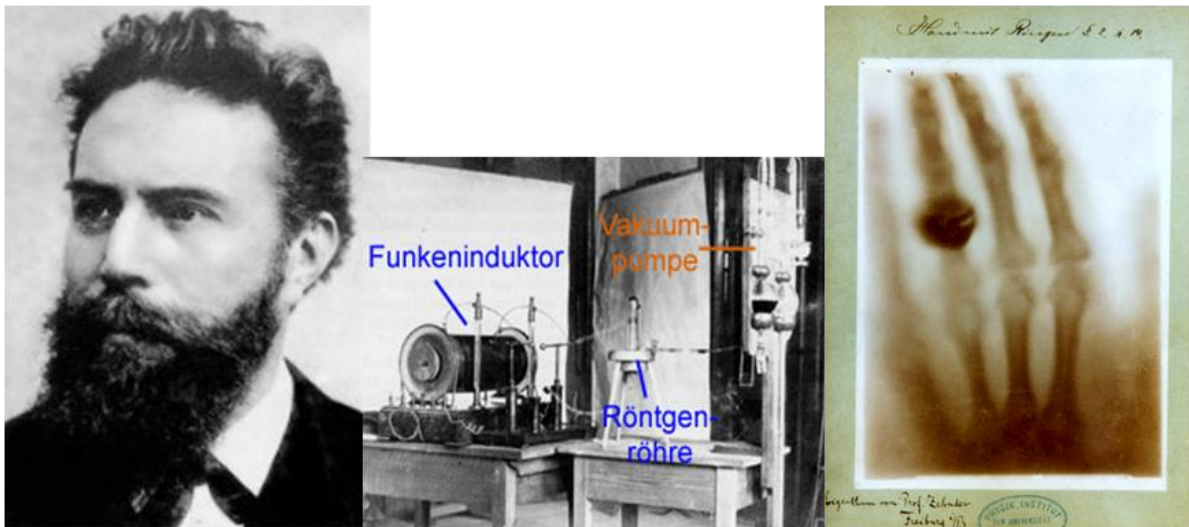


Abbildung 1: links – Wilhelm Conrad Röntgen (1845-1923) [13], Mitte – Originalversuchsaufbau von RÖNTGEN [14], rechts – erste Röntgenaufnahme der Hand von RÖNTGENs Frau Anna Bertha (November 1895) [10].

### 2.1.2 Entstehung und Eigenschaften der Röntgenstrahlung

Ionisierende Strahlung lässt sich in Korpuskularstrahlung und elektromagnetische Wellenstrahlung unterteilen, zu letztgenannter zählen Röntgenstrahlen [15].

Zudem gehören Röntgenstrahlen zu den indirekt ionisierenden elektromagnetischen Wellenstrahlen mit einer sehr geringen Wellenlänge zwischen 50 nm und 1 pm. Damit zählen Röntgenstrahlen im Vergleich zum sichtbaren Licht mit einer Wellenlänge von 380-780 nm zu den Strahlungen, die nicht mehr wahrgenommen werden können. Diese Strahlung entsteht, wenn in einer Hochvakuumröhre Elektronen mit einer hohen Geschwindigkeit und demzufolge mit einer hohen kinetischen Energie auf ein geeignetes Material auf der Bremsfläche (Anode) auftreffen und dort abgebremst werden [16]. Die derzeit eingesetzte Röntgenröhre besteht aus einer Glühkathodenröhre, die vom Grundprinzip her im Jahr 1913 durch den Amerikaner COOLIDGE (1873-1975) entwickelt wurde (Abbildung 2).

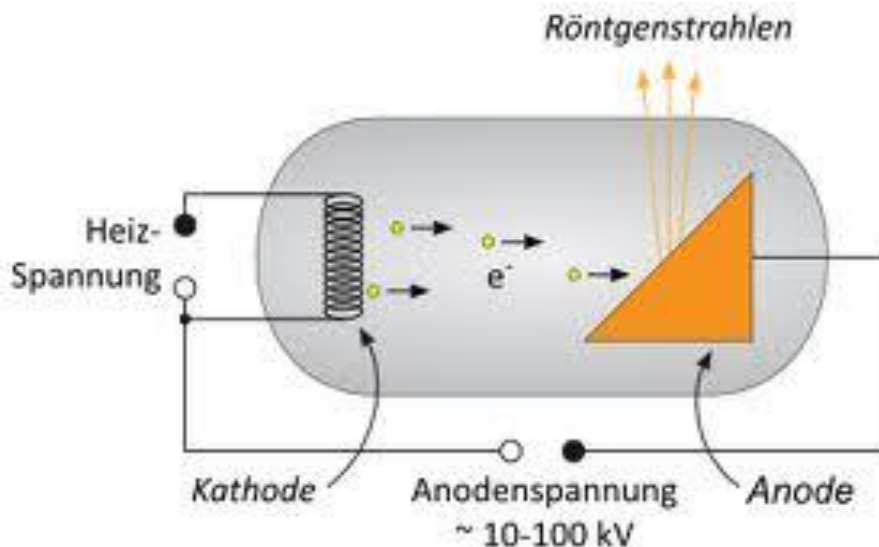


Abbildung 2: Schematische Darstellung einer Röntgenröhre. Durch die Heizstromstärke werden durch Glühemission aus dem Wolframdraht der Heizspirale Elektronen ( $e^-$ ) freigesetzt. Die Elektronen werden durch die in der Röhre angelegte Spannung ( $U$ ) von der Kathode (Heizspirale) zur Anode beschleunigt. Dort bewirken sie zum größten Teil eine Wärmeentstehung und zu einem geringen Teil die Freisetzung von Röntgenstrahlung [17].

Eine Röntgenröhre besteht aus einem unter Vakuum stehenden Glaszylinder, der zwei Metall-  
elektroden, eine Anode und eine Kathode, ummantelt. Die Kathode bildet ein spiralförmiger  
Wolframdraht, während die Anode aus einem hohlen, wärmeleitenden Kupferblock besteht,  
in dessen Oberfläche ein Wolframteller eingearbeitet ist [13]. Eine Freisetzung der Elektronen  
wird durch eine Glühemission des Wolframdrahtes der Kathode erzeugt, der durch die ange-  
legte Heizstromstärke  $I$  (mAs) auf bis zu 2000 Grad Celsius erhitzt wird. Um diese Emission  
zu erhalten, wird eine relativ hoch angelegte Spannung an der Glühwendel der Kathode benö-  
tigt. Die Anzahl der emittierten Elektronen steht dadurch im Verhältnis zur angelegten Ka-  
thodenspannung und kann durch die Aufheizung gesteuert werden (Prinzip der Glühkathode).  
Die angelegte Spannung  $U$  (kV) bewirkt ein elektrisches Feld innerhalb des Glaszylinders,  
wodurch die Elektronen von der Kathode zur Anode beschleunigt werden. Eine Elektronenge-  
schwindigkeit von ca. 130.000 km/s kann durch eine Spannung von 50 kV erzeugt werden  
[18]. Die maximale kinetische Energie der Elektronen kann durch das angelegte Vakuum bes-  
ser realisiert werden, da die Elektronen in ihrer Bewegung weniger gehindert werden. Durch  
den Aufprall der Elektronen am Wolframteller der Anode (Fokus oder Brennfleck) erfolgt die  
Umwandlung der kinetischen Energie der Elektronen in Wärme (99 %) und elektromagneti-  
sche Wellen des Primärstrahles (1 %), der aus der Röntgenbremsstrahlung und der charakte-  
ristischen Röntgenstrahlung des Anodenmaterials besteht [19].

Eine Erhöhung der Heizstromstärke führt bei einer gleichen Expositions- bzw. Belichtungszeit zu einem proportionalen Anstieg der entstehenden Elektronen und so proportional zu einem Anstieg der an der Anode freigesetzten Röntgenphotonen. So kann man sagen, dass das Produkt aus der angelegten Heizstromstärke  $I$  in mA und der Expositionszeit  $t$  in s entscheidend zu einem Schwärzungsgrad des Röntgenbildes beiträgt. Der Kontrast bleibt jedoch von der Anzahl der entstandenen Röntgenphotonen unbeeinflusst.

Die Erhöhung der Spannung führt zu einer erhöhten kinetischen Energie der emittierten Elektronen. Durch ihren Aufprall auf der Anode werden energiereichere, durchdringungsfähigere Röntgenphotonen freigesetzt. Daraus lässt sich schließen, dass die angelegte Spannung  $U$  zwischen Kathode und Anode ausschlaggebend für den Kontrast eines Röntgenbildes ist. Diese Spannung sollte abhängig von der zu untersuchenden Körperregion angepasst werden [19], d. h., die angelegte Spannung muss sich an der Dicke und der röntgenologischen Dichte des zu untersuchenden Objektes orientieren und sollte dementsprechend verändert werden [18].

Die wichtigsten Eigenschaften und Wirkungen der Röntgenstrahlen können folgendermaßen zusammengefasst werden:

### **Unsichtbarkeit, geradliniger und divergierender Verlauf der Strahlung**

Im Vergleich zu den langwelligen elektromagnetischen Wellen des sichtbaren Bereiches sind die kurzwelligen Röntgenstrahlen für das menschliche Auge nicht wahrnehmbar und breiten sich geradlinig und kegelförmig aus.

### **Schwächung der Strahlung bei Materialdurchdringung**

Röntgenstrahlen können aufgrund ihrer hohen kinetischen Energie bestimmte Materialien durchdringen. Bei der Durchdringung von Materie wird die Strahlung jedoch immer zu einem gewissen Grad geschwächt, abhängig von der Dichte des durchdrungenen Materials. Diese Schwächung der Röntgenstrahlung erfolgt durch die Streuung und Absorption der Röntgenquanten an den Atomen des Materials [20]. Die Stärke der Durchdringung des Materials oder Gewebes ist dabei abhängig von verschiedenen Faktoren [15].

- Eine höhere Dichte und Ordnungszahl des zu untersuchenden Objektes führt zu einer stärkeren Absorption der Röntgenstrahlung.
- Je kurzwelliger (energiereicher) die Röntgenstrahlen sind, umso weniger werden sie durch das Objekt geschwächt, und die Durchdringungsrate ist höher.
- Die Dicke des Objektes beeinflusst die Absorption der Röntgenstrahlung. Je dicker das Objekt, desto höher ist die Absorption der Röntgenstrahlung.
- Fokus-Objekt-Abstand: Das quadratische Abstandsgesetz zeigt, dass die Intensität der Röntgenstrahlung mit dem Quadrat der Entfernung vom Fokus abnimmt. Das heißt konkret, bei einer Verdoppelung des Abstandes vom Fokus verringert sich die Strahlungsintensität um ein Viertel.

### **Lumineszenzeffekt**

Röntgenstrahlen sind in der Lage, bestimmte Stoffe, sogenannte Luminophore (= Leuchtstoffe) zum Leuchten anzuregen (Lumineszenz). Dabei verwendet man den Begriff der Lumineszenz immer dann, wenn eine Lichtemission eines Stoffes durch eine vorherige Absorption von eintreffender oder zugeführter Energie stattgefunden hat. Die im Körper absorbierte und gespeicherte Energie wird unter Freisetzung von Licht wieder an die Umwelt abgegeben. Röntgenstrahlen besitzen die Eigenschaft, diese Energie an bestimmte Stoffe abzugeben, indem sie Elektronen aus einem Atom in einen angeregten Zustand versetzen, d. h., das Elektron wird auf ein höheres Energielevel (eine weiter innen liegende Schale) im Atom angehoben. Beim Rücktritt dieses Elektrons in seine ursprüngliche Lage (Schale) im Atom wird die freiwerdende Energie in Form von sichtbarem Licht (Photonen) ohne Wärmeentwicklung (Wärmestrahlung) wieder abgegeben.

Zu unterscheiden sind hierbei die Phosphoreszenz und die Fluoreszenz, die von der Bestrahlungsdauer abhängig sind.

**Phosphoreszenz:** Eine entstehende Lichtemission tritt verzögert zur einfallenden Strahlenenergie auf. Dabei eintreffende Energie wird eine gewisse Zeit lang gespeichert und erst nach Bestrahlung durch Licht freigesetzt. Diese Stoffe heißen Phosphore (z. B. Bariumfluorid). Diese Eigenschaft wird in der Speicherfolientechnik in der digitalen Lumineszenzradiografie eingesetzt.

**Fluoreszenz:** Eine entstehende Lichtemission setzt sofort bzw. nur während der Bestrahlung ein. Stoffe mit dieser Eigenschaft werden auch Fluorophore genannt. Anwendung finden diese Stoffe in der Verstärkerfolientechnik, wie sie beispielsweise bei der konventionellen Orthopantomografie eingesetzt wird. Auch kommt es zu einem Einsatz in der indirekten digitalen Radiografie bei den Halbleitersensoren.

### Absorption und Streuung

Die Strahlen werden beim Durchdringen der Materie entweder komplett absorbiert, gestreut oder können den Körper einfach durchlaufen.

Den Röntgenstrahlen ist es möglich, durch Wechselwirkung mit den Hüllenelektronen der getroffenen Atome eine Ionisation dieser Atome auszulösen. Mögliche Prinzipien sind die Compton-Streuung und die durch den Photoeffekt ausgelöste Absorption.

Beim Photoeffekt (Abbildung 3) fällt monochromatisches Licht (eine Wellenlänge) auf z. B. Metall. Dadurch lösen sich Elektronen aus der atomaren Struktur heraus, die dann mit einer bestimmten kinetischen Energie das Metall verlassen. Das heißt, die ganze kinetische Energie des einfallenden Photons wird auf das Elektron übertragen. Dieser Photoeffekt spielt vorwiegend bei Röhrenstrahlen mit niedrigen Energien eine Rolle und hat seine größte Wirkung bei einer Röntgenröhrenspannung von unter 50kV.

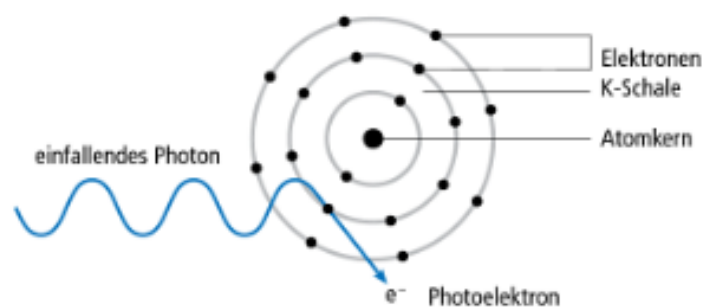


Abbildung 3: Photoeffekt – ein einfallendes Photon überträgt seine gesamte kinetische Energie an ein Elektron [21].

Beim Compton-Effekt hingegen trifft das Licht auf ein freies Elektron, wodurch ein Teil der kinetischen Energie auf das Elektron übertragen wird und die noch übrig bleibende Energie als Lichtphoton mit einer niedrigeren Energie gestreut wird (Abbildung 4).

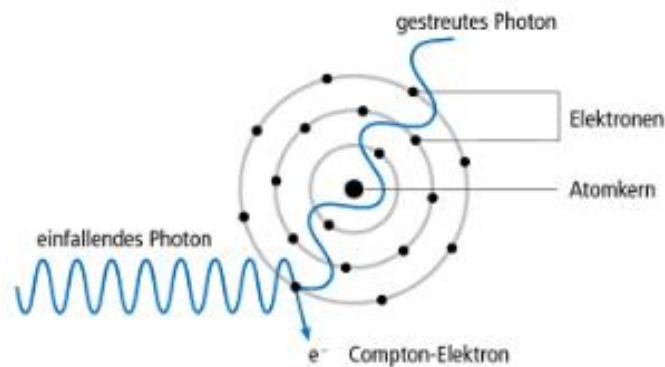


Abbildung 4: Compton-Effekt – das einfallende Photon wird an einem freien Elektron abgelenkt, wobei ein Teil seiner kinetischen Energie auf das Elektron übertragen wird [21].

### Biologische Wirkung von Röntgenstrahlung

Durch die Bestrahlung von lebendem Gewebe mit Röntgenstrahlung kann es zu Veränderungen oder Schädigungen in den betroffenen Geweben kommen. Dabei werden wieder zwei unterschiedliche Wirkungsweisen unterschieden.

**Direkte Wirkung:** Es erfolgt eine Absorption der Energie der eintreffenden Röntgenstrahlen im biologischen Molekül, wodurch es zu Veränderungen in der DNA oder in Proteinen kommen kann.

**Indirekte Wirkung:** Die absorbierte Energie der Röntgenstrahlung führt zu einer Bildung von freien Radikalen im durchdrungenen Gewebe, die als Zwischenprodukte der Radiolyse zu Veränderungen von biologischen Molekülen führen können [16].

Für die in der Medizin verwendete Röntgenstrahlung ist jedoch die indirekte Wirkung von weitaus größerer Bedeutung als die direkte Wirkung. Dabei wird von einem linearen Dosis-Wirkungs-Prinzip ausgegangen, wodurch eine Berechnung des Strahlenrisikos durchaus auch für eine geringere Strahlungsaufnahme möglich ist. Zu den Spätschäden zählen unter anderem die Kanzerogenität.

Es werden folgende Strahlenschädigungen unterschieden:

**Somatische Strahlenschäden:** Symptome treten entweder direkt oder nach einigen Stunden bis Tagen im Organismus auf (z. B. Übelkeit, Fieber, Blutbildveränderungen) oder erst als Spätschäden nach einigen Jahren in Form von malignen Tumoren. Dabei beträgt die Schwelldosis beim Menschen 200 mSv.



**Genetische Strahlenschäden:** Schädigung von Erbgut (DNS) oder Fortpflanzungsorganen.

**Teratogene Strahlenschädigungen:** Schädigungen des Embryos im Mutterleib, bspw. Missbildungen.

Zudem wird unterschieden, an welchen Strukturen die Schädigung durch Röntgenstrahlung vorliegt.

**DNS-Schädigung:** Dabei wird zwischen mehreren Defekten wie Einzelstrang- oder Doppelstrangschädigungen unterschieden. Die vom Körper durchgeführten Reparaturmechanismen zur fehlerfreien Reparatur der DNS sind jedoch nicht immer erfolgreich oder möglich.

**Zellschädigungen:** Durch die ionisierende Strahlung treten Schäden direkt an den Körperzellen auf wie z. B. an der Zellmembran, an den Mitochondrien sowie am Zellkern. Diese Zellen können durch die somatische Wirkung absterben oder zu einem späteren Zeitpunkt entarten.

Zweierlei Prozesse der Strahlenwirkung auf den Organismus werden unterschieden:

**Deterministische Strahlenwirkung:** Die Wirkung der Strahlung ist von einer Schwellendosis abhängig, die bei Überschreitung früher oder später zu Organschäden oder zu teratogenen Schäden führen kann. Je höher die Dosis, desto stärker und gravierender ist die Schädigung.

**Stochastische Strahlenwirkung:** Die Dosis ist geringer als bei der deterministischen Strahlenwirkung und kann zu einer Schädigung führen oder auch nicht. Die Strahlenwirkung folgt eher einem Zufallsprinzip. Je geringer die Dosis, desto unwahrscheinlicher kommt es zu einer Schädigung [22].

## 2.2 Digitale Volumentomografie

Die digitale Volumentomografie (DVT, CBCT = cone beam computed tomography) zählt zusammen mit der Computertomografie (CT) und der Magnetresonanztomografie (MRT) zu den dreidimensionalen Aufnahmeverfahren. Die häufigste Anwendung findet die DVT insbesondere in der Zahnmedizin sowie in der Hals-Nasen- und Ohrenheilkunde. Die DVT ist heutzutage nicht mehr nur das Werkzeug der Spezialisten, sondern hat sich längst in Einzel- und Gemeinschaftspraxen der allgemein zahnmedizinisch arbeitenden Zahnärzte etabliert. Die

MRT nimmt aufgrund ihrer besonderen technischen Grundlagen und Funktionsprinzipien eine Sonderstellung ein, die an dieser Stelle nicht weiter berücksichtigt wird.

### **2.2.1 Historische Entwicklung**

Die Technik der DVT-Geräte wurde von der Computertomografie abgeleitet. Mit der Computertomografie, die durch Godfrey Hounsfield 1972 erstmals auch klinisch Anwendung fand, waren radiologische Aufnahmen nun nicht mehr nur eine Durchleuchtung des gesamten Objektes und seine Summationsabbildung. Es konnten nun erstmals sehr dünne Schichten im Millimeterbereich des durchstrahlten Objektes einzeln beurteilt werden. Dies führte zu einem bahnbrechenden Fortschritt in der medizinischen Diagnostik [23]. Wie bereits erwähnt, haben diese technisch ausgereiften Aufnahmen eine große klinische Akzeptanz erfahren und ersetzen die klassische Röntgenübersichtsaufnahme (Panoramaschichtaufnahme, OPG) in vielerlei Hinsicht. Die digitale Volumentomografie wurde erstmals Ende der 1990er Jahre klinisch angewandt. Die ersten Prototypen kamen jedoch bereits zehn Jahre eher zum Einsatz. Die Aufnahme der digitalen Volumentomografie konnte durch ihre Etablierung 1997 [24] eine vergleichbare Hartgewebsdiagnostik in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde wie eine Aufnahme durch eine Computertomografie liefern [25].

### **2.2.2 Funktionsweise der DVT**

Tomografische Verfahren wie die CT und die DVT basieren hinsichtlich der Bildrekonstruktion nach der Aufnahme auf mathematischen Algorithmen, die die überlagerungsfreie Darstellung des menschlichen Körpers ermöglichen. Eine DVT ist ein errechnetes Bild, das aus vielen Einzelaufnahmen einen Volumendatensatz generiert.

### **Aufnahmetechnik**

Im Gegensatz zu den klassischen Verfahren der Röntgentechnik, bei denen eine Schicht zwar scharf abgebildet werden kann, aber alle anderen im Strahlengang liegenden Schichten das gewünschte Bild überlagern, wurde es mit den digitalen Aufnahmeverfahren möglich, diese Schichten überlagerungsfrei darzustellen. Im Vergleich zum fächerförmigen Strahlengang der konventionellen Computertomografie findet bei der DVT ein kegelförmiger oder pyramidenförmiger Strahlengang Anwendung (Abbildung 5). Die durch die Exposition entstandenen Röntgenstrahlen werden durch Flächendetektoren oder Bildverstärker akquiriert und später

mittels der dafür programmierten mathematischen 3D-Rekonstruktionsalgorithmen in ein Röntgenbild umgewandelt [26].

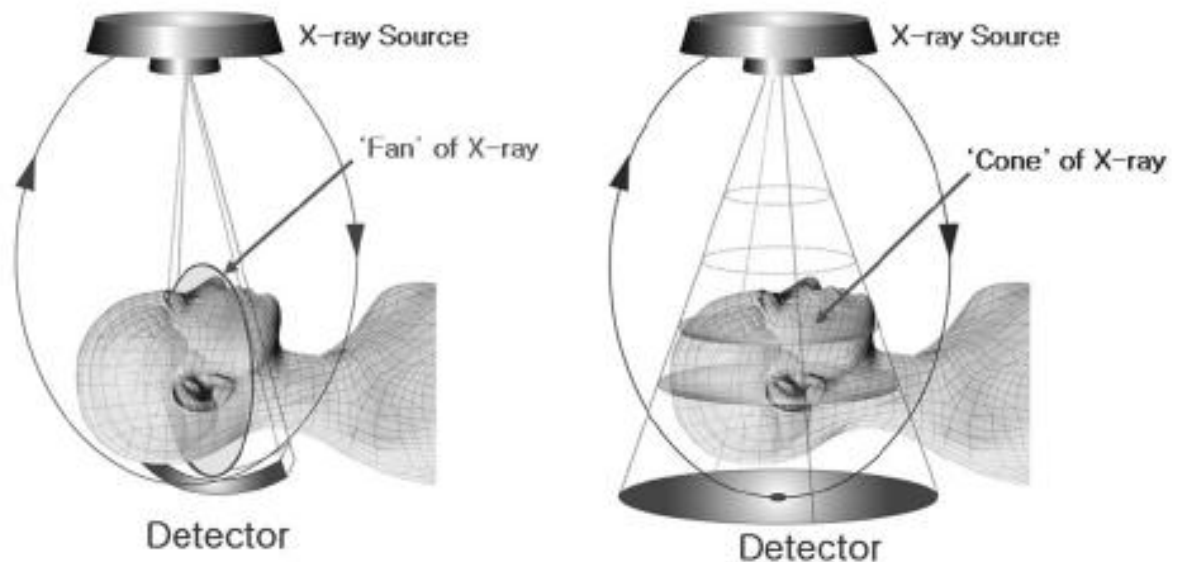


Abbildung 5: Unterschied des Röntgenstrahles zwischen CT und DVT. Im Bild links erkennt man den fächerförmigen Röntgenstrahl, wie ihn eine CT verwendet. Rechts hingegen der kegelförmige Röntgenstrahl, wie er bei der DVT verwendet wird [26].

Bei einer Spiral-CT kommen bei der untersuchten Region Schichten von 0,5 mm bis 3 mm Dicke zustande, wobei die Aufnahme durch einen kontinuierlichen Tischvorschub des Patienten in mehreren Rotationen der Strahlenquelle gescannt wird, im Gegensatz dazu kommt es bei der DVT zu einer Erfassung der gesamten Region in einem einzigen Umlauf [27]. Der Kegelstrahl ermöglicht den Übergang von einer einzelnen Schicht zur Aufnahme eines ganzen anatomischen Bereiches. Außerdem ist es sinnvoll, den aus der Röntgenröhre austretenden Röntgenstrahl in seiner ganzen Dimension als Kegel zu benutzen. Eine Unterscheidung, ob es sich nun genau um einen fächerförmigen oder kegelförmigen Strahl handelt, kann jedoch nicht exakt getroffen werden, da auch bei modernen Mehrzeilensystemen die äußeren Fächer nicht mehr exakt als parallel bezeichnet werden können. Deshalb ist vor allem die verwendete Bildrekonstruktionstechnik von entscheidender Bedeutung, die für Schichtbildaufnahmen immer Verwendung findet [28]. Der am häufigsten verwendete Kegelstrahl-Rekonstruktionsalgorithmus ist der FDK-Algorithmus (Feldkamp-Algorithmus), der seinen Namen 1984 durch seine Erfinder Feldkamp, Davis und Kress erhielt [29]. Die Kernaussage besteht darin, dass jede fächerförmige Fläche im Kegelstrahl, definiert durch den Röntgenstrahl und den Detektor, unabhängig voneinander zu behandeln ist, als handelte es sich um

eine zweidimensionale Fächerprojektion. Eine dreidimensionale Rekonstruktion der Aufnahme erfolgt dann durch eine Vielzahl von Schichtbildern. Dieser grundlegende Algorithmus lag bereits 1984 vor, jedoch konnten zu dieser Zeit keine Kegelstrahlensysteme für die medizinische Anwendung gebaut werden, da der dafür benötigte Detektor zur Strahlenaufnahme technisch ein Problem darstellte. Das bedeutet konkret, dass die große Anzahl der anfallenden Daten nicht schnell genug verarbeitet werden konnte, bevor sich das System weiterdrehte.

Der Einsatz in der Zahnmedizin konnte erst dann realisiert werden, als die DVT sowohl im allgemeinen Praxisbetrieb als auch in Krankenhausbetrieben Anwendung fand. Integration der DVT bedeutet eine Einbindung in den Arbeitsalltag, der es dem Personal ermöglicht, sowohl die Aufnahme als auch die Auswertung der Daten selbstständig durchzuführen [30]. Während des Scanvorganges um ein sogenanntes Rotationszentrum, in dem sich der Kopf des Patienten befinden sollte, werden viele Einzelbilder aufgenommen. Ziel ist es deshalb auch, den Patienten möglichst exakt in diesem Isozentrum zu positionieren. Während dieser Umdrehung wird das gesamte Volumen erfasst, das sich aus vielen Einzelbildern zusammensetzt. Die später daraus entstehenden Ansichten wie Panoramadarstellung oder transversale Schnitte werden dann aus der vorhandenen Volumendatei rekonstruiert. Dies stellt wieder einen Unterschied zur CT da, bei der aus vielen Einzelschichten die transversalen Schnitte entstehen. Die Aufnahmezeit einer DVT-Aufnahme besteht nur aus wenigen Sekunden, meist unter 15 Sekunden. Die Bildkette eines DVT-Systems kann man mit klassischen Röntgenanlagen vergleichen.

**Es gibt vier Grundbausteine der DVT:**

- Röntgenröhre, die die Röntgenstrahlung erzeugt
- Generator zur Energieversorgung des Strahlers
- Detektor zur Umwandlung der Röntgenstrahlung in ein Bildsignal nach Durchdringung des Patienten
- Gerät, das Röhre, Generator und Detektor anordnet [28]

Aufnahmegeometrie und die Bildkette eines DVT-Gerätes werden in Abbildung 6 dargestellt.

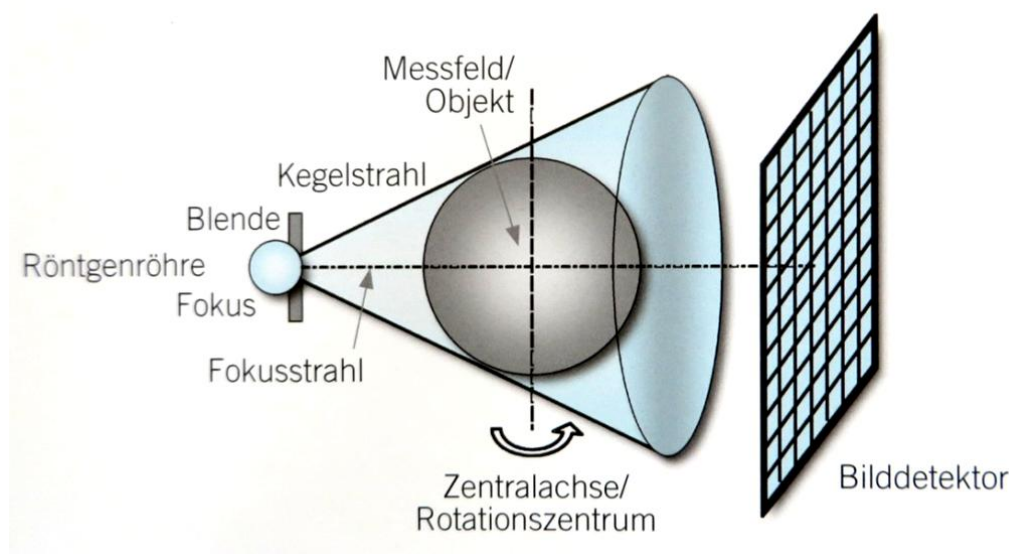


Abbildung 6: Schematische Darstellung der Aufnahmegeometrie und Komponenten eines DVT-Systems [28].

Das Aufnahmesystem rotiert um den Patienten mit einer festgelegten z-Achse. Der Winkel der Rotationsbewegung entspricht dabei einem Halbkreis und dem Öffnungswinkel des Kegelstrahles, was meistens, je nach Gerät, einem Winkel von 190 Grad bis 210 Grad entspricht. Eine vollständige Umdrehung würde nur die Scanzeit verlängern und so zu mehr Ungenauigkeiten führen [28]. Während des Scans emittiert die Röntgenröhre Röntgenstrahlen, die den abzubildenden Bereich durchdringen und gegenüberliegend wieder auf einen Detektor treffen. Dieser Detektor zeichnet die einzelnen zweidimensionalen Projektionsbilder auf. Dies erfolgt aus verschiedenen Blickrichtungen. Aus diesen zweidimensionalen Projektionsbildern wird dann über einen Bildrekonstruktionsalgorithmus unmittelbar ein 3D-Volumen berechnet. Die für die Aufnahmen pro Projektion benötigten effektiven Belichtungszeiten schwanken, abhängig vom verwendeten Gerät, zwischen 20 ms und 50 ms. Die angelegte Röhrenspannung und die Röhrenstromstärke unterliegen einer größeren Schwankung zwischen 80 kV bis 120 kV (Röhrenspannung) und 0,5 mA bis 10 mA (Röhrenstromstärke) [31]. Die Datenakquisition des zu untersuchenden und durchstrahlten Objektes erfolgt durch Flachdetektoren (Flat-Panel Detector) oder an CCD-Sensoren (CCD = charge-coupled device) in Verbindung mit Bildverstärkern.

### 2.2.3 Datenakquisition: Flachbilddetektor und Bildverstärkersysteme

Heutzutage gibt es zwei unterschiedliche Detektorensysteme im Bereich der DVT. Diese Systeme weisen unterschiedliche technische Prinzipien auf. Zum einen gibt es die Flachbildde-

tektoren (FD; auch als Festkörperdetektoren oder Flat-Panel Detectors bezeichnet) und die Bildverstärkersysteme (BV) [32]. Diese Systeme zählen zu den digitalen Systemen. Sie erfassen die zweidimensionalen Projektionen in einzelnen Pixeln, die anschließend digital weiterverarbeitet werden. Vom System abhängig, können dies 250.000 bis ca. 1.000.000 Pixel bei jeder Einzelprojektion sein. Diese Daten müssen dann 30-mal pro Sekunde ausgelesen werden.

Flachbilddetektoren (FD) sind momentan als indirekte und direkte Systeme vorhanden. Bei den indirekten Systemen werden meist Anordnungen bestehend aus einem Szintillator (meistens Cäsiumjodid, CsJ) und amorphem Silizium (aSi) verwendet, die miteinander gekoppelt sind. Diese Anordnung dient als Konverter, wodurch die Röntgenstrahlen in Photonen konvertiert und dann an eine Matrix zum Auslesen (meist aus amorphem Silizium, aSi) weitergeleitet werden. Die erzeugten Lichtquanten setzen dann ein proportionales Quantum elektrischer Ladung frei. Diese Ladung wird gesammelt und danach analog-digital gewandelt (indirekte Detektion). Neben dieser indirekten Detektion gibt es zusätzlich die direkte Quantendetektion, bei der die Röntgenstrahlung meist durch eine Schicht von amorphem Selen (aSe) direkt in Elektronen umgewandelt wird [33].

Bildverstärkersysteme (BV) arbeiten mit einem elektronischen Verstärkersystem, das dem sogenannten digitalen Detektor (CCD = charge-coupled device) vorgeschaltet ist. Es handelt sich dabei um eine Signalamplifikation durch eine Verkettung von Sekundärelektronenvervielfachern (SEV) [32]. Die Röntgenquanten werden am Eingangsbildschirm zunächst in Elektronen konvertiert, die, auf etwa 30.000 Volt beschleunigt, auf einen nachfolgenden Schirm treffen und abgebildet werden. Dieser Schirm wandelt die eingetroffenen Elektronen wieder in Lichtquanten (Photonen) um, die die nachfolgende CCD-Kamera aufnimmt. Die Verstärkung liegt insgesamt bei etwa 10.000. Die seit den 1960er Jahren bekannte Arbeitsweise der Bildverstärker konvertiert auch relativ schwache Eingangssignale zu stärkeren Ausgangssignalen. Die Reduktion der Eingangssignale führt deshalb zu einer Reduktion der effektiven Dosis und bedingt eine Verschlechterung des Signal-Rausch-Verhältnisses [34], was zu einer Verschlechterung der Bildqualität beiträgt. Aus diesem Grund finden Bildverstärker in der Zahnmedizin nur noch wenig Verwendung.

Sowohl die BV- als auch die FD-Projektionsbilder brauchen eine Verarbeitung, bevor sie weiterverarbeitet werden können. So sind das beispielsweise beim BV Verzerrungen der Rohdaten durch äußere elektromagnetische Einflüsse in der Verstärkerkette, die einer Korrektur

bedürfen. Bei den FD müssen fehlende Linien und Pixel korrigiert und die äußeren Temperatureinflüsse berücksichtigt werden. Am Ende sollten beide Systeme verzerrungsfreie Bilder liefern, bei denen Distanzen und Winkel genau vermessen werden können [28]. Der am zu untersuchenden Objekt aufgenommene Ausschnitt (Field of View, FOV) des Volumens kann derzeit bereits variiert werden. FOVs von 4 x 4 cm bis zu 24 x 20 cm sind momentan verfügbar [31]. Diese Variation des aufgenommenen Volumens schafft eine gewissen Flexibilität für den Behandler. So kann er nur das Gebiet von Interesse einstellen und damit eine übermäßige Strahlenbelastung für den Patienten, durch Darstellung nicht relevanter Strukturen, vermeiden.

Auch andere Faktoren können die Genauigkeit und Güte des Bildes beeinflussen. Die Auflösung und die Kontrastdarstellung sind wichtige Parameter zur genauen Beurteilung. Sie werden in der Modulations-Transfer-Funktion (MTF) bearbeitet. Die Pixelgröße des verwendeten Detektors und die daraus resultierende Voxelgröße müssen deshalb nicht immer mit der Auflösung korrespondieren. Um bei dem BV und der damit verbundenen minimalen Strahlenbelastung des Patienten (Dosis) ein optimales Bildsignal zu erhalten, wird die Kenntnis einer weiteren Kenngröße vorausgesetzt. Diese Kenngröße beschreibt das Verhältnis von Bildsignal zu Rauschsignal (Quantenausbeute; auch als Detective Quantum Efficiency, DQE, bezeichnet) [35]. Heutzutage besitzen FD-Systeme eine bessere DQE bei höheren Dosen, wobei sich BV-Systeme durch eine höhere DQE bei niedrigeren Dosen auszeichnen. Während der Lebensdauer nimmt die DQE bei FD-Systemen weniger stark ab als bei BV-Systemen. Die Adaptation der Iris in der Optik führt jedoch dazu, dass das gesamte BV-System über die gesamte Lebenszeit konstant gehalten werden kann.

#### **2.2.4 Datenrekonstruktion**

Die einzeln aufgenommenen Projektionen und die daraus akquirierten Daten lassen sich durch spezielle Algorithmen zu einem dreidimensionalen Volumen rekonstruieren. Wie schon erwähnt, wird dafür sehr häufig der modifizierte Feldkamp-Algorithmus verwendet. Die aus der CT bekannte Rückfiltration (filtered back projection, FBP) ist der Ursprung für diese 3D-Modifikation. Das Funktionsprinzip besteht darin, dass aus der Akquisition entstandene unterschiedliche Absorptionen überlagert werden und dadurch eine dreidimensionale Rückprojektion eines Abbildes geschaffen wird. Dabei eventuell auftretende Unschärfen werden danach mit speziellen Filtern korrigiert, wodurch sich der Kontrast verbessern lässt. Bei Geweben mit

sehr starker Absorption bzw. metallischem Zahnersatz oder Implantaten entstehen bei diesem Rekonstruktionsalgorithmus linien- und fächerförmige Artefakte, die sich über das gesamte Bild ausbreiten können [33].

Eine andere Form der Bildrekonstruktion besteht in der algebraischen Rekonstruktion (ART). Hier werden Absorptionsinformationen in Matrizen zerlegt und durch spezielle Gleichungen in ursprüngliche Werte zurückgerechnet. Diese Form ist viel umfangreicher als die FBP und wird deshalb nicht sehr häufig angewendet. Eine Bilddarstellung stellt sich, abhängig von der jeweiligen Detektorenform, entweder zylinderförmig (rechteckiger Detektor) oder sphärisch (runder Detektor) dar. Im Vergleich zu einer klassischen CT-Aufnahme setzt sich das Volumen dabei aus isotropen und nicht aus anisotropen Voxeln zusammen (Abbildung 7).

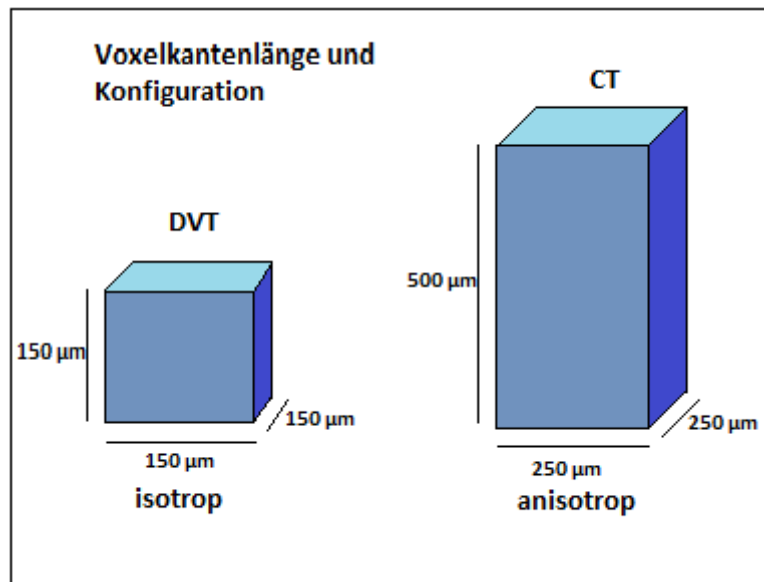


Abbildung 7: Unterschied der Voxelgeometrie zwischen DVT (links: isotrop) und CT (rechts: anisotrop); eigene Darstellung.

Jedem Voxel kann dadurch, entsprechend der jeweiligen Absorption, eine Graustufe zugeordnet werden. Zwischen den unterschiedlichen DVT-Geräten ergeben sich hierfür gewisse Unterschiede, die bei der darauffolgenden Datenverarbeitung beachtet werden müssen. Die Rekonstruktion einer DVT entspricht dabei immer einer Volumendatei, die in einer nachfolgenden Zerlegung des Datensatzes in einzelne Schichten aufgeteilt wird. Dies geschieht immer entlang der z-Achse.



## Rekonstruktionsprinzip

Je exakter der Algorithmus der Rückprojektion, desto besser und genauer ist das Ergebnis und dadurch die Bildqualität. Im Folgenden wird eine vereinfachte Version einer Rückprojektion mit nur neun beispielhaften Voxeln dargestellt.

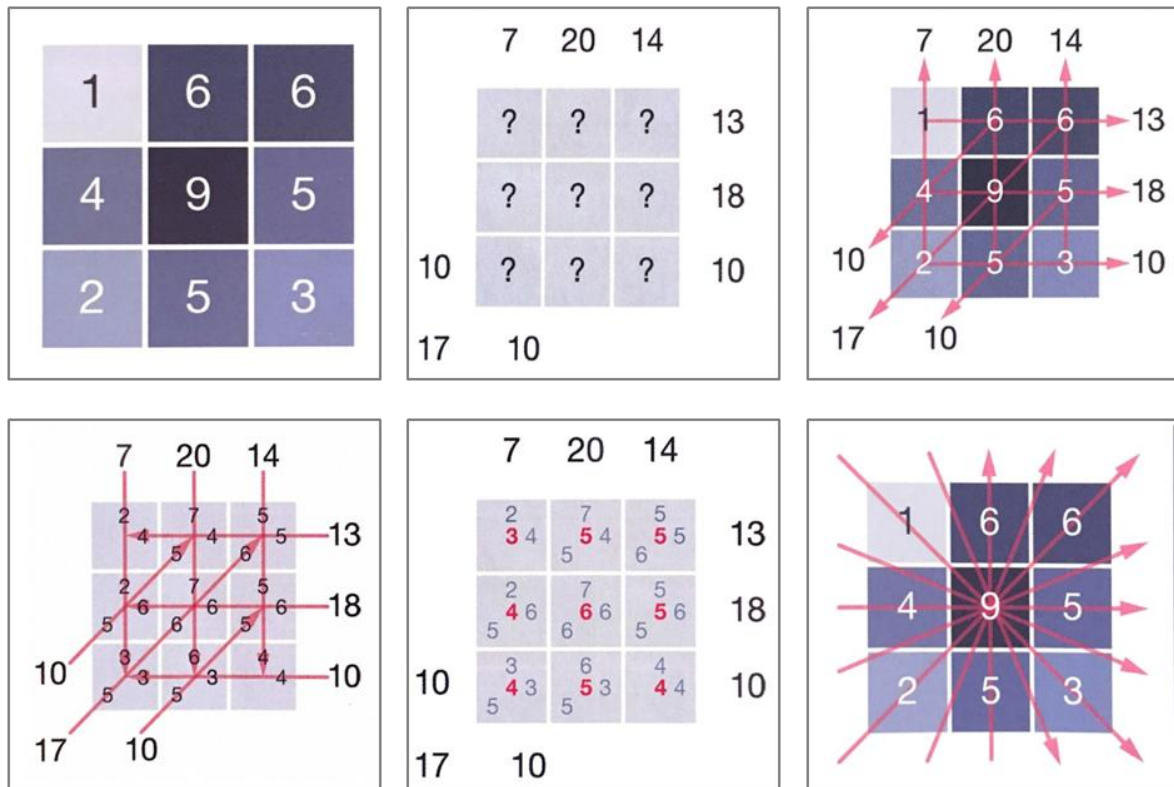


Abbildung 8: Vereinfachte Darstellung der Rekonstruktion eines DVT-Bildes durch Rückprojektion [22].

Abbildung 8 zeigt eine vereinfachte Schicht von nur neun Voxeln. In jedem Voxel werden die Röntgenstrahlen bei Durchdringung der Materie unterschiedlich absorbiert, gestreut oder geschwächt. Somit ergeben sich auch neun unterschiedliche Absorptionskoeffizienten, hier schematisch durch Zahlen dargestellt. Daraus resultieren unterschiedliche Grauwerte für die Voxel. Die Absorptionskoeffizienten werden nun entlang der Einzelprojektionen addiert. Am Ende ergibt sich am Sensor für jede Projektion (hier nur drei) eine Summe. Dies ist die einzige Information, die man kennt. Aus dieser am Computer vorliegenden Information muss nun anhand komplexer mathematischer Prozesse der Wert für die einzelnen Voxel zurückgerechnet werden. Die Gesamt-Absorptionskoeffizienten werden nun durch die Anzahl der Voxel in der Projektion dividiert (hier beginnend mit der senkrechten Projektion). Dann folgen im Beispiel die waagerechte und diagonale Projektion. Für jedes Voxel ergeben sich daraus zwei

oder drei Werte. Aus diesen Werten wird nun die Summe gebildet und durch die Anzahl der Werte dividiert. Es entstehen Projektionsmittelwerte (auf ganze Zahlen gerundet und rot dargestellt) für jedes Voxel. Die durch mathematische Prozesse erhaltenen Mittelwerte können nun wieder bestimmten Graustufen zugeordnet werden. Man sieht im Beispiel, dass diese ermittelten Grauwerte nur Annäherungen an das Original darstellen (Abbildung 9).

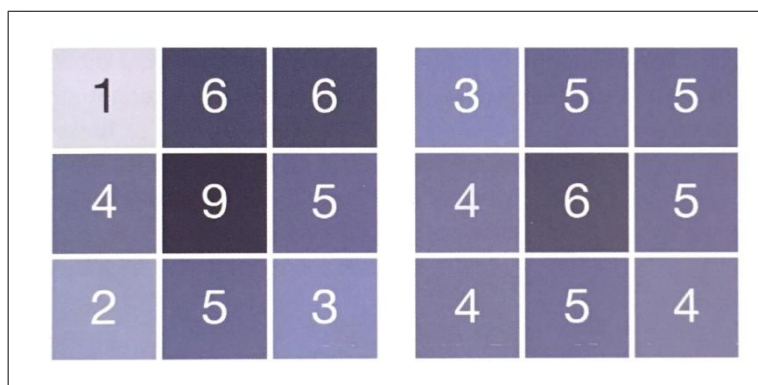


Abbildung 9: Vergleich des zu untersuchenden Objektes mit dem errechneten Bild [22].

Je besser der Algorithmus ist, desto besser ist die Darstellung. Dies ist natürlich auch abhängig von der Anzahl der Einzelprojektionen. Je mehr Einzelprojektionen aufgenommen werden, desto besser fällt die Annäherung des errechneten Bildes zu dem untersuchten Objekt aus [22].

### 2.2.5 Darstellung der DVT-Daten

Für eine gute Auswertung der ermittelten DVT-Daten sollten die für die Untersuchung wichtigen Informationen entnommen werden können. Die Bestimmung von Dichtewerten oder genaue metrische Analysen sollen für den Untersucher problemlos durchgeführt werden können. Ist dies der Fall, ist es dem behandelnden Arzt sehr gut möglich, eventuelle Veränderungen der anatomischen Struktur optimal darzustellen und zu analysieren. Deshalb besitzt eine DVT-Aufnahme den großen Vorteil, das ursprünglich akquirierte Volumen auch in zweidimensionalen Schichten in den drei orthograden Hauptebenen (Axial-, Sagittal-, Koronalebene) zu generieren. Die zusätzliche dreidimensionale Darstellung der Volumendaten ist ebenso ein wichtiges diagnostisches Hilfsmittel zur klinischen Diagnostik. So kam es bereits im Jahr 1989 zu einer klinischen Erprobung in einer prospektiven Studie zum Einsatz der dreidimensionalen Bilddarstellung [35]. Dabei wurde in 90 % der 150 untersuchten Fälle eine dreidimensionale Darstellung von den behandelnden Chirurgen als sehr hilfreich in Be-

zug auf die daraus resultierende Therapie angesehen. Seitdem wurden zahlreiche Methoden entwickelt, um für die unterschiedlichsten Anwendungen die bestmögliche Darstellung der benötigten anatomischen Strukturen zu garantieren. Dabei haben sich zwei unterschiedliche 3D-Darstellungen besonders etabliert. Zum einen gibt es die volumenbasierte Darstellung, die dem Untersucher eine semitransparente Darstellung des akquirierten Volumens bietet. Dies ermöglicht auf den ersten Blick einen kleinen Einblick in das „Innere“ der aufgenommenen Objekte. Eine weitere Möglichkeit ist die oberflächenbasierte Darstellung des Volumens. Diese Darstellung gibt nur eine dreidimensionale Wiedergabe der Oberfläche wieder, ohne dabei die innen liegenden Strukturen zu berücksichtigen. Beide Darstellungen ermöglichen es dem Arzt, unmittelbar nach der Aufnahme des Patienten den zu untersuchenden Bereich als Ganzes darzustellen und danach bestimmte Strukturen ein- und ausblenden zu können. Die Auswertungen erfolgen meistens mithilfe der vom Hersteller bereitgestellten Software-Programme, durch Softwares von Dritten oder auch durch bestimmte DICOM-Viewer (Digital Imaging and Communications in Medicine). Danach kommt es in der Regel neben der 3D-Darstellung auch zu einer Darstellung in den oben genannten drei Raumebenen durch eine sekundäre multiplanare Rekonstruktion (MPR). Diese MPR stellt die diagnostisch wesentlichsten Informationen dar.

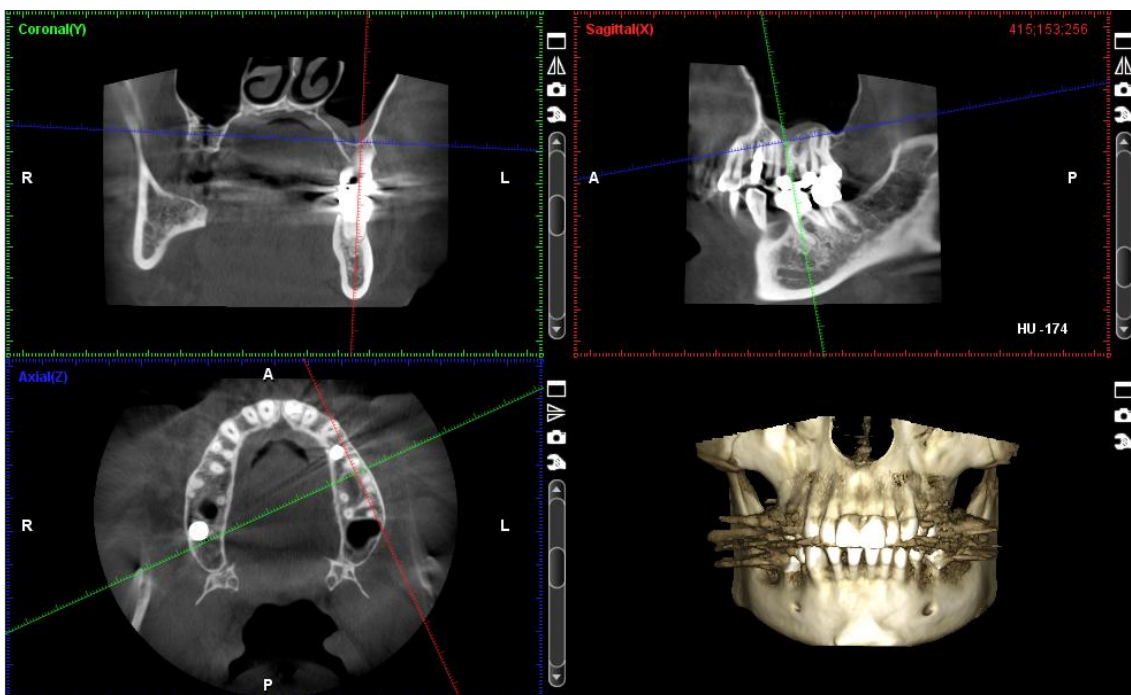


Abbildung 10: DVT-Datensatz in der MPR-Darstellung und in 3D (unten rechts); eigene Darstellung/Screenshot.

Es können auch von den drei Hauptebenen freie MPR erzielt werden, um zum Beispiel die in der Zahnheilkunde so beliebte Panoramaschichtaufnahme der Zahnbögen zu erhalten. Diese Möglichkeit der Rekonstruktion ist dadurch bedingt, dass Zahnmediziner zur Beurteilung der Veränderungen an Zähnen oder des Zahnhalteapparates gerne auf die Panoramaschichtaufnahme zurückgreifen [26].

Die Abstufungen sind dabei auf mehrere Hundert Graustufen entlang eines Histogramms verteilt, dies reicht jedoch für das Auge nicht aus. Um dieses Defizit auszugleichen, wird durch eine Veränderung des Betrachtungsschwerpunktes (center) und eine Eingrenzung der angezeigten Graustufen (windowing) eine für das menschliche Auge optimale Abbildung dargestellt.

Die digitale Volumetomografie dient dabei hauptsächlich der Hartgewebstdarstellung, nicht jedoch der Darstellung des Weichgewebes, welches bei einer Computertomografie besser dargestellt und beurteilt werden kann. Um diese Möglichkeit zu realisieren, müsste die Dosis erhöht werden, was aber momentan aufgrund des Patientenschutzes nicht umgesetzt wird.

### 2.2.6 Bildqualität

Eine gute Bildqualität einer DVT-Aufnahme hängt von zahlreichen Faktoren ab. Das sind zum einen technisch-wissenschaftliche Parameter, aber auch die subjektiven Kriterien des jeweiligen Betrachters. So ist es besonders wichtig, aufgetretene Artefakte von tatsächlichen strukturellen Veränderungen unterscheiden zu können.

Die Qualität einer Röntgenaufnahme ist definiert als die Eigenschaft, die Schwächung der Röntgenstrahlung durch das abzubildende Objekt möglichst objektgetreu in ein für das menschliche Auge wahrzunehmendes Bild zu übertragen [36]. Die wichtigsten Größen zur Beurteilung der Bildqualität sind der Kontrast, die Bildschärfe und das Bildrauschen.

- **Kontrast:** Der Kontrast beschreibt die Helligkeits-, Intensitäts- und Dosisunterschiede in einem betrachteten Bild. Ohne den Kontrast wäre eine Struktur nicht von einer anderen Struktur oder der Umgebung unterscheidbar. Wichtig für eine optimale Kontrastdarstellung sind der Detektor und die Intensität der Röntgenstrahlung. Die physikalischen Eigenschaften der Röntgenstrahlung sowie die Absorption und Dichte des durchstrahlten Objektes wirken sich positiv oder negativ auf den Kontrast aus. Je höher die Röntgenröhrenspannung, desto energiereicher sind die emittierten Röntgen-

strahlen und desto höher ist der Schwärzungsgrad. Auch gibt es Unterschiede zwischen dem aufnahmerelevanten Kontrast und der Kontrastdarstellung am verwendeten Monitor (durch die digitale Darstellung). Einen Bildumfang von 1024 bis 4096 Graustufen können die meisten Röntgensysteme aufnehmen. Das menschliche Auge ist jedoch nicht so gut entwickelt, weshalb es in etwa nur 20 bis 335 verschiedene Graustufen wahrnehmen kann. Auch der Betrachtungsmonitor ist nur in der Lage, etwa 256 Graustufen abzubilden. Deshalb werden die 4000 Graustufen auf diesem Bereich „gefenstert“. Alle Werte, die darüber-liegen, erscheinen weiß, die darunterliegenden Werte erscheinen schwarz.

- **Bildschärfe:** Als Schärfe eines Bildes ist die Qualität der Übergänge zwischen zwei unterschiedlich dichten Materialien zu sehen. In der Zahnmedizin wäre dies beispielsweise die genaue Unterscheidung zwischen dem Zahnschmelz und Dentin eines Zahnes. Je schärfer ein Bild dargestellt wird, umso deutlicher zeigen sich die Konturen der unterschiedlichen Materialien und lassen sich gut voneinander abgrenzen. Der Kontrast täuscht das Auge auch bei der Bildschärfe, insofern kontrastreiche Strukturen als schärfer wahrgenommen werden als kontrastärmere Strukturen. Negativen Einfluss auf die Bildschärfe haben vor allem Bewegungen des abzubildenden Objektes, wodurch die dreidimensionale Darstellung eine Überlagerung bestimmter Bereiche aufweist. Auch die Größe der zum DVT gehörenden Voxel beeinflusst die Bildschärfe.
- **Bildrauschen:** Bei digitalen Systemen setzt sich das Rauschen eines Bildes durch das Quantenrauschen und das Systemrauschen zusammen. Quantenrauschen beschreibt die Fluktuation der Röntgenstrahlen, wodurch es zu Dichteveränderungen der Quanten kommt. Das Systemrauschen wird oft durch die Analog-Digital-Wandler und die Signalverstärker im Detektor verursacht. Das Quantenrauschen ist bei einer kleineren Dosis deutlicher ausgeprägt, während das Systemrauschen bei höheren Dosen überwiegt [37].

Diese drei Faktoren sind beeinflussbar und entscheidend für die Bildqualität der jeweiligen Aufnahme. Es gibt deshalb auch mehrere Einflussfaktoren auf die Bildqualität, die zunächst vor allem von den technischen Eigenschaften des Röntgengerätes abhängig ist. Wichtige physikalische Faktoren sind unter anderem die Minimierung der Bewegungsunschärfe durch kürzere Belichtungszeiten und stabile Fixierung des Patienten. Gute Kontrastverhältnisse, die

sich über die Energie der Röntgenstrahlung (kV) steuern lassen, sind ebenfalls ein wichtiger physikalischer Faktor. Auch die Minimierung der geometrischen Unschärfe durch Verkleinerung des Objekt-Film-Abstandes und Vergrößerung des Fokus-Objekt-Abstandes sowie die Reduktion der Streustrahlung durch Einblendung zählen dazu.

### **Wichtige Einflussfaktoren auf die Bildqualität**

- **Patientenpositionierung:** Es gibt momentan auf dem Markt liegende, sitzende und stehende Systeme für digitale Volumentomografen. Patienten mit einer körperlichen Behinderung haben Nachteile in stehenden Systemen. Ist das Aufnahmevolumen (Field of View) sehr klein, muss besonders auf eine exakte Positionierung im Zentrum geachtet werden. Hierbei helfen Laservisiere bei der Positionierung, um den abzubildenden Bereich exakt zu erfassen.
- **Aufnahmedauer:** Je länger eine Aufnahme dauert, umso schwieriger ist es für den Patienten, eine bewegungsfreie Position beizubehalten. Die etwa 200 Einzelbilder, die das 3D-Bild aufbauen, werden während einer Aufnahme aus unterschiedlichen Positionen erfasst. Eine kleine Bewegung führt zu einer Doppelkonturdarstellung in der 3D-Rekonstruktion. Metrische Analysen lassen sich dann nur sehr schwer durchführen. Ziel ist es daher, die Dauer so kurz wie möglich zu halten. Die ideale Dauer wäre unter 20 Sekunden. Studien mit einer Scanzeit von 78 Sekunden zeigten bei bis zu 20 % der Aufnahmen relevante bewegungsspezifische Artefakte [38].
- **Alter des Patienten:** Das Alter des Patienten kann die Bildqualität negativ beeinflussen. So zeigte sich, dass mit höherem Alter der Patienten eine schlechtere Bildqualität erreicht wird. Genaue Faktoren konnten nicht festgestellt werden, jedoch kann dieser Befund mit einer Veränderung des Mineralisationsgrades des Knochens und einer geringeren Kooperationsfähigkeit zusammenhängen [39]. Auch neuromuskuläre Erkrankungen wie die Parkinson-Krankheit und die höher werdende Anzahl von metallischen Restaurationen im Patientenmund beeinflussen die Bildqualität negativ. Für Kleinkinder ist es zudem sehr schwierig, für einige Sekunden stillzuhalten oder nicht zu schlucken, weshalb es auch bei dieser Altersgruppe vermehrt zu „Bildverwacklern“ kommen kann.

- **Röntgendichte Restaurationen:** Diese Restaurationen sind heutzutage aufgrund metallischer Materialien oder Zirkonoxidkeramiken sehr weit verbreitet. Artefakte lassen sich somit bei feststehendem Zahnersatz nicht vermeiden. Sie können sich je nach verwendetem Gerät und der Rekonstruktionssoftware voneinander unterscheiden. So entsteht ein nicht diagnostizierbarer Bereich um das durchstrahlte metallische Objekt herum (Aufhärtingsartefakt), da der Röntgenstrahl absorbiert oder geschwächt wird. So wird weiche (langwellige) Strahlung durch das Objekt stärker absorbiert, und direkt hinter dem metallischen Objekt wird vorwiegend energiereiche (kurzwellige) Strahlung gefunden. So zeigt sich der Bereich direkt hinter dem Objekt als Aufhellung. Zudem kann es zu Streifenartefakten (Alias-Artefakt, auch Moiré-Muster) im gesamten Bild, berechnet aus rückprojizierten Strahlen, die das Material nicht durchdringen konnten, kommen [22].

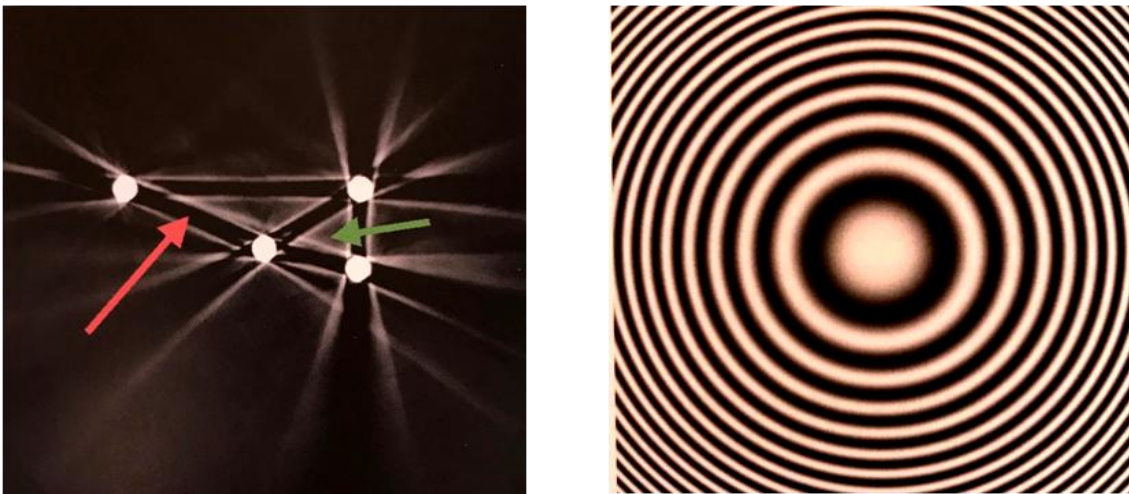


Abbildung 11: Beispielhafte Aufhärtingsartefakte an Nägeln (links); beispielhaftes Moiré-Muster (rechts) [13].

Es gibt bereits Rekonstruktionsprogramme, um Metallartefakte zu eliminieren. Eine vollständige Elimination ist jedoch nicht möglich. Je nach System können diese Korrekturalgorithmen qualitative Unterschiede aufweisen [40]. Es ist jedoch festzustellen, dass im Vergleich zum CT die Metallartefakte bei der DVT aufgrund der geringeren Energie weniger stark ausgeprägt sind.

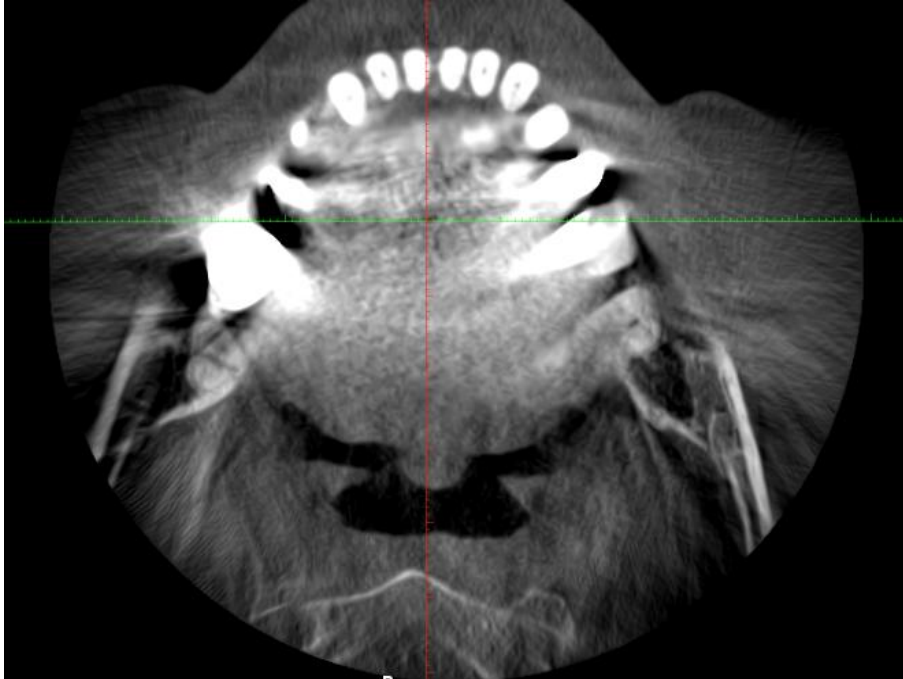


Abbildung 12: Typische Artefakte durch metallischen Zahnersatz; eigene Darstellung/Screenshot.

- **Voxelgröße:** Die Voxelgröße ist für jedes DVT-Gerät variabel einstellbar. Erfordert eine Untersuchung eine hohe Detailgenauigkeit, sind kleinere Voxelgrößen zur diagnostischen Optimierung notwendig. So zeigen Studien, die die DVT mit konventionellen Röntgenaufnahmen vergleichen, eine höhere diagnostische Genauigkeit für die DVT mit einer Voxelgröße von 200  $\mu\text{m}$  oder weniger [41, 42]. Je kleiner also die Voxelgröße ist, umso besser ist die Ortsauflösung. Eine Verbesserung der Auflösung durch kleinere Reduktion der Voxelgrößen führt durch die längere Belichtungszeit jedoch auch automatisch zu einer größeren Strahlenbelastung für den Patienten. So wurden bei DVT-Aufnahmen mit niedrigeren Auflösungen (größeren Voxelgrößen) die effektiven Dosen signifikant reduziert [43].

### 2.3 Einsatz der digitalen Volumentomografie in der Zahnmedizin

Es gibt zahlreiche Anwendungsgebiete der DVT, die nicht nur auf den chirurgischen Bereich begrenzt sind. Es wird in der Zukunft zu einem immer größer werdenden Einsatzgebiet dieser Geräte kommen. Die digitale Volumentomografie sollte jedoch eher als eine Ergänzung zu den konventionellen Röntgentechniken angesehen werden und nicht als Standardaufnahme dienen. Der strukturierte Einsatz der digitalen Volumentomografie erfordert eine genaue Betrachtung der Datenlage [31]. Daher ist seit dem Jahr 2009 eine von der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde erstellte S1-Leitlinie für die Anwendung der



DVT vorhanden, die im September 2013 erneuert wurde [44]. Wie bei jeder Röntgenaufnahme sollte das ALARA-Prinzip (as low as reasonably achievable) berücksichtigt werden. Das heißt, dass die Röntgentechnik gewählt werden muss, die die geringste Strahlenbelastung für den Patienten bei höchster diagnostischer Aussagekraft für den Behandler aufweist. Der § 3 der Röntgenverordnung fordert zudem bei jeder rechtfertigenden Indikation individuell „die Feststellung, dass der gesundheitliche Nutzen der Anwendung am Menschen gegenüber dem Strahlenrisiko überwiegt“ [45].

### 2.3.1 Allgemeine Anwendung in der Zahnmedizin

#### Indikationen für eine DVT-Aufnahme

**Kariologie:** Mit hochauflösenden DVT-Untersuchungen kann für restaurationsfreie Zähne die Sensitivität von intraoralen (analogen oder digitalen) Röntgenfilmen erreicht werden [46, 47]. Sobald Metallrestorationen in der Nachbarschaft der zu untersuchenden Zähne auftreten, kommt es zu Metallartefakten oder zu Artefakten durch die Hartschubstanz der Nachbarzähne, die eine Befundung zur Kariesdiagnostik unmöglich machen [48]. Daher ist eine DVT-Aufnahme zur Kariesdiagnostik, speziell von Approximalkaries, kaum geeignet.

**Endodontie:** Das Aufnahmevolumen (Field of View) sollte bei einer endodontologischen Fragestellung möglichst auf das Feld von Interesse begrenzt werden. Zudem sollte eine maximale Auflösung angestrebt werden, d. h. kleinste Voxelgrößen. Zur Endodontie zählen:

- klinisch auffällige apikale Veränderungen, die auf zweidimensionalen Aufnahmen nicht detektiert werden können [49]
- Wurzelfrakturen, da diese mit dreidimensionalen Aufnahmen sicherer detektiert werden können [50]
- Wurzelresorptionen, z. B. nach einem Zahntrauma [51]
- Darstellung von Kanälen bzw. von Kanalabzweigungen [52]

**Parodontologie:** Primär sollte die Feststellung parodontologischer Erkrankungen durch die klinische Untersuchung erfolgen. Die dreidimensionale Darstellung hat jedoch den Vorteil, die vestibulären und oralen Knochendefekte deutlicher darzustellen, da dies mit rein zweidimensional arbeitenden Röntgensystemen nicht möglich ist [53][54].

**Zahnärztliche Prothetik:** Hier kann die DVT zur Diagnostik und Therapieplanung herangezogen werden, um zusätzliche Informationen zu erhalten. Die Pfeilerwertigkeit, der endodontologische Befund (wie apikale Aufhellungen, Stiftperforationen, Wurzelfrakturen) und dentoalveoläre Traumata können zur Diagnose herangezogen werden. Auch die Darstellung der Nervenaustrittspunkte und Beurteilungen des qualitativen und quantitativen Knochenangebotes sind möglich [55].

**Kiefergelenkdiagnostik, Funktionsdiagnostik und -therapie:** Bei der Mehrheit der Patienten mit Kiefergelenkbeschwerden und craniomandibulärer Dysfunktion sind Röntgenaufnahmen nicht sinnvoll, da der Ursprung dieser Erkrankungen oftmals nicht knöchern, sondern muskulär bedingt sein kann. Daher ist eine dreidimensionale Röntgenaufnahme nur bei knöchernem Ursprung der Beschwerden sinnvoll. So können degenerative Veränderungen des Kiefergelenks, entzündliche Arthritiden (z. B. rheumatologisch bedingt) oder auch abnorme Positionen des Kondylus in der Gelenkpfanne durch eine DVT dargestellt werden. Für eine Weichgewebsbeurteilung, wie sie bei einer Diskusverlagerung notwendig ist, ist die Aufnahmetechnik einer MRT besser geeignet [56].

**Kieferhöhlenerkrankungen:** Gegenüber der zweidimensionalen Aufnahme liefern die Schnittbilder eine Möglichkeit der exakten Diagnostik der Kieferhöhle. Dieser Bereich der Diagnostik findet vor allem in der Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde Anwendung [57].

**Speichelsteine:** Das Drüsengewebe der Speicheldrüsen kommt in der DVT meist nicht zum Vorschein. Unter den pathologischen Veränderungen der Speicheldrüsen können deshalb nur Steinbildungen beurteilt werden. Erkrankungen wie Sialadenitiden, Sialadenosen und Tumore können nicht beurteilt werden [26].

**Chirurgische Zahnheilkunde:** Hier dient die DVT vor allem dazu, knöcherne (pathologische) Befunde bzw. die räumlichen Verhältnisse zu untersuchen. Mögliche Einsatzgebiete sind:

- Wurzelfrakturen
- Alveolarfortsatzfrakturen [58]
- intraossäre pathologische Veränderungen [59]
- Lageanomalien von Zähnen

- präoperative Diagnostik bei (teil-)retinierten Weisheitszähnen, wobei auf eine generelle präoperative Diagnostik mittels DVT vor allem bei unteren Weisheitszähnen verzichtet werden kann, wenn durch vorherige zweidimensionale Aufnahmen eine nahe Lage zum N. alveolaris inferior ausgeschlossen werden kann [60].

**Kieferorthopädie:** Bei Kindern ist besonders zu beachten, dass sie ein erhöhtes Risiko für Folgeschäden ionisierender Strahlung aufweisen. Dies muss vor allem in der Kieferorthopädie sehr stark beachtet werden, weshalb die Indikationsstellung entsprechend angepasst werden sollte. Zu den möglichen Indikationen, bei denen eine DVT-basierte Diagnostik sinnvoll sein kann, zählen: Zahnanomalien, Anomalien und Dysplasien von Zahnwurzeln, Durchbruchstörungen, Untersuchung des Knochenangebotes, craniofaziale Fehlbildungen, retinierte und verlagerte Zähne sowie Doppelanlagen [61].

**Implantologie:** Dieser Bereich der Zahnmedizin stellt einen großen Einsatzbereich für DVT-Aufnahmen dar. Vor einer Implantatinsertion ist deshalb eine sehr genaue diagnostische Untersuchung des Implantatbettes notwendig. Dieser Bereich der Indikation soll im Folgenden genauer betrachtet werden.

### 2.3.2 Einsatz der digitalen Volumentomografie in der Implantologie

Wie bereits erwähnt, stellt die zahnmedizinische Implantologie eine wichtige Indikation für eine präoperative Aufnahme mittels einer DVT. Es ist bei komplizierten Fragestellungen zur Beurteilung der Möglichkeit einer Implantatinsertion besonders wichtig, das quantitative und qualitative Knochenangebot im Bereich des geplanten Implantates sowie der angrenzenden anatomischen Strukturen gut darzustellen [4, 62]. In den meisten Fällen ist eine zweidimensionale Aufnahme mit Referenzkörper für einfache Fälle indiziert und ausreichend. Ist es aber nicht möglich, die diagnostisch wichtigen Parameter für die Therapieentscheidung, für die Durchführung der Implantation und für Verlaufskontrollen aus den zweidimensionalen Aufnahmen zu entnehmen, wird eine dreidimensionale Darstellung des Bereiches notwendig. Ausschlaggebend ist die überlagerungsfreie Darstellung des vorhandenen Knochenangebotes [63]. Auch die genaue Beurteilung der Knochenstruktur in Bezug auf die Dichte und die Beurteilung von Knochendefekten und einem daraus resultierenden Augmentationsbedarf sind von besonderer Bedeutung [64]. Die Indikation kann bereits vorab nach der Anamnese und der klinischen Untersuchung des Patienten gestellt werden, wenn abnorme Abweichungen der anatomischen Strukturen oder pathologische Veränderungen anzunehmen sind. Auch bei ei-

ner virtuellen Planung von Operationen und für intraoperativ unterstützende Verfahren sowie für die präoperative Herstellung bestimmter Abutments oder Suprakonstruktionen ist eine vorherige dreidimensionale Röntgendiagnostik erforderlich. Die aufgenommenen dreidimensionalen Bilddaten des Patienten können somit für eine computerunterstützte Implantatplanung genutzt werden. Diese präoperative Planung ermöglicht es dem Behandler, mögliche Komplikationen durch anatomische Strukturen sowie eine postoperative prothetische Planung im Vorhinein wahrzunehmen und optimal zu planen. Die DVT sollte dann für eine exakte Implantatinsertion genutzt werden [65]. Durch die dreidimensionale Aufnahme können Implantate (Länge, Art, Durchmesser), Aufbauten, Augmentate und die geplante prothetische Versorgung durch spezielle Programme und Softwares simuliert werden. Die Auswertung und die dadurch gewonnenen Ergebnisse der Daten können durch eine exakte Berechnung der Implantatposition zu einer späteren optimalen prothetischen Versorgung beitragen. Das Implantatbett kann besonders gut ausgenutzt und vorhandene Defizite im Gewebe- und Knochenangebot können detektiert werden, was eine vorherige Augmentation, Distraktion und/oder implantatbettverbreitende Maßnahme erkennbar werden lässt. Diese Maßnahmen können dann geplant und durchgeführt werden. Implantatplanungen, die softwareunterstützt vorgenommen werden, haben zudem den Vorteil, spezielle Bohrschablonen oder Navigationssysteme klinisch umzusetzen. Hierbei ist es besonders wichtig, dass sich der behandelnde Arzt vor Durchführung des Eingriffes, mit den erwähnten Hilfsmitteln, über die Genauigkeit dieser Planungs- und Übertragungsverfahren vergewissert [66]. Diese Verfahren der dreidimensionalen Bildgebung in der Implantatplanung bieten somit Vorteile in der Beurteilung der Position von Implantaten zur angrenzenden Anatomie und Nachbarstrukturen sowie zu anderen Implantaten. Auch der Ausschluss einer Verletzung wichtiger anatomischer Strukturen des menschlichen Schädels (wie bspw. des N. alveolaris inferior und der Kieferhöhle) kann eine dreidimensionale Darstellung erforderlich machen [67].

**Zusammenfassend bilden also folgende Faktoren die Indikation für eine implantologische 3D-Röntgendiagnostik:**

- anatomische Abweichungen in den drei Raumebenen (vertikal, sagittal, horizontal), z. B. ein sehr schmaler transversaler Kieferkamm, untersichgehende Kieferabschnitte und Kieferhöhlensepten
- Augmentationen zur Erhöhung des Knochenangebotes und ihre Erfolgsbeurteilung

- zweifelhafte Darstellung wichtiger anatomischer Nachbarstrukturen (keine Abgrenzung des Mandibularkanals) mittels 2D-Diagnostik, wenn eine bessere Darstellung mittel 3D-Diagnostik zu erwarten ist
- bei den konventionellen Untersuchungen aufgetretene pathologische Veränderungen wie z. B. Zysten, odontogene Prozesse und Neoplasien
- pathologische Erkrankungen der Kieferhöhle
- komplexe prothetische und chirurgische Therapieplanungen („Backward-Planning“, navigierte Implantation)
- nach Implantation oder Augmentation mit aufgetretenen Komplikationen [68]

Zu beachten ist jedoch, dass bei der Indikation entsprechender Verfahren immer das Verfahren mit der geringsten Strahlenbelastung gewählt werden soll [69]. Bei der Wahl einer DVT-Aufnahme sollte das FoV kleinstmöglich eingestellt und verwendet werden. Bei einer computergestützten navigierten Planung einer Implantatinserion sollte als dreidimensionales Röntgenverfahren eine DVT gewählt werden [52]. Es besteht die Möglichkeit, dass eine diagnostische Untersuchung und Bewertung des periimplantären Knochen- und Gewebeangebotes jedoch durch entstehende Artefakte (Kronen, Brücken, Metall) bei einer CT- oder DVT-Aufnahme nur bedingt möglich ist [70, 71].

### **2.3.3 Strahlenbelastung der DVT**

Eines der wichtigsten Charakteristika von DVT-Geräten ist die effektive Strahlendosisbelastung, abhängig vom verwendeten Volumen (FOV) und der Bildqualität. Die DVT zeigt generell im Vergleich zur Computertomografie eine deutlich geringere Strahlenbelastung für den Patienten [72, 73]. Jedoch zeigen publizierte Strahlenbelastungen durch DVT-Geräte im Vergleich zu den herkömmlichen zweidimensionalen Röntgenverfahren einen größeren Schwankungsbereich. Es zeigte sich ein Mittelwert von  $221 \pm 275 \mu\text{Sv}$  für die effektive Dosis der DVT [69]. Im Folgenden erwähnte Studien stellen eine Orientierungshilfe zur Einschätzung der effektiven Dosis der DVT dar. Die Studien unterscheiden zudem in ihrer Untersuchung zwischen kleinen Volumina (FoV) und großen Volumina (FoV).

LUDLOW und IVANOVIC (2008) verglichen acht digitale Volumentomografen miteinander. Die Strahlenbelastungen variierten dabei zwischen  $68 \mu\text{Sv}$  und  $1073 \mu\text{Sv}$  bei einem großen FoV (größer als 15 cm) und bei einem mittleren FoV (10-15 cm) zwischen  $70 \mu\text{Sv}$  und

560  $\mu\text{Sv}$  [69]. LOUBELE verglich ebenfalls im Jahr 2008 drei DVT-Geräte mit großem und kleinem FoV, wobei die effektive Dosis zwischen 13  $\mu\text{Sv}$  und 82  $\mu\text{Sv}$  lag [72].

In einer der umfangreichsten Studien von PAUWELS et al. (2012) mit vierzehn DVT-Geräten wurde eine Schwankung der effektiven Dosis zwischen 19  $\mu\text{Sv}$  und 368  $\mu\text{Sv}$  angegeben. Dabei wurden Werte für die effektive Dosis für große maxillofaziale FoV mit 131  $\mu\text{Sv}$ , für mittlere dentoalveoläre FoV mit 88  $\mu\text{Sv}$  und für kleine FoV mit 34  $\mu\text{Sv}$  angegeben [74].

Die effektive Dosis ist abhängig von der Größe des verwendeten FOV sowie von der zu untersuchenden Region. So zeigen sensiblere Regionen im Bereich des FOV wie die Speicheldrüsen im Unterkiefer eine höhere effektive Dosis als z. B. der Oberkiefer im Frontzahnbereich [75].

Tabelle 1: Effektive Dosis des Gerätes Carestream CS 9300 nach verschiedenen Regionen am Schädel [75].

Field-of-View	Effektive Dosis (nach ICRP-Messstandard)
5 x 5 cm Unterkiefer Molar	88 $\mu\text{S}$
5 x 5 cm Oberkiefer Molar	46 $\mu\text{S}$
5 x 5 cm Unterkiefer Front	61 $\mu\text{S}$
5 x 5 cm Oberkiefer Front	35 $\mu\text{S}$
5 x 5 cm Kind (300 $\mu\text{m}$ Auflösung)	18 $\mu\text{S}$
8 x 8 cm Kieferbereich	75 $\mu\text{S}$
10 x 10 cm Kieferbereich	79 $\mu\text{S}$
17 x 13,5 cm Gesichtsschädel	200 $\mu\text{S}$

Die Strahlendosis hängt dabei sehr stark von den vorgenommenen Einstellungen am Gerät selbst ab. So wurden für neuere DVT-Geräte sogenannte Low-Dose-Modi entwickelt, die die effektive Dosis reduzieren sollen. Dieser Modus kann zusätzlich mit Reduktion der Framerate und der Auflösung (Vergrößerung der Voxelgröße) kombiniert werden, um eine noch stärkere Dosisreduktion zu erhalten. Eine Reduktion der effektiven Dosis bei verschiedenen Volumina mittels des Low-Dose-Modus untersuchte LUDLOW 2014 nach ICRP-Standard (International Commission on Radiological Protection, Internationale Strahlenschutzkommission) [76].

Tabelle 2: Effektive Dosis bei verschiedenen Volumina im Gegensatz zum Low-Dose-Modus exemplarisch anhand des Gerätes Carestream CS 9300 [76].

FOV	Ort	Effektive Dosis	Effektive Dosis (Low-Dose)
5 x 5 cm	Oberkiefer anterior	58 $\mu$ S	3 $\mu$ S
10 x 5 cm	Unterkiefer	30 $\mu$ S	8 $\mu$ S
10 x 10 cm	Ober- und Unterkiefer	79 $\mu$ S	19 $\mu$ S
17 x 11 cm	Schädel	237 $\mu$ S	20 $\mu$ S

## 2.4 Navigierte Implantation

Mithilfe der navigierten Implantation soll eine genaue und vorhersehbare Implantatposition erreicht werden, um eine prothetische Versorgung möglichst optimal platzieren zu können.

Nach einer akquirierten Volumenaufnahme mittels dreidimensionaler Bilddaten kann mit speziellen Software-Programmen eine präoperative virtuelle Planung der Implantatinsertion durchgeführt werden [77]. Für die darauffolgende Operation stehen dann die direkte Instrumentennavigation oder Bohrschablonen zur Verfügung [78, 79]. Es besteht die Möglichkeit, röntgenopake Bohrschablonen mit einer optimalen prothetischen Aufstellung der zu ersetzenden Zähne zu benutzen. Diese Schablonen müssen während der 3D-Aufnahme im Patientenmund eingesetzt und stabil sein. Durch mehrere Studien konnte gezeigt werden, dass eine Implantation, die navigationsgestützt ist, zu einer exakteren Positionierung der Implantate im Vergleich zur Implantation ohne diese Hilfsmittel führt [80, 81]. Auch führt die navigierte Implantation dazu, dass die prothetische Versorgung virtuell konstruiert werden kann, bevor die Implantate inseriert werden. Dies führt zu einer Verbesserung des geplanten prothetischen Zahnersatzes [82].

### 2.4.1 Definition

Dabei werden zwei unterschiedliche Verfahren der navigierten Implantation unterschieden.

**Dynamische Navigation:** Die Grundlage ist natürlich ein dreidimensionaler Bilddatensatz der zu untersuchenden Region, der das Operationsfeld darstellt. Zur Registrierung hat sich in der zahnmedizinischen Implantologie eine starre dental oder ossär getragene Schiene mit eingearbeiteten Referenzmarkern bewährt. Die Schiene sollte vor der 3D-Aufnahme bereits fertiggestellt zur Verfügung stehen und während der Aufnahme im Patientenmund positioniert sein. Diese Schiene wird dann intraoperativ verwendet, um anhand der Referenzmarker eine Lage-

erkennung zu ermöglichen. Die Position von markierten Operationsinstrumenten kann dann in Echtzeit auf einen Monitor übertragen werden. Untersuchungen dieser Technik liegen bislang nur in vitro vor, wobei eine hohe Präzision dieser Navigation gezeigt werden konnte [83, 84]. Es sind jedoch auch Fehlerquellen bekannt, die dem behandelnden Arzt im Voraus bekannt sein sollten [85].

**Statische Navigation:** Bei dieser Planung wird auch ein dreidimensionaler Bilddatensatz benötigt, der dann in eine virtuelle Planungssoftware eingelesen wird. Damit kann eine virtuelle Implantatpositionierung und -ausrichtung vorgenommen werden. Auf der Basis der geplanten Positionen der Implantate kann dann durch Stereolithografie oder durch computergesteuerte Fräsen eine Bohrschablone hergestellt werden [86, 87]. Diese gefertigte Bohrschablone wird intraoperativ auf die vorhandene Restbezaehlung, die Schleimhaut oder den freigelegten Alveolarknochen gesetzt. Dabei sind Schablonen, die auf der Restbezaehlung oder auf provisorischen Implantaten getragen werden, exakter als die auf Schleimhaut oder Knochen getragenen Schablonen [88, 89]. Die eigentliche Implantatbohrung und -setzung erfolgt dann über diese computergestützt hergestellten Bohrschablonen. Sie enthalten Informationen über Position, Angulation und Tiefe des Implantates. Dabei konnte gezeigt werden, dass eine Abweichung von 0,5 mm und weniger von der eigentlichen Implantatposition vorkommen kann [90]. Diese Insertationstechnik zeigte eine Reduktion der postoperativ auftretenden Schmerzen sowie einen dadurch bedingten reduzierten Analgetikagebrauch. Auch Patienten mit gesteigerten Gerinnungswerten (erworben oder angeboren) können von einem transgingivalen Verfahren profitieren [91, 92].

#### 2.4.2 Genauigkeit der navigierten Implantation

Bisherige Untersuchungen zur Genauigkeit der navigierten Implantation bezogen sich überwiegend auf In-vitro-Modelle. Diese Untersuchungen ließen überwiegend auf eine geringe Präzision schließen [93]. Schablonengestützte Verfahren zeigten in experimentellen Studien Abweichungen von bis zu 2,5 mm an der Implantatspitze und Abweichungen von der Implantatachse von bis zu 7,9 Grad [94].

Verfahren der dynamischen Navigation mit der direkten Instrumentennavigation zeigen Abweichungen von bis zu 1,5 mm an der Implantatspitze und 4,2 Grad an der Implantatachse [95–97].



Es gibt derzeit nur sehr wenige In-vivo-Studien. Die bisher durchgeführten Studien – allerdings immer mit einer geringen Fallzahl – zeigen maximale Abweichungen von bis 4,7 mm an der Implantatspitze (linear) und 9,8 Grad in der Implantatachse [98, 99].

Der Vergleich von Untersuchungen mit Navigation und der „Freihand“-Implantation zeigte jedoch, dass die navigierten Verfahren eine deutlich höhere Präzision aufweisen [100, 101].

BEHNEKE et al. 2009 [88] konnten feststellen, dass die geplanten und wirklichen Implantatgeometrien in 97,7 %, bezogen auf die Länge der Implantate, und in 96,2 %, bezogen auf den Durchmesser der Implantate, übereinstimmten. In dieser Studie wurden 131 schablonengestützte Implantationen nach 3D-Planung mittels der Implantatplanungssoftware Med3D und CoDiagnostiX vorgenommen.

Der Vergleich der statischen und der dynamischen Navigation zeigte kaum Unterschiede in Bezug auf ihre Genauigkeit [94].

Untersuchungen bei Patienten mit großen Tumor chirurgien und schwierigen anatomischen Bedingungen zeigten Resultate mit Abweichungen von bis zu 3,5 mm linear und einer Winkelabweichung von 6,4 Grad [102].

Diese Ungenauigkeiten und Abweichungen können nicht nur bei der navigierten Implantation, sondern bei jedem vorausgehenden oder nachfolgenden Behandlungsschritt in der Diagnostik oder der Therapie entstehen. Diese Abweichungen in den einzelnen Behandlungsschritten führen zu einer Summation der Ungenauigkeit, was zu einer großen Abweichung der geplanten Implantatposition mit dem Risiko einer Verletzung von anatomisch wichtigen Nachbarstrukturen führen kann. Die navigationsgestützte Implantation ist somit allein die Aufgabe des Zahnarztes. Alle Schritte müssen von dem Zahnarzt selbst überprüft werden. Somit setzen die Anforderungen an einen Operateur spezielle Erfahrungen im Bereich der navigierten Implantation voraus.

## 2.5 Genauigkeit von Messverfahren

Zur Bewertung von vorgenommenen metrischen Analyseverfahren lassen sich drei wichtige Begriffe unterscheiden:

- Richtigkeit
- Genauigkeit
- Präzision

### **Richtigkeit**

Die Richtigkeit wird als Anhaltspunkt für die Annäherung des zu erwartenden Wertes des Ergebnisses an den Referenzwert verwendet [103].

Das Maß für die Richtigkeit einer metrischen Analyse ist die Differenz zwischen dem zu erwartenden Wert und dem Referenzwert (realer, richtiger Wert) [104]. Je kleiner diese Differenz ist, desto richtiger arbeitet das verwendete Messverfahren [103].

### **Präzision**

Als Präzision bezeichnet man die Annäherung mehrerer unabhängiger Messergebnisse bei gleichbleibenden Bedingungen unter Verwendung desselben Messverfahrens und -systems (zufällige Messabweichung) [103].

Das Maß für die Präzision eines Messverfahrens ist eine durch die Standardabweichung beschriebene Streuung der Messergebnisse um den Erwartungswert [104]. Je geringer die Streuung der zufälligen Abweichung vom Erwartungswert (Standardabweichung) ist, desto genauer ist das Messverfahren [103].

### **Genauigkeit**

Als Genauigkeit wird die Annäherung der Messwerte an den definierten Vergleichswert beschrieben. Je nach Ermessen handelt es sich dabei um den wahren Wert, den richtigen Wert oder den Erwartungswert [105]. Genauigkeit wird als Oberbegriff für die Richtigkeit und Präzision verwendet [106]. Eine besonders hohe Genauigkeit kann nur durch das Zusammenspiel von Präzision und Richtigkeit realisiert werden, indem jeder einzelne Faktor für sich alleine relativ hoch ist.

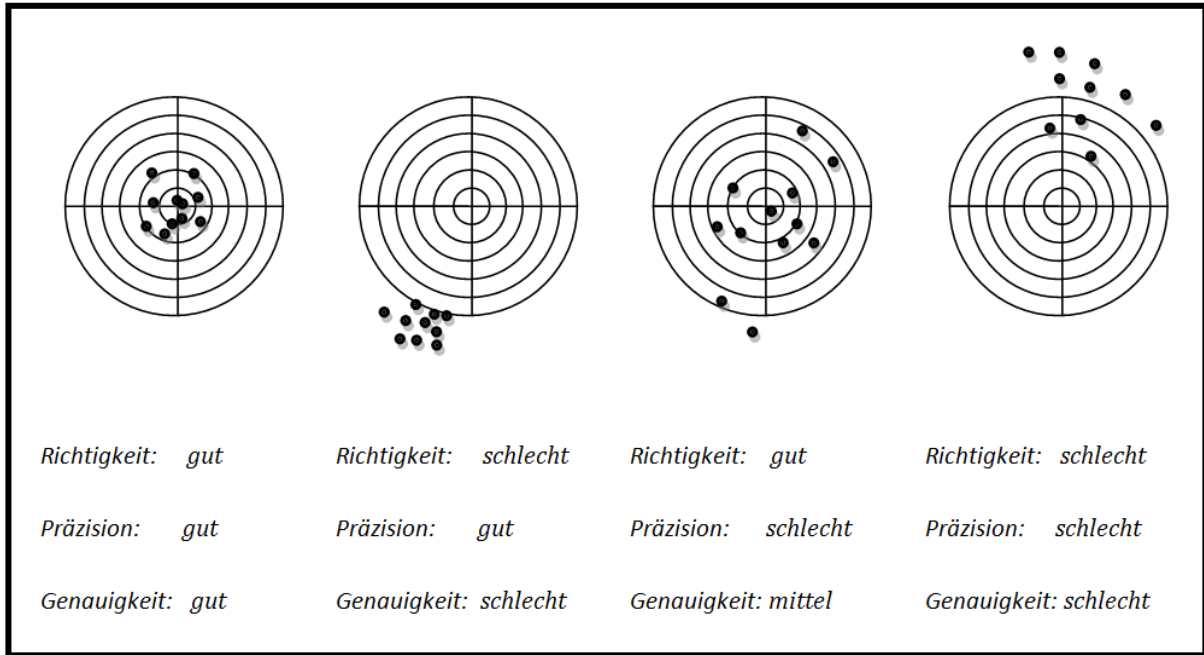


Abbildung 13: Zusammenhang zwischen Richtigkeit, Genauigkeit und Präzision; eigene Darstellung.

### 3 Ziel der Arbeit

Ziel dieser In-vitro-Studie war es, die Messgenauigkeiten der digitalen Volumentomografie (DVT) bei der Darstellung dentaler Strukturen zwischen vier verschiedenen DVT-Geräten zu evaluieren und ihre Einsatzmöglichkeit für eine Kiefernvermessung zu beurteilen. Hierfür wurden lineare, klinische Messungen an Referenzkörpern und anatomischen Strukturen eines humanen Schädelpräparates (Realität) mit korrespondierenden radiologischen Messungen mittels des 3D-Implantatplanungsprogramms CeHa imPLANT (Fa. Hafner GmbH+Co. KG, Pforzheim, Germany) verglichen und auf folgende Fragestellungen untersucht:

1. Wie hoch ist die maximale positive und negative Abweichung der vier DVT-Geräte zur Realität, sowohl bei gleicher Aufnahmeposition als auch bei erneuter Patientenpositionierung?
2. Weiterhin wurde untersucht, welche Faktoren (Positionierung, Lage im Raum, DVT-Gerät) einen Einfluss auf die durchschnittliche Abweichung radiologischer Messwerte ausüben. Folgende Fragestellungen wurden hierzu analysiert:
3. Hat die Position der Messstrecke in den drei Hauptebenen des Raumes einen Einfluss auf die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte?
4. Welches Röntgengerät weist bei unveränderter und veränderter Position des Schädels die höchste Messgenauigkeit auf?

Demnach wurden folgende Arbeitshypothesen aufgestellt:

1. Die Strecken bzw. Abweichungen in allen 3 Ebenen des Raumes sind bei allen vier Geräten identisch.
2. Durch eine Repositionierung verändern sich die Messergebnisse nicht.

## 4 Material und Methode

### 4.1 Material

#### 4.1.1 Humaner knöcherner Schädel

Für die durchgeführten Untersuchungen wird ein humanes Schädelpräparat ohne Weichteilbedeckung verwendet (Abbildung 14), das von der Zahnärztin Dr. med. dent. Michaela Brandner-Siegmund (Berchtesgaden, Germany) zur Verfügung gestellt wurde. Das Schädelpräparat stammt vermutlich aus dem 18. Jahrhundert. Der Schädel zeigt sowohl im Oberkiefer als auch im Unterkiefer ein Lückengebiss und weist keinerlei metallischen Zahnersatz auf. Dadurch konnten durch Zahnersatz auftretende Artefakte vermieden werden. Die Stahlfedern, die zur Aufhängung des Unterkiefers am restlichen Schädel dienten, wurden durch elastische Gummibänder ausgetauscht, um wiederum die Artefaktbildung zu verringern. Da es sich bei diesem Schädelpräparat um ein In-vitro-Modell handelt, musste kein Antrag bei der Ethikkommission gestellt werden.



Abbildung 14: Humanes Schädelpräparat ohne Weichteilbedeckung in frontaler und sagittaler Ansicht. Die Stahlfedern zur Aufhängung des Unterkiefers wurden zur Artefaktreduktion durch elastische Gummibänder ersetzt; eigene Darstellung/Foto.

Da es sich, wie im Folgenden beschrieben, um digitale Volumentomografen für sitzende bzw. für stehende Patientenpositionierung handelt, musste ein Weg für die Positionierung eines isolierten knöchernen Schädelpräparates gefunden werden. Drei Geräte sind nur für eine stehende Patientenpositionierung vorgesehen und ein Gerät gibt die Wahlmöglichkeit für sitzende und stehende Positionierungen. Für geeignet wurde aufgrund seiner Standfestigkeit ein konventionelles Stativ für Foto- und Videoapparate angesehen. Dieses Dreibeinstativ bringt die Vorteile des leichten Transportes zu den verschiedenen Standorten der digitalen Volumentomografen sowie der einfachen Positionierung des Schädels im Zentrum des kegelstrahlförmigen Röntgenstrahles der DVT-Geräte.



Abbildung 15: Humaner knöcherner Schädel auf Fotostativ; eigene Darstellung/Foto.

#### **4.1.2 Röntgenschablone bzw. Bohrschablone**

Um die Integration des 3D-Datensatzes in eine 3D-Planungssoftware für die dentale Implantation umzusetzen, wurde eine extra angefertigte Röntgenschablone verwendet. Die Implantatröntgenschablone wurde für die virtuelle Implantatsetzung in regio 36 und 35 erstellt. Die prothetische Aufstellung der zu ersetzenden Zähne erfolgte mit einem Bariumsulfat-gefüllten Kunststoff (Acryline x-ray, Anaxdent, Stuttgart, Germany) und zwei eingearbeiteten Titanhülsen mit einer Länge von je 10 mm (Camlog, Wimsheim, Germany). Zur Integration des 3D-Datensatzes in die 3D-Implantatplanungssoftware CeHa imPLANT (Software-Version 2.9.1; 8. März 2008, Hafner, Pforzheim, Germany) wurde in Höhe der Kauebene eine flache Legobausteinplatte einpolymerisiert, sodass darauf ein Sechser-Legostein gesteckt werden

konnte. Dieser Legostein wird bei der Übertragung der DICOM-Daten in das Software-Programm CeHa imPLANT zur exakten Positionierung des Volumens benötigt. Um Artefakte durch Überstrahlung von Zähnen, eventuell vorhandenem Zahnersatz oder den Bohrhülsen vermeiden zu können, ist es wichtig, den Legostein oberhalb der Okklusionsebene zu platzieren. Zur möglichst genauen Positionierung der Röntgenschablone in den drei Ebenen des Raumes wurden zusätzlich zu dem Legostein drei Referenzmarker aus Titandraht (Titan-Retainerdraht Ø 1,0 mm, DENTAURUM GmbH & Co. KG, Ispringen, Germany) in regio 35, 31 und 45 eingearbeitet (Abbildung 16).

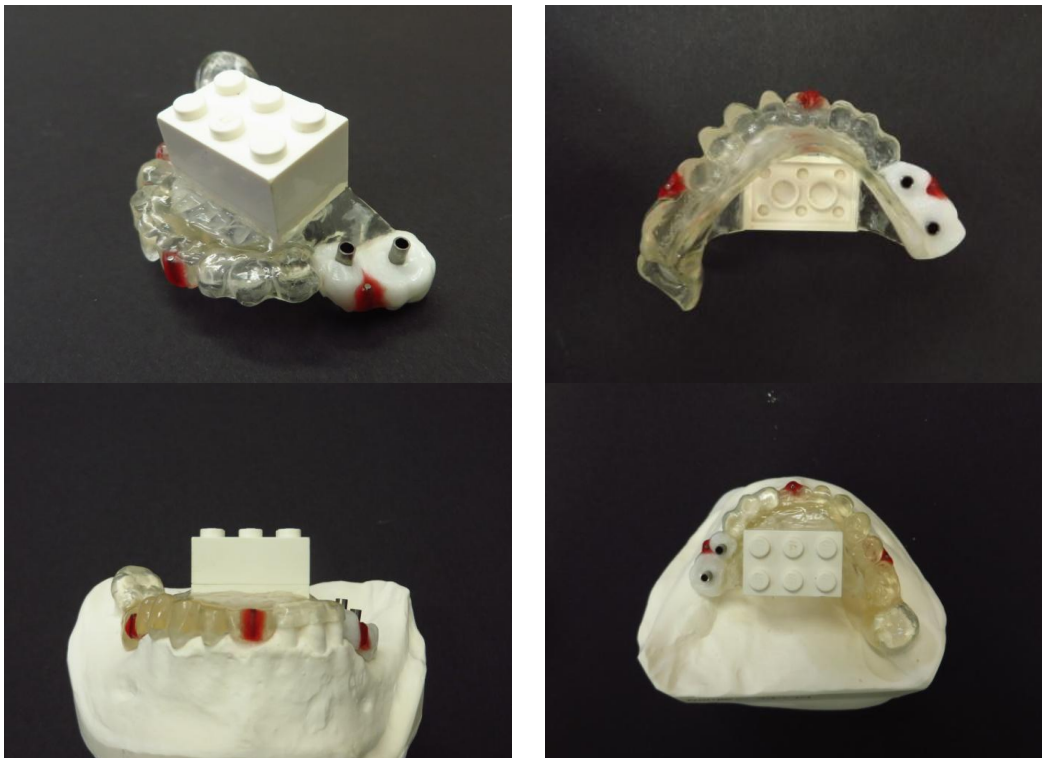


Abbildung 16: Verwendete Röntgenschablone. Diese wurde auf dem UK-Modell des Schädels hergestellt. Deutlich zu erkennen sind die rot markierten Referenzmarker aus Titan sowie die weißlichen Bariumsulfatzähne regio 35 und 36 mit Titanröhrchen. In der Mitte der Okklusionsebene befindet sich der einpolymerisierte Legostein; eigene Darstellung/Foto.

#### 4.1.3 3D-Implantatplanungssoftware CeHa imPLANT®

Die 3D-Planungssoftware CeHa imPLANT® ermöglicht es, die 3D-Aufnahmen (CT, DVT) im DICOM-Format durch eine CD-ROM direkt in den Computer des behandelnden Arztes einzulesen. Eine vorherige Auswertung mit anderen Softwares, z. B. der Hersteller der DVT-Geräte, oder anderen DICOM-Viewern ist nicht erforderlich. Der Patient bzw. das Schädelpräparat sollte während der DVT-Aufnahme die mit Bariumsulfat überzogene (radioopake)

Schablone der zu ersetzenden Zähne tragen. Diese Zähne müssen vorab durch ein Wax-up visualisiert werden, um die spätere gewünschte Prothetik deutlich sichtbar zu machen (Backward-Planning). Nach dem Einlesen der DICOM-Daten kann nun eine optimale Implantatposition gewählt und geprüft werden, wie sich das dazugehörige Knochenangebot verhält, um eine aus prothetischen sowie implantologischen Gesichtspunkten ideale Implantatposition zu erzielen. Als Bezugssystem verwendet die CeHa-imPLANT-Software die einpolymerisierten Legosteine, die sehr präzise angefertigt werden und bei der Herstellung Toleranzen von nur tausendstel Millimeter einhalten. Die Referenzebenen des Legosteins wurden mit denen der Software in Übereinstimmung gebracht, um nun alle Bewegungen der Software exakt mit der Schablonenposition und der Mundsituation des Patienten zu simulieren.

Dabei können Implantate in Echtzeit durch den DVT-Datensatz in 2D- oder 3D-Ansichten frei beweglich angezeigt werden. Nach optimaler Planung der Implantate und ihrer Position kann nun ein spezieller Bohrplan erstellt werden, der für den Positionierer notwendig ist. Durch diesen Positionierer X1med3D (Schick GmbH, Schemmerhofen, Germany) werden Titanhülsen in die Bohrschablone gesetzt, die wiederum bei der Implantatinserterion dabei helfen, die genau berechneten Implantatpositionen zu erreichen (Abbildung 17). Dieser Herstellungsschritt wurde jedoch in dieser Studie nicht berücksichtigt, da er für die Fragestellungen keine Relevanz ergab. Das Programm wurde lediglich dazu verwendet, um die durch die DVT-Geräte erhaltenen DICOM-Dateien einzuspeisen und damit die metrischen Analysen durchführen zu können. Dadurch konnten eventuelle Unterschiede durch herstellerepezifische Softwares der DVT-Geräte vermieden werden, da alle DICOM-Dateien der DVT-Geräte mit dem gleichen Programm ausgewertet wurden.



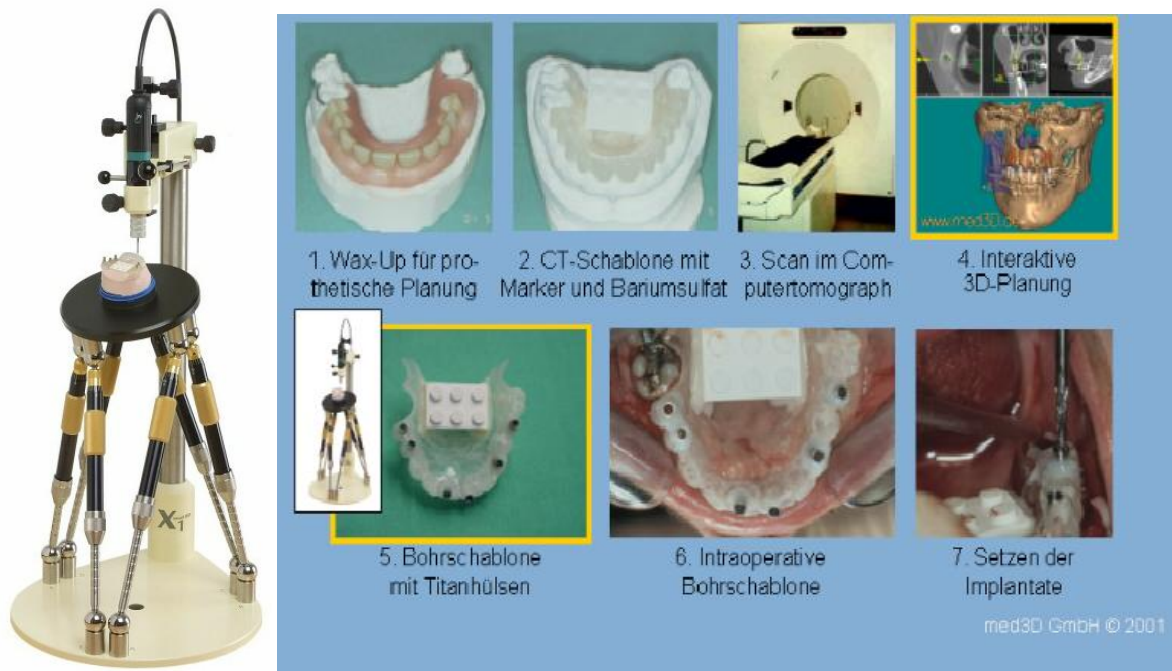


Abbildung 17: Positionierer (links) und Workflow des Implantatplanungsprogramms mit 3D (rechts) [107].

#### 4.1.4 Verwendete DVT-Geräte

Bei dieser Studie wurden vier verschiedene digitale Volumentomografiegeräte verwendet und miteinander verglichen. Bei allen Geräten konnten die Aufnahmen bei einer stehenden Position des zu untersuchenden Patienten durchgeführt werden, wobei eines der vier Geräte auch mit sitzender Position des Patienten verwendet werden kann (Gendex GXCB-500). Zwei der Geräte stammen dabei von dem gleichen Hersteller, der Firma Dentsply Sirona. Folgende Geräte wurden für die Versuche verwendet:

1. **Gendex GXCB-500** (Kavo Dental GmbH, Biberach, Germany)
2. **Sirona Galileos Comfort** (Dentsply Sirona Deutschland GmbH, Bensheim, Germany)
3. **Sirona Orthophos XG 3D** (Dentsply Sirona Deutschland GmbH, Bensheim, Germany)
4. **Carestream CS 9300** (Carestream Dental Germany GmbH, Stuttgart, Germany)

**Gerät 1: Gendex GXCB-500** (Abbildung 18)

<b>Detektor</b>	Amorpher Silizium Flatpanel
<b>Aufnahmevolumen (FoV)</b>	8,5 x 8,5 cm; 14 x 8,5 cm
<b>Auflösung</b>	0.125, 0.2, 0.25, 0.3, 0.4 mm
<b>Aufnahmezeit</b>	8,9- 23 Sekunden
<b>Röhrenspannung</b>	90-120 kV
<b>Röhrenstrom</b>	3-8 mA
<b>Anzahl Projektionen pro Umlauf</b>	300-600
<b>Schichtdicke</b>	0,250 mm
<b>Graustufen</b>	16384-14 Bit



Abbildung 18: Gendex GXCB-500 [108].

**Gerät 2: Sirona Galileos Comfort** (Abbildung 19)

<b>Detektor</b>	Bildverstärker
<b>Aufnahmevolumen (FoV)</b>	Kreis mit 15 cm Ø
<b>Auflösung</b>	0.15, 0.3 mm
<b>Aufnahmezeit</b>	14 Sekunden
<b>Röhrenspannung</b>	85 kV
<b>Röhrenstrom</b>	5-7 mA
<b>Anzahl Projektionen pro Umlauf</b>	200
<b>Schichtdicke</b>	0,288 mm
<b>Graustufen</b>	4096-12 Bit



Abbildung 19: Sirona Galileos Comfort; eigene Darstellung/Foto.

**Gerät 3: Sirona Orthophos XG 3D** (Abbildung 20)

<b>Detektor</b>	CMOS Flatpanel
<b>Aufnahmevolumen (FoV)</b>	5 x 5,5 cm; 8 x 8cm
<b>Auflösung</b>	0.1 bzw. 0.16 mm
<b>Aufnahmezeit</b>	14 Sekunden
<b>Röhrenspannung</b>	60-90 kV
<b>Röhrenstrom</b>	3-16 mA
<b>Anzahl Projektionen pro Umlauf</b>	200-500
<b>Schichtdicke</b>	0,160 mm
<b>Graustufen</b>	4096-12 Bit



Abbildung 20: Sirona Orthophos XG 3D; eigene Darstellung/Foto.

**Gerät 4: Carestream CS 9300** (Abbildung 21)

<b>Detektor</b>	TFT Flatpanel
<b>Aufnahmevolumen (FoV)</b>	5 x 5 cm bis 17 x 13.5 cm
<b>Auflösung</b>	0.09-0.5 mm
<b>Aufnahmezeit</b>	12-28 Sekunden
<b>Röhrenspannung</b>	60-90 kV
<b>Röhrenstrom</b>	2-15 mA
<b>Anzahl Projektionen pro Umlauf</b>	200-500
<b>Schichtdicke</b>	90-500 $\mu$ m
<b>Graustufen</b>	16384-14 Bit



Abbildung 21: Carestream CS 9300 [109].

## 4.2 Methode

Um für die Fragestellung optimale Versuchsbedingungen zu erhalten, wurden zur Entwicklung und Durchführbarkeit der Hauptversuche zunächst Vorversuche ausgeführt und kontrolliert.

### 4.2.1 Vorversuche

In den Vorversuchen wurden Aufnahmen des Schädelpräparates mit eingesetzter Implantatröntgenschablone unter Verwendung der verschiedenen DVT-Geräte durchgeführt und auf folgende Kriterien überprüft:

- Markierung des Unterkiefers mittels Referenzmarker aus Titan
- Präparation des Fotostativs
- Positionierungsfähigkeit des Schädelpräparates in den DVT-Geräten
- Röntgenverhalten des Schädels

Die Ausmessung der akquirierten Aufnahmen wurde bei den Vorversuchen nicht durchgeführt. Es wurde lediglich die Durchführbarkeit der Versuche in Bezug auf die Markierungs- und Positionierungsfähigkeit des Schädels und der Referenzmarker sowie auf deren Röntgenverhalten betrachtet. Es zeigte sich eine gute Durchführbarkeit der Versuche.

### 4.2.2 Hauptversuche

In den folgenden Hauptversuchen wurde der Schädel präpariert, und mit den vier DVT-Geräten wurden Aufnahmen erstellt und untersucht. Wie im folgenden Verfahren beschrieben, wurde der Unterkiefer des Schädels mit röntgenopaken Referenzmarkern präpariert, die als Referenzpunkte für die späteren linearen Messungen dienten. Darauffolgend wurde der mit Referenzmarkern und Bohrschablone bestückte Schädel nach Herstellerangaben korrekt positioniert und mit vier verschiedenen DVT-Geräten untersucht. Zur Untersuchung wurden die bereits erwähnten DVT-Geräte verwendet (siehe Kap. 4.1.5). Im Anschluss wurden die akquirierten Aufnahmen in das CeHa-imPLANT©-Implantatplanungsprogramm eingespeist. An den definierten Messstrecken am Schädelpräparat erfolgte anschließend die metrische Analyse anhand der Röntgenbilder sowie an dem Präparat selbst. Abschließend erfolgte ein Vergleich der klinischen Messwerte mit den radiologischen Messwerten des Implantatplanungsprogramms für jedes DVT-Gerät.

### 4.2.3 Präparation des knöchernen humanen Schädels

Der humane Schädel wurde insgesamt mit fünf Referenzmarkern bestückt. Es wurden vier Referenzmarker im vierten Quadranten und ein Referenzmarker im dritten Quadranten des Unterkiefers eingebracht. Dies erfolgte durch Fräsung von Retentionslöchern mit einer auf die Dicke der Referenzmarker abgestimmten Fräse, um den Halt der Referenzmarker im Knochen zu verbessern. Die Referenzmarker bestanden aus kleinen Titandrähten (Titan Retainerdraht Ø 1,0 mm, DENTAURUM GmbH & Co. KG, Ispringen, Germany), die im Knochen des Unterkiefers auf der linken und rechten Seite befestigt wurden. Hierfür wurden die Marker in die zuvor gefrästen Löcher eingesetzt und zusätzlich mithilfe eines nicht röntgenopaken Cyanacrylatklebstoffes (Pattex Blitz Kleber Gel, Henkel KGaA, Düsseldorf, Germany) befestigt. Die Positionierung der Marker (Abbildung 22) wurde nach folgenden Kriterien durchgeführt: Der erste Marker wurde kaudal am Unterkieferrand im dritten Quadranten regio 36 der Bohrschablone angebracht. Die anderen vier Marker wurden im rechten Unterkiefer wie folgt befestigt: regio 46 wurde jeweils bukkal, lingual, kranial und kaudal ein Marker am Unterkiefer angebracht.

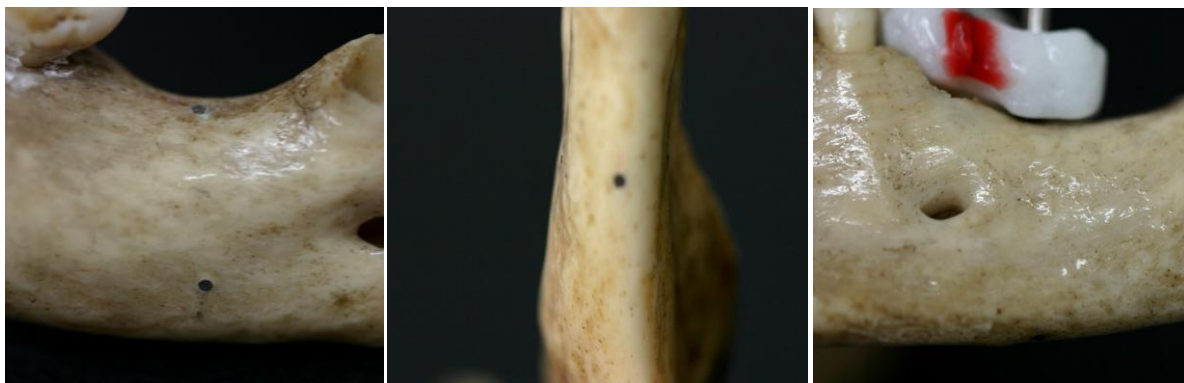


Abbildung 22: In das Schädelpräparat inserierte Referenzmarker. Links: kranialer und bukkaler Marker regio 46. Mitte: kaudaler sowie bukkaler und lingualer Marker regio 46. Rechts: kaudaler Marker regio 36; eigene Darstellung/Foto.

Des Weiteren wurde die zuvor in Kapitel 4.1.2 beschriebene Bohrschablone in das Schädelpräparat eingesetzt (Abbildung 23). Dadurch ergaben sich weitere vier Referenzmarker aus Titan, die bereits in die Schablone für das 3D-Implantatplanungsprogramm eingearbeitet wurden. Die für die metrischen Analysen verwendeten Marker an der Schablone lagen regio der Zähne 35 und 45 in der Schablone und waren ebenso wie die im Knochen angebrachten Marker aus Titandraht. Auch die in die Schablone eingearbeiteten Titanhülsen (Ø 2,0 mm und

Länge 10 mm, CAMLOG Vertriebs GmbH, Wimsheim, Germany) regio 35 und 36 wurden für die linearen Messungen herangezogen.

Mithilfe einer digitalen Präzisionsschieblehre (DIGI-MET®Taschenmessschieber, HELIOS-PREISSER GmbH, Gammertingen, Germany) erfolgte nun die Kontrollmessung der festgelegten Strecken in der Sagittal-, Transversal- und Vertikalebene direkt am Schädelpräparat. Diese Messwerte in Realität (Ist-Werte) wurden anschließend notiert.

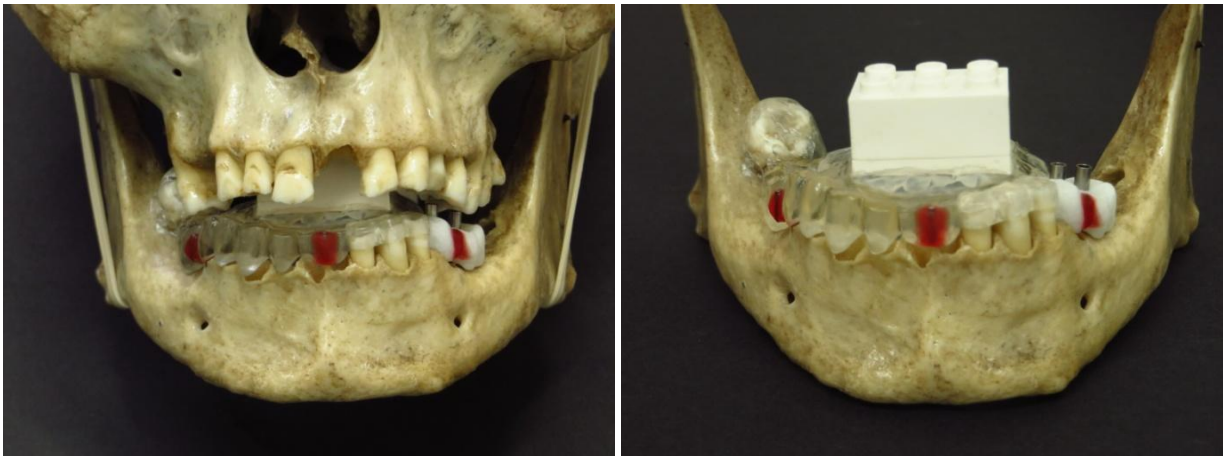


Abbildung 23: In das Schädelpräparat eingesetzte Implantatröntgenschablone; eigene Darstellung/Foto.

#### 4.2.4 Vorbereitung des Fotostativs

Damit der präparierte Schädel optimal in den DVT-Geräten positioniert werden konnte, musste eine Apparatur gebaut werden, die eine Positionierung in der stehenden Haltung eines Patienten nachahmte. Wichtig hierbei waren ein ungestörter Umlauf der DVT-Geräte um den Schädel und eine zentrale Positionierung des Schädels im Strahlenfeld der Röntengeräte. Des Weiteren durfte eine Befestigungsapparatur weder das Durchdringen des Schädels mit Röntgenstrahlen behindern noch eine Artefaktbildung durch metallische Materialien verursachen. Um diesen Anforderungen zu entsprechen, wurde das bereits erwähnte Fotostativ wie im Folgenden beschrieben, präpariert. Eine Verlängerung des Statives wurde durch die Anbringung eines Holzstabes ( $\varnothing$  2,8 cm) mittels eines Gewindes im Holzstab und einer Befestigungsschraube auf der Befestigungsplattform erreicht. Dieser Holzstab diente als Bindeglied zwischen Stativ und Schädel, ohne die Röntgenaufnahme in ihrer Dynamik oder Röntgenopazität zu stören. Dabei wurde der Stab im Foramen magnum des Schädels mit einem Pappmundstück für ein Peak-Flow-Meter (Pappmundstück  $\varnothing$  3,0 mm, Vitalograf GmbH, Hamburg, Germany) befestigt. Dessen Halt wurde zusätzlich noch mit einem nichtröntgenopaken



Dichtband (Streifeneder ortho.production GmbH, Emmering, Germany) auf Kunstkautschukbasis verbessert.

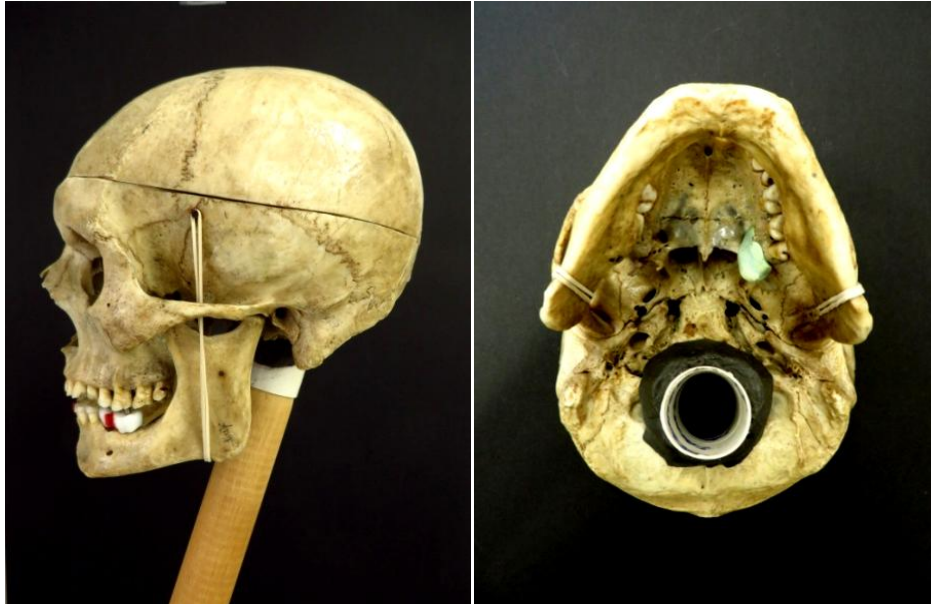


Abbildung 24: Präparierter Schädel zur Fixierung auf dem Fotostativ. Der Holzstab wurde hierbei mithilfe eines Pappmundstückes und dem Dichtband im Foramen magnum des Schädels befestigt; eigene Darstellung/Foto.

#### 4.2.5 Durchführung der Röntgenaufnahmen

Der mit der Bohrschablone und den Referenzmarkern bestückte Schädel wurde jeweils mit vier verschiedenen digitalen Volumentomografiegeräten untersucht.

Die Positionierung des Schädels erfolgte bei jedem Gerät im fixierten Zustand in einer stehenden Position. Für das Gerät 1 Gendex GXCB-500 wurde dafür der Sitz zurückgeklappt. Da das Aufnahmeareal (FOV: Field of View, Sichtfeld) bei jedem Gerät unterschiedlich war, wurde für jedes Gerät das passende FOV gewählt, um den Unterkiefer mit der Bohrschablone genau abzulichten, die sog. interessierende Region (ROI: Region Of Interest). Der Schädel wurde jeweils in der nach Herstellerangaben optimalen Position mittels geräteintegrierten Lichtvisieren positioniert. Als Anhaltspunkte zählen bei den Lichtvisieren die Mediansagittale im vertikalen Lichtvisier (Mittellinie des Schädels in der Frontalebene), die Frankfurter Horizontale (Verbindungsline tiefster Punkt des Unterrandes der knöchernen Orbita und höchster Punkt des äußeren knöchernen Gehörgangs, Porus acusticus externus) sowie die Okklusionsebene zwischen Ober- und Unterkiefer im horizontalen Lichtvisier (siehe Abbildung 25). Vor den eigentlichen Aufnahmen wurden zwei Übersichtsaufnahmen in Form einer frontalen und einer lateralen Prüfaufnahme durchgeführt. Diese sogenannten „Prescans“ dienten der Kon-

trolle der Patientenpositionierung (Schädelpräparat) in zwei Ebenen (frontal und lateral) und zur Ermittlung der Einstellparameter für die Belichtungsautomatik. Nach dieser Kontrolle erfolgte im Anschluss der für alle vier Geräte gleich verlaufende Aufnahmevorgang.

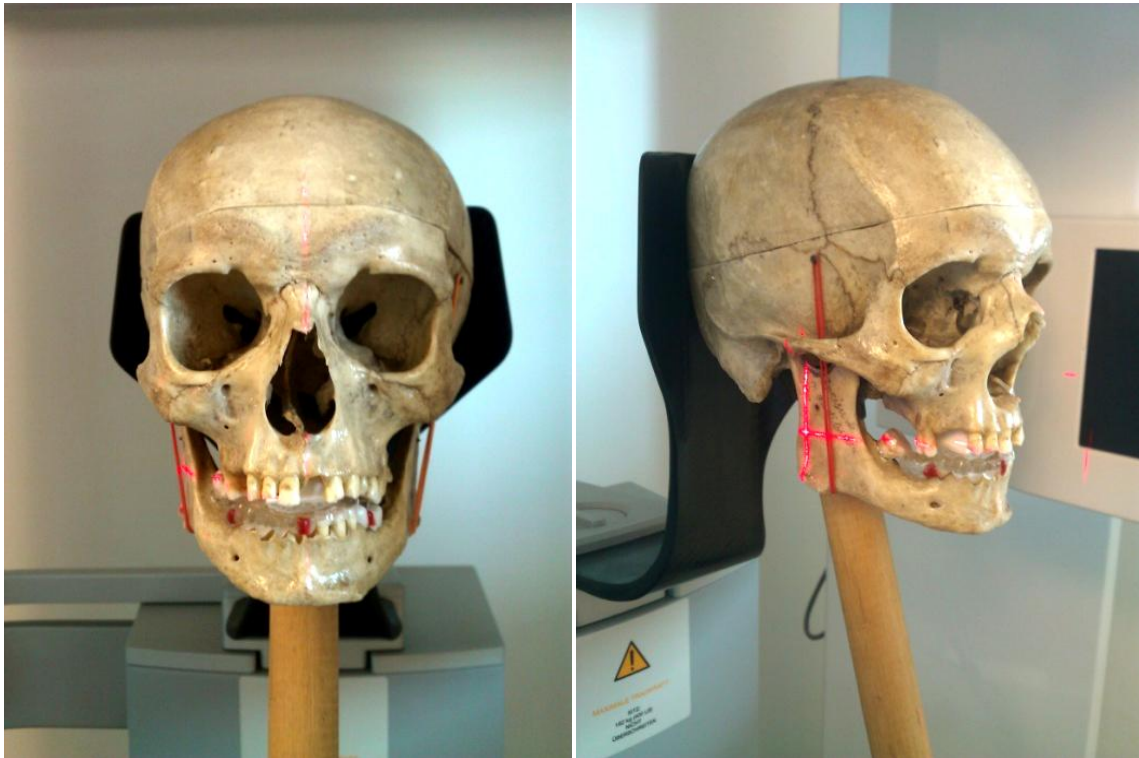


Abbildung 25: Positionierung des Schädels mittels des geräteeigenen Lichtvisiers. Hier Gendex GXCB-500. Es ist deutlich das Lichtvisier in der Mediansagittale und der Okklusionsebene zu erkennen; eigene Darstellung/Foto.

Der Schädel wurde jeweils in der nach Herstellerangaben optimalen Position mittels des im Gerät integrierten Lichtvisieres positioniert. Es wurden jeweils genau zehn Aufnahmen mit dem DVT-Gerät ohne jegliche Veränderung der Einstellparameter oder der Schädelposition durchgeführt (Scanposition gleich). Nach diesen zehn Aufnahmen erfolgte jeweils eine Neupositionierung des Schädels im DVT-Gerät nach jeder Aufnahme. So wurde der Schädel mit dem Stativ aus dem Gerät genommen und eine optimale Neupositionierung im Gerät durchgeführt. Dieser Schritt erfolgte jeweils neunmal (Scanposition verändert).

**Scanposition gleich:** Zehn Aufnahmen ohne Bewegung des zu untersuchenden Schädels.

**Scanposition verändert:** Neun Aufnahmen mit Neupositionierung des Schädels.



Abbildung 26: Positionierung des Schädels in den DVT-Geräten. Hier Gendex GXCB-500; eigene Darstellung/Foto.

Nach Beendigung der Aufnahme wurden die Daten auf CD-Rohlingen gesichert. Somit wurden 19 Umläufe, also 19 DVT-Aufnahmen für jedes Gerät durchgeführt. Diese Vorgehensweise wurde, wie schon beschrieben, für jedes der vier Geräte gleich durchgeführt. Lediglich die Aufnahmeparameter wurden bei jedem Gerät optimal eingestellt. Für das Gerät 1 (Gendex GXCB-500) wurde eine Röhrenspannung von 120 kV und eine Röhrenstromstärke von 5 mA verwendet. Gerät 2 (Sirona Galileos) hatte eine Röhrenspannung von 85 kV und eine Röhrenstromstärke von 21 mA. Gerät 3 (Sirona Orthophos XG 3D) arbeitete mit einer Röhrenspannung von 85 kV und einer Röhrenstromstärke von 7 mA, und das Gerät 4 (Carestream CS 9300) mit einer Röhrenspannung von 90 kV und einer Röhrenstromstärke von 3,2 mA (Tabelle ). Die unterschiedlichen Röhrenstromstärken wurden über die Belichtungsautomatik gesteuert.

Letztendlich ergaben sich 19 Aufnahmen pro Gerät, also eine Gesamtanzahl von 76 DVT-Aufnahmen für alle vier Geräte.

Tabelle 3: Einstellungsparameter der verwendeten Geräte.

Gerätebezeichnung	Field of View (Aufnahmevolumen)	Röhrenspannung	Röhrenstromstärke
<b>Gendex GXCB-500</b>	8 x 14 cm	120 kV	5 mAs
<b>Sirona Galileos Comfort</b>	kugelförmig mit 15,4 cm Durchmesser	85 kV	21 mAs
<b>Sirona Orthophos XG 3D</b>	8 x 8 cm	85 kV	7 mAs
<b>Carestream CS 9300</b>	8 x 8 cm	90 kV	3,2 mAs

#### 4.2.6 Definition der Messstrecken

Die linearen metrischen Analysen an den eingebrachten Referenzkörpern und anatomischen Strukturen des Schädels wurden mithilfe der digitalen Präzisionsschieblehre (DIGI-MET®Taschenmessschieber, HELIOS-PREISSER GmbH, Gammertingen, Germany) vermessen und stellten die Ist-Werte (Realität) dar. Die Kontrollwerte der jeweiligen DVT-Geräte wurden mittels des 3D-Implantatplanungsprogramms digital vermessen. Folgende Messstrecken wurden definiert (Abbildung 27).

##### **Richtung 1 – vertikale Messungen:**

**Lageposition 1:** Abstand Referenzmarker regio 36 zu Oberrand der Titanhülse regio 36

**Lageposition 2:** Abstand des kaudalen zum kranialen Referenzmarker regio 46 (Kieferkammhöhe)

##### **Richtung 2 – sagittale Messungen:**

**Lageposition 3:** Abstand der kranialen Bereiche der Titanhülsen regio 35 und 36

**Lageposition 4:** Abstand der mesialen Begrenzung des Zahnes 48 und der distalen Begrenzung des Zahnes 43 auf Höhe des Kieferkamms

##### **Richtung 3 – transversale Messungen:**

**Lageposition 5:** Abstand zwischen den kranialen, bukkalen und lingualen Referenzmarkern regio 46 (Kieferkammbreite)

**Lageposition 6:** Abstand zwischen den kranialen Begrenzungen der Referenzmarker regio 35 und 45 in der Bohrschablone

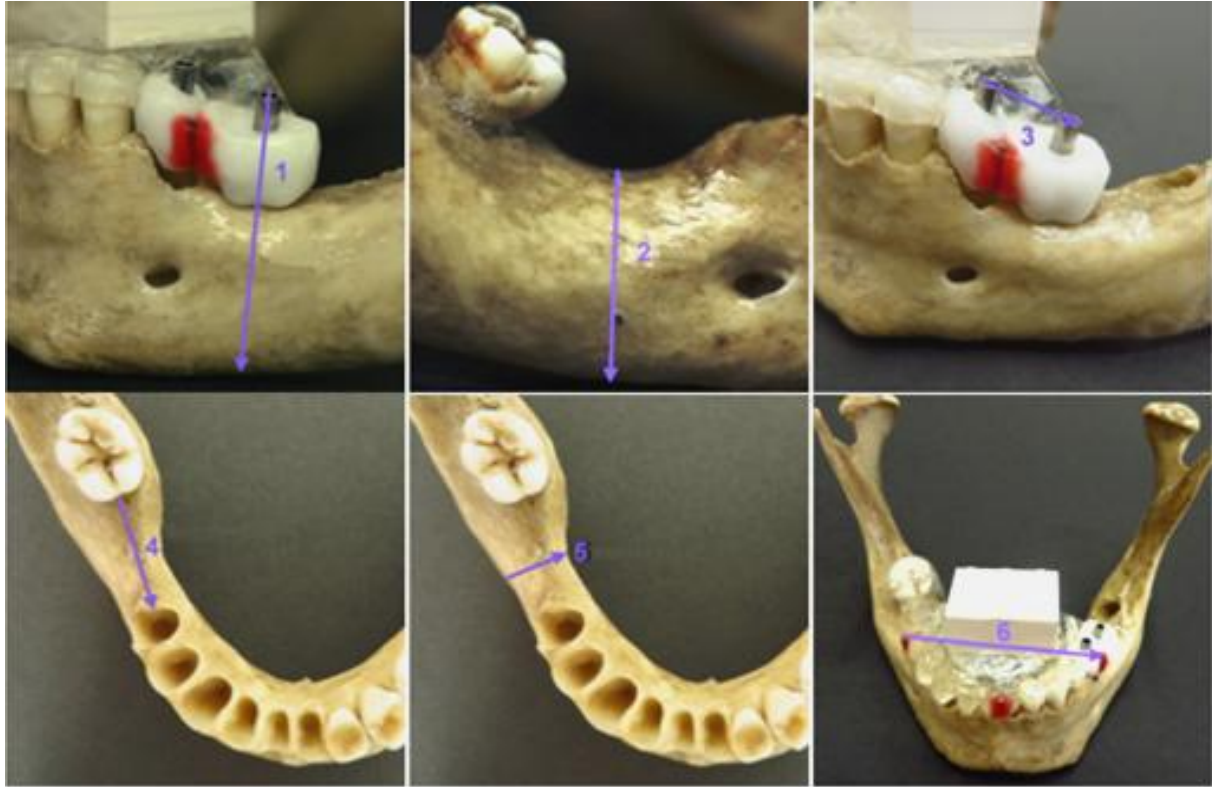


Abbildung 27: Verwendete Messstrecken. Vertikale Messstrecken in Lageposition 1 und 2. Sagittale Messungen in den Lagepositionen 3 und 4 und transversale Messungen in den Lagepositionen 5 und 6; eigene Darstellung/Foto.

Es wurden demnach insgesamt sechs Messstrecken metrisch bestimmt, wobei sich jeweils zwei Messstrecken in einer der drei Raumebenen vertikal, sagittal und transversal befanden.

#### 4.2.7 Vermessung des humanen Schädels

Die „richtigen Werte“ der Messstrecken der anatomischen Strukturen am Schädel sowie zwischen den Referenzmarkern wurden bereits vor den Aufnahmen mit den DVT-Geräten mittels einer digitalen Schieblehre erfasst und festgehalten. Diese Messwerte wurden als „Realität“ gewertet.

#### 4.2.8 Vermessung der digitalen Volumentomogramme

Die durch die DVT-Datensätze gewonnenen DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine)-Daten wurden an der Workstation (Acer Aspire Timeline X mit Intel© Core™ i7 Prozessor, NVIDIA® GeForce® GT 540M, 15,6" Monitor) mit der hierfür implementierten

Software CeHa imPLANT (Fa. Hafner GmbH+Co. KG, Pforzheim, Germany; Software Version 2.9.1; 8. März 2008) rekonstruiert, bearbeitet und vermessen. Aus dem jeweiligen Rohdatensatz wurden in der multiplanaren Rekonstruktion (MPR) die sagittalen, axialen und coronalen Schichten sowie eine 3D-Ansicht rekonstruiert (Abbildung 28). Für den Mund-, Kiefer- und Gesichtsbereich stehen eigene Softwares zur Verfügung, mit deren Hilfe eine metrische Analyse möglich ist. Der einpolymerisierte Legostein in der Bohrschablone diente dafür, damit alle 76 zur Vermessung herangezogenen Volumentomogramme gleich positioniert und vermessen werden konnten (siehe Kap. 4.1.4). Das in der Planungssoftware integrierte Lineal hat einen Messbereich von 4 cm (Abbildung 30), wobei zusätzlich die Einstellung einer Millimeterskalierung bei der Vermessung der einzelnen Messstrecken gewählt wurde.

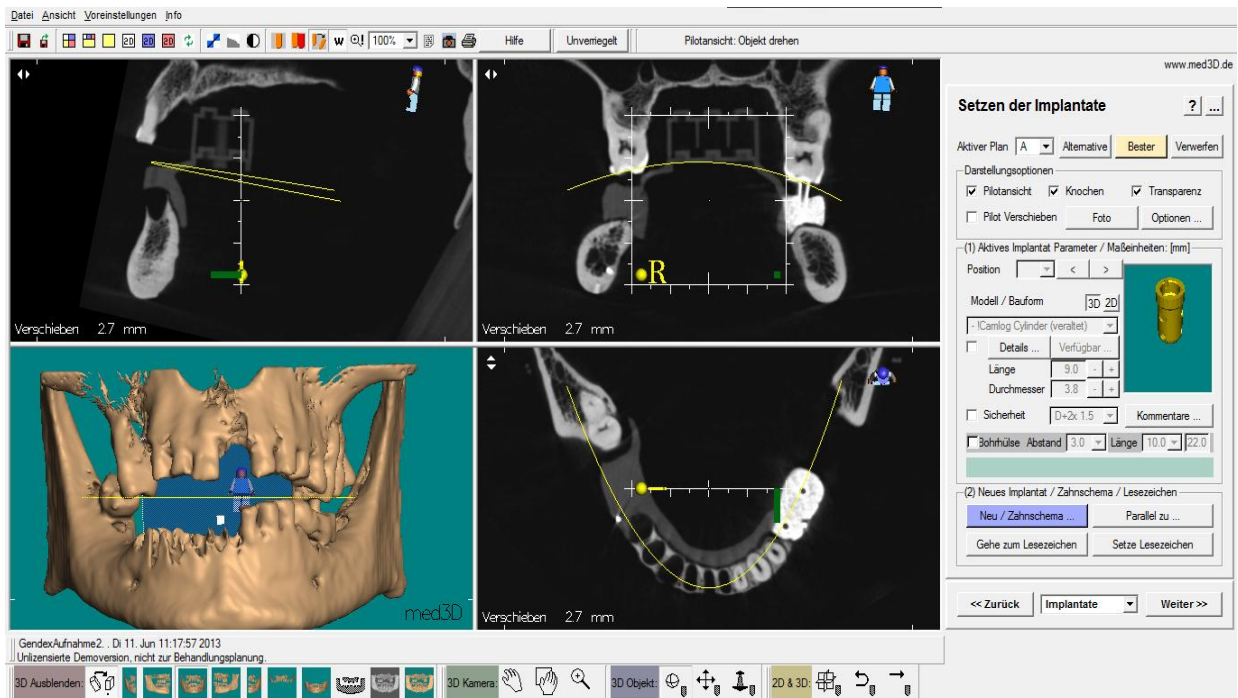


Abbildung 28: Benutzeroberfläche der 3D-Implantatplanungssoftware CeHa imPLANT mit DVT-Datensatz Gendex GXCB-500. Deutlich zu erkennen sind der einpolymerisierte Legostein und die Bariumsulfatzähne mit den Titanhülsen. Die Ansichten von links oben nach rechts unten: Sagittalschnitt, Coronalnschnitt, 3D-Darstellung, Axialschnitt; eigene Darstellung/Screenshot.

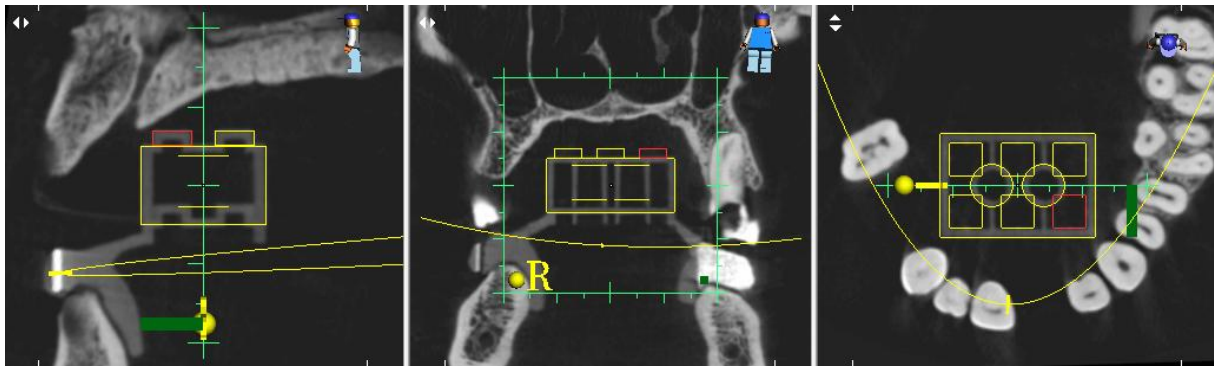


Abbildung 29: Ausrichtung des einpolymerisierten Legosteins der Bohrschablone entlang des virtuellen Legosteins in der Planungssoftware CeHa imPlant; eigene Darstellung/Screenshot.

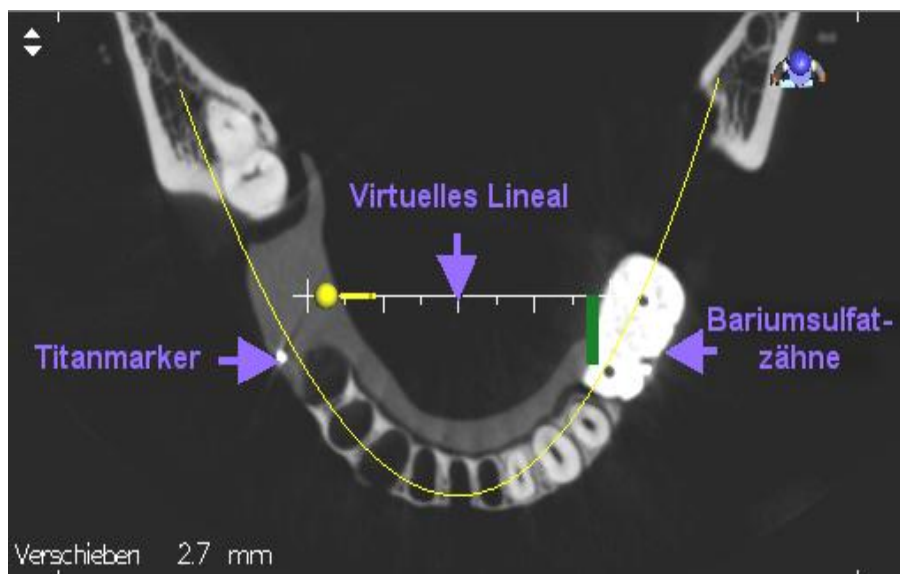


Abbildung 30: Darstellung der Bohrschablone mit Bariumsulfatzähnen, Titanmarkern und virtuellem Lineal; eigene Darstellung/beschrifteter Screenshot.

Nun wurden die zu vermessenden Strecken jeweils am integrierten Lineal der Planungssoftware ausgerichtet und vermessen, wie in den Abbildungen gezeigt. Pro DVT-Aufnahme ergaben sich dadurch die erwähnten sechs Messstrecken, also pro DVT-Gerät insgesamt 114 Messstrecken, 60 Messwerte bei unveränderter Positionierung des Schädels und 54 Messwerte bei veränderter Position. Insgesamt resultieren daraus bei allen vier verwendeten digitalen Volumentomografen 456 Messstrecken, wobei jeweils 152 in der Vertikal-, Sagittal- und Transversalebene gemessen und metrisch analysiert wurden.

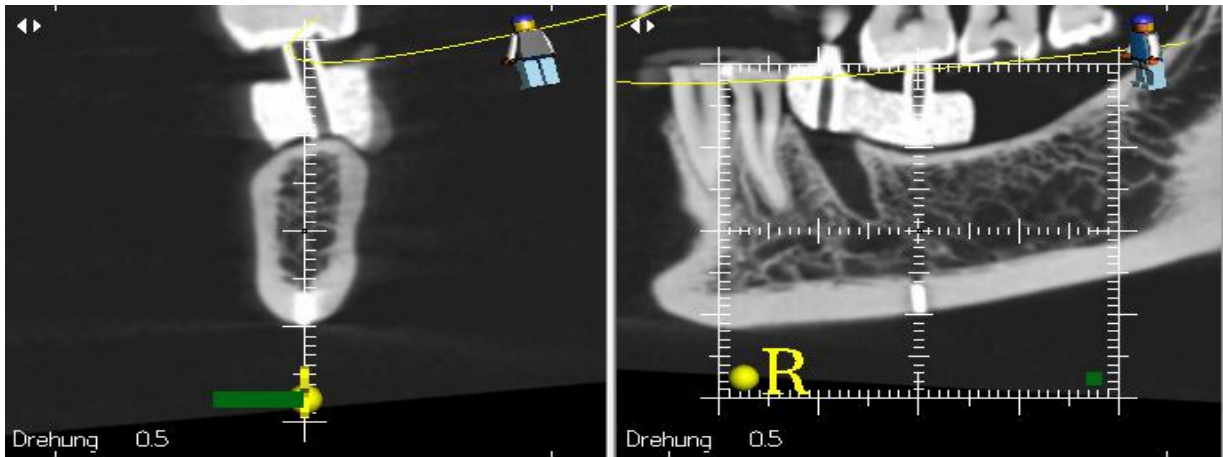


Abbildung 31: Lageposition 1 – vertikal 3. Quadrant; eigene Darstellung/Screenshot.

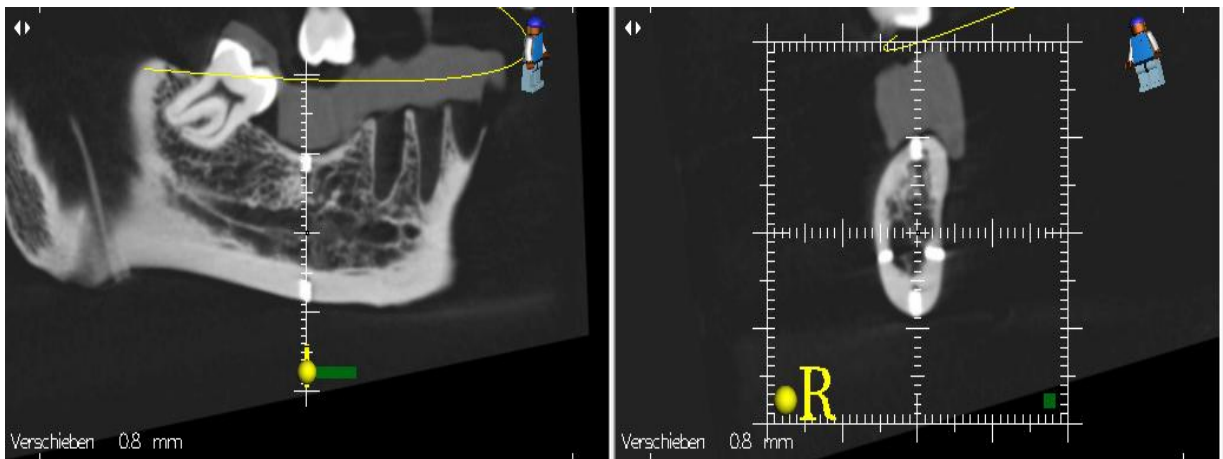


Abbildung 32: Lageposition 2 – vertikal 4. Quadrant; eigene Darstellung/Screenshot.

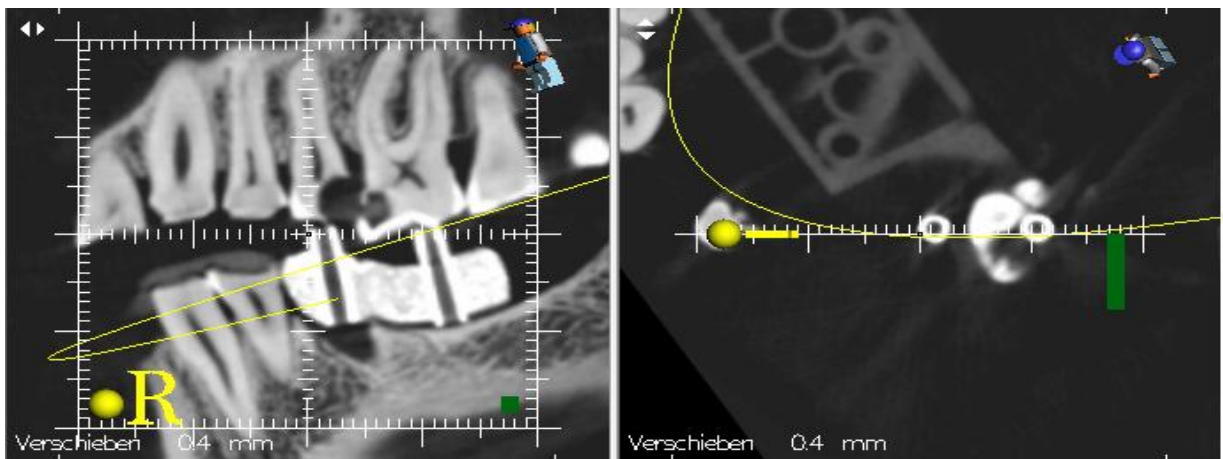


Abbildung 33: Lageposition 3 – sagittal 3. Quadrant; eigene Darstellung/Screenshot.



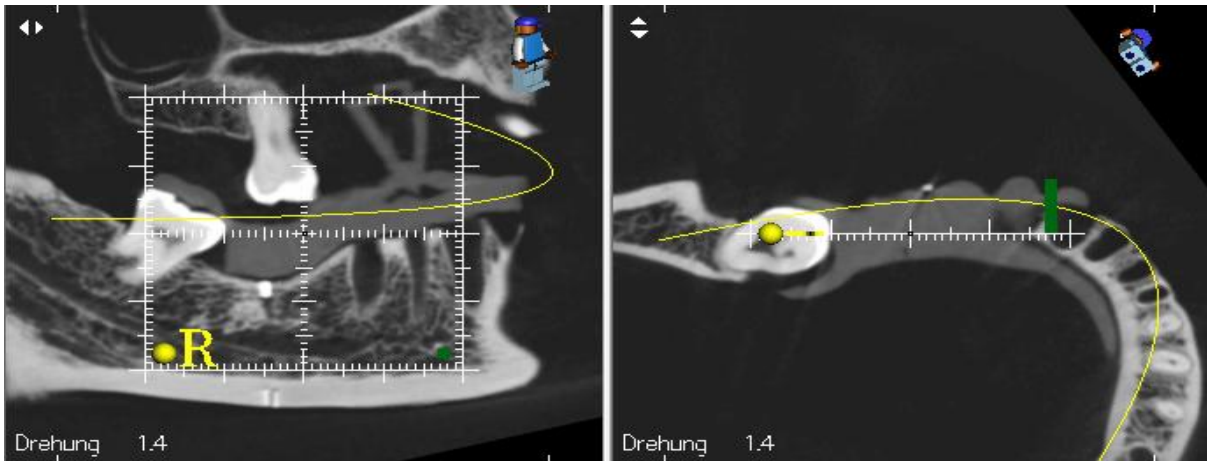


Abbildung 34: Lageposition 4 – sagittal 4. Quadrant; eigene Darstellung/Screenshot.

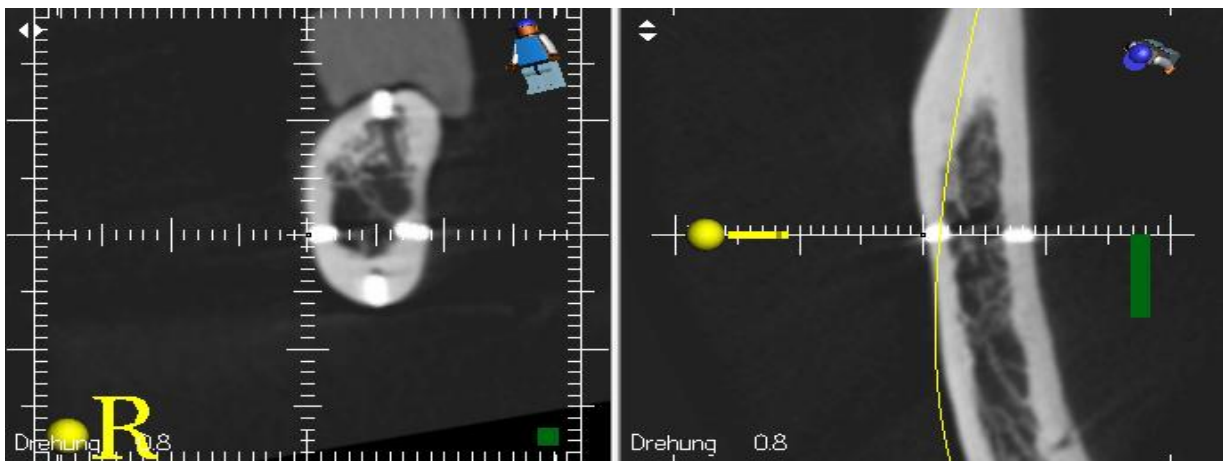


Abbildung 35: Lageposition 5 – transversal 4. Quadrant; eigene Darstellung/Screenshot.

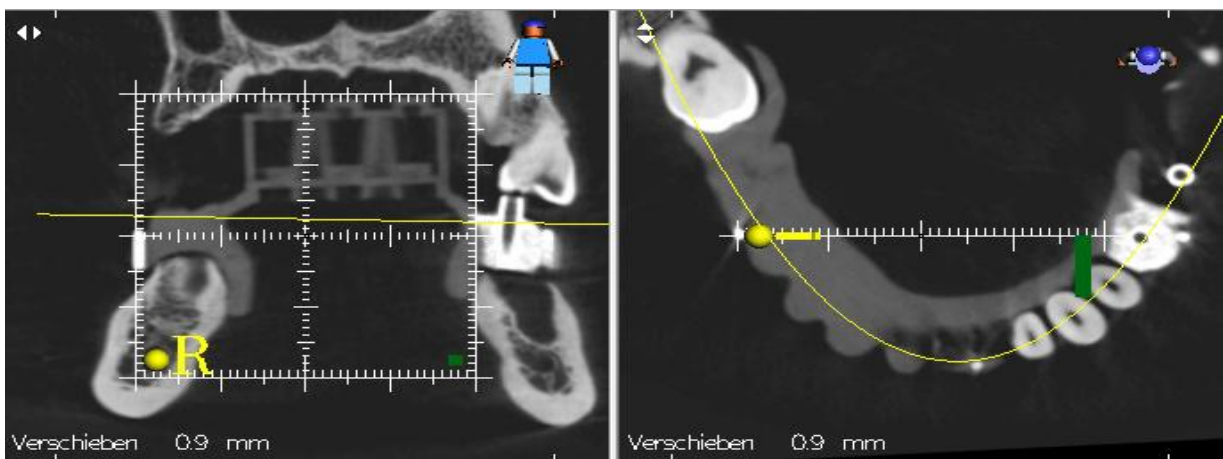


Abbildung 36: Lageposition 6 – transversal 3.- 4. Quadrant; eigene Darstellung/Screenshot.

### 4.3 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung der erhobenen Messwerte wurde mithilfe eines Statistikprogramms (SPSS Version 22.0, SPSS inc., Chicago, USA) an der Ludwig-Maximilians-Universität München durchgeführt. In dieser Studie wurden folgende statistische Analysemethoden angewendet:

- deskriptive Statistik (= beschreibende Statistik)
- induktive Statistik (= mathematische, schließende Statistik, Inferenzstatistik).

#### 4.3.1 Deskriptive Statistik

Diese Art der statistischen Auswertung erfolgte im Einzelnen durch:

##### **Darstellung der erhobenen Daten in Tabellen**

Die für jedes DVT-Gerät erhobenen 152 Messwerte wurden manuell in das Tabellenkalkulationsprogramm Excel (Version 2007, Microsoft Corporation, Redmon, Washington, USA) in angefertigte Tabellen eingegeben und stellten die Basis für die darauffolgenden Analysemethoden dar.

##### **Berechnung von geeigneten Kenngrößen**

Da von einer Normalverteilung der Daten auszugehen war, wurden parametrische Testverfahren angewendet. Zur Beschreibung der Daten wurden als Lagemaß der Mittelwert  $\bar{x}$  (arithmetisches Mittel oder auch Durchschnitt) und als Streuungsmaß die Standardabweichung  $s$  berechnet. In der vorliegenden Studie handelt es sich bei dem Mittelwert und der Standardabweichung um die Differenz der Messwerte zwischen den DVT-Aufnahmen und der Realität.

Ein Ziel dieser Arbeit war es, zu evaluieren, wie hoch die maximale Abweichung (positiv oder negativ) der DVT-Geräte zur Realität ist. Diese Werte wurden durch die Differenz zwischen den radiologischen Messwerten und dem richtigen Wert  $x_r$  (Realität) berechnet.

$$\text{Abweichung [mm]} = \text{richtiger Wert } x_r \text{ [mm]} - \text{Messwert im Röntgen [mm]}$$

Somit liegt bei einer negativen Abweichung eine Vergrößerung der Messstrecke und bei einer positiven Abweichung eine Verkleinerung der röntgenologischen Messstrecke durch die Röntgenaufnahme im Vergleich zur Realität vor.

### **Darstellung in Grafiken**

Die grafische Darstellung erfolgt mithilfe von Fehlerbalkendiagrammen.

#### **4.3.2 Induktive Statistik**

Die Abweichungen der Mittelwerte der DVT-Geräte in Bezug zur Realität wurden mittels des Kolmogorov-Smirnov-Tests auf Normalverteilung überprüft. Da die Gruppen normalverteilt waren, wurde mittels des t-Tests untersucht, ob die prozentuale Abweichung der einzelnen Gruppen einen signifikanten Unterschied zum Ist-Wert (Null-Wert) aufwies. Das Signifikanzniveau wurde auf  $p \leq 0,05$  festgelegt.

## 5 Ergebnisse

Insgesamt wurden in dieser Studie vier verschiedene DVT-Geräte in Bezug auf ihre Genauigkeit und Reproduzierbarkeit hinsichtlich der Röntgenaufnahmen miteinander verglichen. Pro DVT-Gerät wurden 19 DVT-Aufnahmen durchgeführt, für vier Geräte also 76 Aufnahmen. Bei sechs festgelegten Messstrecken pro Aufnahme ergaben sich somit insgesamt 114 Messwerte der metrischen Analyse für jedes DVT-Gerät. Bei vier Geräten ergab sich somit eine Anzahl von insgesamt 456 Messwerten, die nun anhand der Fragestellung und der Ziele der Studie miteinander verglichen wurden. Für die Analyse der Messwerte wurde jeweils der Wert in der Realität um den durch die Planungssoftware ermittelten Wert subtrahiert. Somit ergaben sich für negative Ergebnisse größere Messstrecken im Vergleich zur Realität.

Differenz = Realitätswert minus gemessenem Wert durch Planungssoftware

### 5.1 Realitätswerte der Messstrecken (Ist-Werte)

Die „richtigen Werte“ der Messstrecken der anatomischen Strukturen am Schädel sowie zwischen den Referenzmarkern betragen 29,47 mm für die Lageposition 1, 18,60 mm für die Lageposition 2, 11,68 mm für die Lageposition 3, 27,35 mm für die Lageposition 4, 8,65 mm für die Lageposition 5 und 49,27 mm für die Lageposition 6.

Tabelle 4: Die „richtigen Werte“ der Messstrecken, gemessen mit einer digitalen Schieblehre.

<b>Lageposition 1:</b> 29,47 mm	<b>Lageposition 4:</b> 27,35 mm
<b>Lageposition 2:</b> 18,60 mm	<b>Lageposition 5:</b> 8,65 mm
<b>Lageposition 3:</b> 11,68 mm	<b>Lageposition 6:</b> 49,27 mm

## 5.2 Digital mittels des 3D-Implantatplanungsprogramms gemessene Werte

### 1. Gendex GXCB-500

Tabelle 5: Mit der 3D-Implantatplanungssoftware gemessene Messstrecken für das Gerät (DVT) Gendex GXCB-500.

Gendex GXCB-500	Lageposition 1 (mm)	Lageposition 2 (mm)	Lageposition 3 (mm)	Lageposition 4 (mm)	Lageposition 5 (mm)	Lageposition 6 (mm)
<b>Realität</b>	29,50	18,60	11,70	27,40	8,70	49,30
<b>Position gleich</b>						
<b>1</b>	29,20	18,80	11,50	27,50	8,60	49,30
<b>2</b>	29,10	18,80	11,60	27,50	8,70	49,30
<b>3</b>	29,20	18,80	11,50	27,50	8,60	49,30
<b>4</b>	29,20	18,80	11,60	27,50	8,60	49,30
<b>5</b>	29,20	18,70	11,60	27,40	8,70	49,30
<b>6</b>	29,20	18,80	11,70	27,50	8,70	49,30
<b>7</b>	29,20	18,70	11,60	27,50	8,70	49,30
<b>8</b>	29,30	18,80	11,70	27,50	8,70	49,30
<b>9</b>	29,20	18,70	11,70	27,40	8,70	49,20
<b>10</b>	29,30	18,80	11,70	27,50	8,60	49,30
<b>Mittelwert</b>	<b>29,21</b>	<b>18,77</b>	<b>11,62</b>	<b>27,48</b>	<b>8,66</b>	<b>49,29</b>
<b>Position verändert</b>						
<b>11</b>	29,10	18,60	11,80	27,60	8,80	49,40
<b>12</b>	29,40	18,60	11,70	27,40	8,60	49,30
<b>13</b>	29,20	18,70	11,70	27,60	8,60	49,30
<b>14</b>	29,30	18,70	11,60	27,40	8,70	49,30
<b>15</b>	29,40	18,60	11,80	27,50	8,80	49,30
<b>16</b>	29,20	18,60	11,70	27,50	8,70	49,30
<b>17</b>	29,30	18,70	11,60	27,40	8,80	49,30
<b>18</b>	29,30	18,70	11,70	27,60	8,70	49,30
<b>19</b>	29,40	18,80	11,80	27,70	8,80	49,40
<b>Mittelwert</b>	<b>29,29</b>	<b>18,67</b>	<b>11,71</b>	<b>27,52</b>	<b>8,72</b>	<b>49,32</b>

## 2. Sirona Galileos

Tabelle 6: Mit der 3D-Implantatplanungssoftware gemessene Messstrecken für das Gerät (DVT) Sirona Galileos Comfort.

Sirona Galileos	Lageposition 1 (mm)	Lageposition 2 (mm)	Lageposition 3 (mm)	Lageposition 4 (mm)	Lageposition 5 (mm)	Lageposition 6 (mm)
<b>Realität</b>	29,50	18,60	11,70	27,40	8,70	49,30
<b>Position gleich</b>						
<b>1</b>	30,00	19,00	11,90	26,80	8,50	49,40
<b>2</b>	30,00	18,90	11,90	27,00	8,50	49,30
<b>3</b>	30,00	19,00	11,90	27,00	8,50	49,20
<b>4</b>	29,90	19,00	11,80	27,10	8,50	49,20
<b>5</b>	29,90	19,00	11,80	27,10	8,60	49,40
<b>6</b>	29,90	18,90	11,90	27,00	8,50	49,30
<b>7</b>	30,00	19,10	11,80	27,10	8,70	49,20
<b>8</b>	30,00	18,90	11,90	27,10	8,60	49,20
<b>9</b>	29,90	18,90	11,70	27,10	8,50	49,30
<b>10</b>	29,90	19,00	11,70	27,10	8,60	49,40
<b>Mittelwert</b>	<b>29,95</b>	<b>18,97</b>	<b>11,83</b>	<b>27,04</b>	<b>8,55</b>	<b>49,39</b>
<b>Position verändert</b>						
<b>11</b>	30,10	19,10	12,00	27,50	8,80	49,20
<b>12</b>	30,20	19,20	11,90	27,70	8,50	49,50
<b>13</b>	30,00	19,20	11,60	27,90	8,50	49,20
<b>14</b>	30,00	19,10	11,50	27,90	8,50	49,70
<b>15</b>	30,00	19,10	11,70	27,50	8,40	49,20
<b>16</b>	30,00	19,00	11,90	27,90	8,70	49,10
<b>17</b>	30,20	19,10	11,90	28,00	8,90	49,70
<b>18</b>	29,90	19,10	11,40	28,10	8,50	49,20
<b>19</b>	30,00	19,10	12,00	27,50	8,70	49,70
<b>Mittelwert</b>	<b>30,04</b>	<b>19,11</b>	<b>11,77</b>	<b>27,76</b>	<b>8,61</b>	<b>49,40</b>

### 3. Sirona Orthophos XG 3D

Tabelle 7: Mit der 3D-Implantatplanungssoftware gemessene Messstrecken für das Gerät (DVT) Sirona Orthophos XG-3D.

Sirona Orthophos XG 3D	Lageposition 1 (mm)	Lageposition 2 (mm)	Lageposition 3 (mm)	Lageposition 4 (mm)	Lageposition 5 (mm)	Lageposition 6 (mm)
<b>Realität</b>	29,50	18,60	11,70	27,40	8,70	49,30
<b>Position gleich</b>						
<b>1</b>	30,50	19,00	12,10	27,50	9,50	50,00
<b>2</b>	30,50	19,00	12,20	27,30	9,40	50,10
<b>3</b>	30,40	18,90	12,20	27,50	9,50	50,00
<b>4</b>	30,30	19,00	12,10	27,50	9,40	50,00
<b>5</b>	30,50	19,20	12,10	27,50	9,30	50,10
<b>6</b>	30,30	19,00	12,00	27,30	9,20	50,00
<b>7</b>	30,50	19,20	12,20	27,30	9,20	49,90
<b>8</b>	30,30	19,00	12,00	27,50	9,10	50,10
<b>9</b>	30,20	19,10	12,10	27,50	9,30	49,90
<b>10</b>	30,20	19,20	12,20	27,20	9,50	50,00
<b>Mittelwert</b>	<b>30,37</b>	<b>19,06</b>	<b>12,12</b>	<b>27,41</b>	<b>9,34</b>	<b>50,01</b>
<b>Position verändert</b>						
<b>11</b>	30,30	19,00	12,20	27,90	9,60	50,10
<b>12</b>	30,10	19,10	12,00	27,20	9,20	49,90
<b>13</b>	30,00	19,00	12,10	27,20	9,10	50,20
<b>14</b>	30,80	19,00	12,20	27,10	9,20	50,40
<b>15</b>	30,50	19,20	11,90	27,30	8,90	50,10
<b>16</b>	30,30	19,10	12,10	27,30	9,00	50,40
<b>17</b>	30,50	19,20	12,30	27,50	8,90	49,90
<b>18</b>	30,00	19,00	12,10	27,50	9,10	49,70
<b>19</b>	30,50	19,00	12,30	27,50	9,50	50,1
<b>Mittelwert</b>	<b>30,33</b>	<b>19,07</b>	<b>12,13</b>	<b>27,39</b>	<b>9,17</b>	<b>50,09</b>

#### 4. Carestream CS 9300

Tabelle 8: Mit der 3D-Implantatplanungssoftware gemessene Messstrecken für das Gerät (DVT) Carestream CS 9300.

Carestream CS 9300	Lageposition 1 (mm)	Lageposition 2 (mm)	Lageposition 3 (mm)	Lageposition 4 (mm)	Lageposition 5 (mm)	Lageposition 6 (mm)
<b>Realität</b>	29,50	18,60	11,70	27,40	8,70	49,30
<b>Position gleich</b>						
<b>1</b>	29,10	18,90	11,90	27,50	9,00	49,80
<b>2</b>	28,80	18,80	12,10	27,20	9,10	49,70
<b>3</b>	28,80	18,90	12,10	27,30	9,00	49,70
<b>4</b>	28,90	18,90	12,20	27,30	9,10	49,70
<b>5</b>	29,10	18,90	12,20	27,30	9,00	49,90
<b>6</b>	29,30	19,00	12,20	27,40	9,00	49,90
<b>7</b>	29,50	19,00	12,30	27,20	9,20	49,90
<b>8</b>	29,60	18,80	12,20	27,20	9,00	49,60
<b>9</b>	29,80	18,90	12,10	27,10	9,10	49,70
<b>10</b>	30,00	18,90	12,00	27,00	9,20	49,60
<b>Mittelwert</b>	<b>29,29</b>	<b>18,9</b>	<b>12,13</b>	<b>27,25</b>	<b>9,07</b>	<b>49,75</b>
<b>Position verändert</b>						
<b>11</b>	30,00	18,90	12,00	27,20	9,10	49,70
<b>12</b>	30,00	18,70	12,30	27,00	9,40	49,50
<b>13</b>	29,50	18,90	12,00	27,30	9,00	49,70
<b>14</b>	29,80	18,90	12,00	27,20	9,00	49,50
<b>15</b>	30,00	18,80	12,10	27,20	9,10	49,50
<b>16</b>	29,50	18,90	12,50	27,10	9,30	49,70
<b>17</b>	30,00	18,80	12,40	27,20	9,20	49,50
<b>18</b>	30,00	18,90	12,30	27,10	9,00	49,70
<b>19</b>	29,80	18,90	12,10	27,00	9,20	49,70
<b>Mittelwert</b>	<b>29,84</b>	<b>18,86</b>	<b>12,19</b>	<b>27,14</b>	<b>9,14</b>	<b>49,61</b>



### 5.3 Maximale Abweichungen der DVT-Geräte

Anhand der Differenz zwischen den Messwerten in Realität (Ist-Werten) und den aus den DVT-Aufnahmen gewonnenen Messwerten wurde die maximale positive und negative Abweichung der DVT-Geräte zur Realität ermittelt. Bei positiven Werten liegt eine Verkleinerung vor, bei negativen Messwerten liegt eine Vergrößerung vor.

#### 1. Gendex GXCB-500

Bei der Messung der Messstrecken in den sechs Lagepositionen zeigt sich, dass die max. Abweichung der Messwerte zwischen 0,35 mm (1,28 %) und - 0,37 mm (- 1,26 %) liegt. In der vertikalen Messstrecke im dritten Quadranten weist das DVT-Gerät keine positive Abweichung auf, hingegen eine max. negative Abweichung von - 0,37 mm (- 1,26 %). In vertikaler Richtung im vierten Quadranten zeigt sich hingegen eine max. positive Abweichung von 0,20 mm (1,08 %), jedoch keine max. negative Abweichung. In der Sagittalebene zeigt sich eine max. positive Abweichung zur Realität von 0,12 mm (1,03 %) und eine max. negative von - 0,18 mm (- 1,54 %) im dritten Quadranten und eine max. positive Abweichung von 0,35 mm (1,28 %) im vierten Quadranten. Die Messwerte in der Transversalebene ergaben eine max. positive Abweichung im vierten Quadranten von 0,15 mm (1,73 %) und eine max. negative Abweichung von - 0,08 mm (- 0,92 %) sowie vom dritten zum vierten Quadranten eine max. positive Abweichung von 0,13 mm (0,03 %) und max. negative Abweichung von - 0,13 mm (- 0,23 %) (Tabelle 9).

Tabelle 9: Max. positive und max. negative Abweichungen ( $A_{\max.\text{pos.}}$ ,  $A_{\max.\text{neg.}}$ ) zur Realität bei der Messung der Messstrecken für das Gerät 1 Gendex GXCB-500.

Gerätetyp 1 Gendex GXCB-500	$A_{\max.\text{pos.}}$		Realität [mm]	$A_{\max.\text{neg.}}$	
	[mm]	[%]		[mm]	[%]
Vertikal 3. Quadrant (Lagepos. 1)	/	/	29,47	- 0,37	- 1,26
Vertikal 4. Quadrant (Lagepos. 2)	0,20	1,08	18,60	/	/
Sagittal 3. Quadrant (Lagepos. 3)	0,12	1,03	11,68	- 0,18	- 1,54
Sagittal 4. Quadrant (Lagepos. 4)	0,35	1,28	27,35	/	/
Transversal 4. Quadrant (Lagepos. 5)	0,15	1,73	8,65	- 0,08	- 0,92
Transversal 3.-4. Quadrant (Lagepos. 6)	0,13	0,03	49,27	- 0,13	- 0,23

## 2. Sirona Galileos

In der Vertikalebene zeigten sich max. positive Abweichungen von 0,73 mm (2,48 %) im dritten Quadranten und 0,60 mm (3,23 %) im vierten Quadranten und keine negativen Abweichungen. Zudem wichen die Messstrecken in der Sagittalen im dritten Quadranten um max. 0,32 mm (2,74 %) positiv und um max. - 0,28 mm (- 2,40 %) negativ ab. Im vierten Quadranten weicht die Messstrecke um max. 0,75 mm (2,74 %) positiv und max. - 0,55 mm (- 2,01 %) negativ ab. Es differierten zudem die um max. 0,25 mm (2,89 %) positiven und max. - 0,24 mm (- 2,77 %) negativen Werte transversal im vierten Quadranten, während eine max. positive Abweichung von 0,43 mm (0,87 %) und max. negative Abweichung von - 0,17 mm (- 0,35 %) vom dritten zum vierten Quadranten berechnet wurde (Tabelle 10).

Tabelle 10: Max. positive und max. negative Abweichungen ( $A_{\max.\text{pos.}}$ ,  $A_{\max.\text{neg.}}$ ) zur Realität bei der Messung der Messstrecken für das Gerät 2 Sirona Galileos.

Gerätetyp 2	$A_{\max.\text{pos.}}$		Realität	$A_{\max.\text{neg.}}$	
	[mm]	[%]		[mm]	[mm]
Sirona Galileos					
Vertikal 3. Quadrant (Lagepos. 1)	0,73	2,48	29,47	/	/
Vertikal 4. Quadrant (Lagepos. 2)	0,60	3,23	18,60	/	/
Sagittal 3. Quadrant (Lagepos. 3)	0,32	2,74	11,68	- 0,28	- 2,40
Sagittal 4. Quadrant (Lagepos. 4)	0,75	2,74	27,35	- 0,55	- 2,01
Transversal 4. Quadrant (Lagepos. 5)	0,25	2,89	8,65	- 0,24	- 2,77
Transversal 3.-4. Quadrant (Lagepos. 6)	0,43	0,87	49,27	- 0,17	- 0,35

## 3. Sirona Orthophos XG 3D

Bei der Analyse der Messstrecken in Bezug auf die max. positiven und max. negativen Abweichungen ergaben sich folgende Werte. In der Vertikalebene zeigten sich max. positive Abweichungen von 1,33 mm (4,5 %) im dritten und 0,60 mm (3,22 %) im vierten Quadranten. Es ergaben sich keine negativen Abweichungen in der Vertikalen. Im dritten Quadranten wurde eine max. positive Abweichung von 0,62 mm (5,31 %) und keine negative Abweichung, und im vierten Quadranten wurde eine max. positive Abweichung von 0,55 mm (2,01 %) und eine max. negative Abweichung von - 0,25 mm (- 0,91 %) erreicht. In der Transversalebene ergaben sich 0,95 mm (11,0 %) im vierten Quadranten und 1,13 mm (2,30 %) vom dritten zum vierten Quadranten als max. positive Abweichung (Tabelle 11).

Tabelle 11: Max. positive und max. negative Abweichungen ( $A_{\max.\text{pos.}}$ ,  $A_{\max.\text{neg.}}$ ) zur Realität bei der Messung der Messstrecken für das Gerät 3 Sirona Orthophos XG 3D.

Gerätetyp 3 Sirona Orthophos XG 3D	$A_{\max.\text{pos.}}$		Realität [mm]	$A_{\max.\text{neg.}}$	
	[mm]	[%]		[mm]	[%]
Vertikal 3. Quadrant (Lagepos. 1)	1,33	4,5	29,47	/	/
Vertikal 4. Quadrant (Lagepos. 2)	0,60	3,22	18,60	/	/
Sagittal 3. Quadrant (Lagepos. 3)	0,62	5,31	11,68	/	/
Sagittal 4. Quadrant (Lagepos. 4)	0,55	2,01	27,35	- 0,25	- 0,91
Transversal 4. Quadrant (Lagepos. 5)	0,95	11,0	8,65	/	/
Transversal 3.-4. Quadrant (Lagepos. 6)	1,13	2,30	49,27	/	/

#### 4. Carestream CS 9300

Eine max. positive Abweichung von 0,53 mm (1,80 %) und max. negative von - 0,67 mm (- 2,30 %) im dritten Quadranten und 0,40 mm (2,15 %) max. positive im vierten Quadranten konnten in der Vertikalebene gemessen werden. In der Sagittalebene ergab sich im dritten Quadranten eine max. positive Abweichung von 0,82 mm (7,02 %) und max. positive Abweichung im vierten Quadranten von 0,15 mm (0,55 %) sowie eine max. negative Abweichung von - 0,35 mm (- 1,28 %). Die Werte in der Transversalen ergaben nur max. positive Abweichungen von 0,75 mm (8,70 %) im vierten Quadranten und 0,63 mm (1,28 %) vom dritten zum vierten Quadranten. (Tabelle 12)

Tabelle 12: Max. positive und max. negative Abweichungen ( $A_{\max.\text{pos.}}$ ,  $A_{\max.\text{neg.}}$ ) zur Realität bei der Messung der Messstrecken für das Gerät 4.

Gerätetyp 4 Carestream CS 9300	$A_{\max.\text{pos.}}$		Realität [mm]	$A_{\max.\text{neg.}}$	
	[mm]	[%]		[mm]	[%]
Vertikal 3. Quadrant (Lagepos. 1)	0,53	1,80	29,47	- 0,67	- 2,30
Vertikal 4. Quadrant (Lagepos. 2)	0,40	2,15	18,60	/	/
Sagittal 3. Quadrant (Lagepos. 3)	0,82	7,02	11,68	/	/
Sagittal 4. Quadrant (Lagepos. 4)	0,15	0,55	27,35	- 0,35	- 1,28
Transversal 4. Quadrant (Lagepos. 5)	0,75	8,70	8,65	/	/
Transversal 3.-4. Quadrant (Lagepos. 6)	0,63	1,28	49,27	/	/

## **5.4 Einfluss der Lageposition der Messstrecken auf die Abweichung der radiologischen Messwerte für jedes DVT-Gerät**

### **5.4.1 Gendex GXCB-500**

#### **Deskriptive Maßzahlen für die einzelnen Gruppen**

Tabelle 13 zeigt die deskriptiven Maßzahlen für die sechs miteinander verglichenen Gruppen (sechs Messstrecken) des Faktors (Lage) im Raum in Hinblick auf die durchschnittlichen Abweichungen der Mittelwerte. Zudem wurden jeweils die unveränderte Position und die veränderte Position bei der Auswertung berücksichtigt sowie die Auswirkung aller Richtungen auf die Mittelwerte. Zu berücksichtigen ist, dass jeweils der Mittelwert und die Standardabweichung der Differenzen verwendet wurden. Die durchschnittliche Abweichung der Mittelwerte liegt dabei im negativen Bereich, wenn die durch die Planungssoftware ermittelten Werte größer als in der Realität waren. Insgesamt zeigt dieses Gerät die größte durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte zur Realität in der Transversalebene im vierten Quadranten mit 0,400 mm (1,16 %) bei unveränderter Position des Schädels im DVT-Gerät. Die Standardabweichungen in Abhängigkeit von der Lage am Schädel variieren bei diesem Gerät von 0,032 mm bis 0,905 mm. Bei unveränderter Position ist die größte Genauigkeit dieses Gerätes in Lageposition 6 mit 0,010 mm (0,02 %) und die geringste Genauigkeit in Lageposition 5 mit 0,400 mm (1,16 %). Bei veränderter Position des Schädels zeigt dieses Gerät die geringste Abweichung in Lageposition 3 mit 0,000 mm (0,00 %) zur Realität und in Lageposition 6 mit - 0,022 mm (- 0,05 %). Für die allgemeine durchschnittliche Abweichung ohne Berücksichtigung der Positionierung weist das Gerät Gendex GXCB-500 die geringste Abweichung in Lageposition 6 mit - 0,005 mm (- 0,01 %) und die größte Abweichung in Lageposition 1 mit 0,253 mm (8,85 %) auf ( Tabelle 13, Abbildung 37).

Tabelle 13: Einfluss der Lage der Messstrecke im Raum auf den Mittelwert der Differenzen und die Standardabweichung für das DVT-Gerät Gendex GXCB-500.

Gerätetyp 1	Lageposition	Scanposition	Abweichung [mm]	Abweichung [%]	Standardabweichung [mm]
1	1	Gleich	0,290	0,98	0,057
	Vertikal 3.	Verändert	0,211	0,72	0,105
	Quadrant	Insgesamt	0,253	0,85	0,905
2	2	Gleich	- 0,170	- 0,91	0,048
	Vertikal 4.	Verändert	- 0,067	- 0,36	0,070
	Quadrant	Insgesamt	- 0,121	- 0,65	0,079
3	3	Gleich	0,080	0,68	0,079
	Sagittal 3.	Verändert	0,000	0,00	0,087
	Quadrant	Insgesamt	0,042	0,36	0,090
4	4	Gleich	- 0,080	- 0,29	0,042
	Sagittal 4.	Verändert	- 0,122	- 0,45	0,109
	Quadrant	Insgesamt	- 0,100	- 0,36	0,082
5	5	Gleich	0,040	0,46	0,052
	Transversal 4.	Verändert	- 0,022	- 0,25	0,083
	Quadrant	Insgesamt	0,011	0,13	0,074
6	6	Gleich	0,010	0,02	0,032
	Transversal 3.-	Verändert	- 0,022	- 0,05	0,044
	4. Quadrant	Insgesamt	- 0,005	- 0,01	0,041

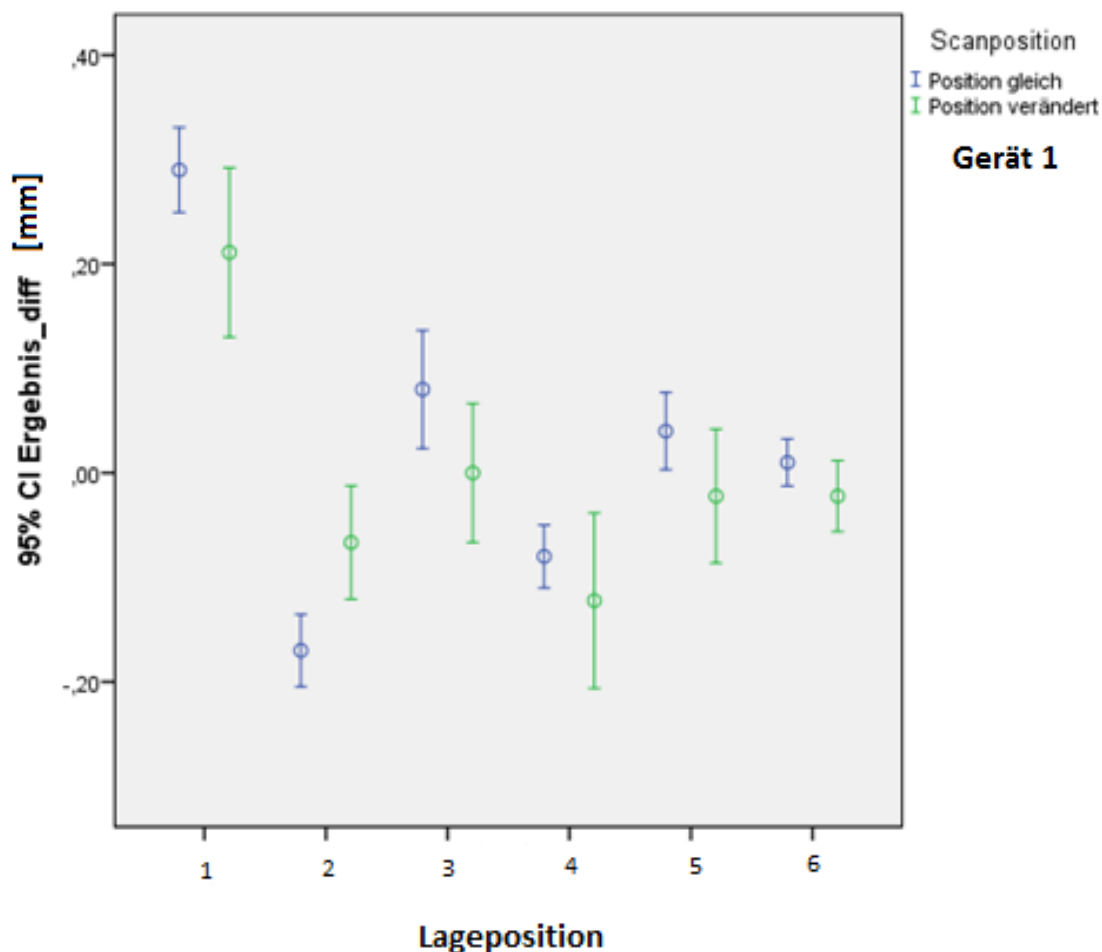


Abbildung 37: Gerät 1 – Gendex GXCB-500. Einfluss der Lageposition auf die Mittelwerte der Abweichungen zur Realität.

## 5.4.2 Sirona Galileos

### Deskriptive Maßzahlen für die einzelnen Gruppen

Dieses DVT-Gerät zeigte in den sechs gemessenen Messstrecken eine durchschnittliche Abweichung der Mittelwerte der Differenzen, wie in Tabelle 14 veranschaulicht. Insgesamt zeigte sich bei diesem Gerät die geringste Abweichung bei unveränderter Position des Schädels im DVT-Gerät in der Lageposition 6 mit einer Abweichung von 0,010 mm (0,02 %) und die größte Abweichung in Lageposition 1 mit - 0,450 mm (- 1,52 %). Für die veränderte Positionierung des Schädels ergab sich die maximalste Abweichung mit - 0,544 mm (- 1,85 %) in Lageposition 1 und die minimalste in Lageposition 3 mit - 0,067 mm (- 0,57 %). Unter Berücksichtigung der beiden Positionen unverändert und verändert zeigte sich die größte Genauigkeit dieses Gerätes in Lageposition 4 mit 0,015 mm (0,05 %) und die geringste Genauigkeit in Lageposition 3 mit - 1,000 mm (- 8,5 %). Für die insgesamt für dieses Gerät festgestellte größte Abweichung zeigte sich ein Wert von - 0,544 mm (- 1,85 %) in Lageposition 1 bei

veränderter Positionierung des Schädels und ein Wert von - 0,067 mm (- 0,57 %) in Lageposition 3 bei veränderter Positionierung des Schädels im DVT-Gerät. Die Standardabweichung der Differenzen reicht von 0,053 mm bis 0,955 mm in Abhängigkeit von der Lageposition (Tabelle 14, Abbildung 38).

Tabelle 14: Einfluss der Lage der Messstrecke im Raum auf den Mittelwert der Differenzen und die Standardabweichung für das DVT-Gerät Sirona Galileos.

Gerätetyp 2	Lageposition	Scanposition	Abweichung [mm]	Abweichung [%]	Standardabweichung [mm]
1	Vertikal 3.	Gleich	- 0,450	- 1,52	0,053
	Quadrant	Verändert	- 0,544	- 1,85	0,102
		Insgesamt	- 0,495	- 1,68	0,091
2	Vertikal 4.	Gleich	- 0,370	- 1,99	0,067
	Quadrant	Verändert	- 0,511	- 2,74	0,060
		Insgesamt	- 0,437	- 2,35	0,955
3	Sagittal 3.	Gleich	- 0,130	- 0,69	0,082
	Quadrant	Verändert	- 0,067	- 0,57	0,224
		Insgesamt	- 0,100	- 0,86	0,163
4	Sagittal 4.	Gleich	0,360	1,32	0,097
	Quadrant	Verändert	- 0,378	- 1,38	0,233
		Insgesamt	0,011	0,04	0,415
5	Transversal 4.	Gleich	0,150	1,73	0,071
	Quadrant	Verändert	0,089	1,03	0,169
		Insgesamt	0,121	1,40	0,127
6	Transversal 3.-	Gleich	0,010	0,02	0,087
	4. Quadrant	Verändert	- 0,089	- 0,18	0,257
		Insgesamt	- 0,037	- 0,08	0,189

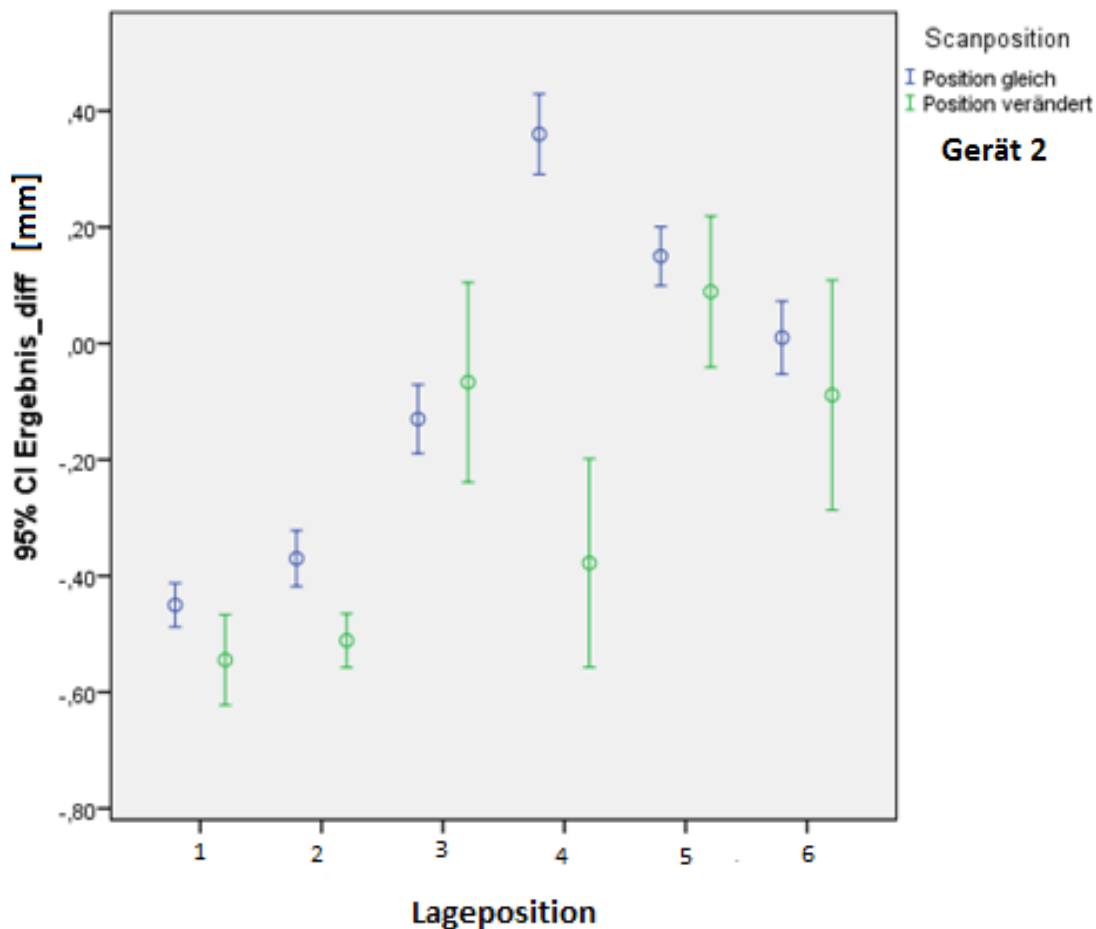


Abbildung 38: Gerät 2 – Sirona Galileos. Einfluss der Lageposition auf die Mittelwerte der Abweichungen zur Realität.

### 5.4.3 Sirona Orthophos XG 3D

#### Deskriptive Maßzahlen für die einzelnen Gruppen

Die Tabelle 15 zeigt die erhaltenen Daten aus den durchschnittlichen Abweichungen der röntgenologischen Mittelwerte zur Realität. Für dieses Gerät zeigte sich insgesamt eine maximale Abweichung der Differenzen der Mittelwerte in Lageposition 1 mit -0,870 mm (-2,95 %) bei unveränderter Position des Schädels. Die minimalste Abweichung war in Lageposition 4 bei unveränderter Positionierung mit dem Wert -0,010 mm (-0,04 %). Bei unveränderter Positionierung ergab sich ein Wert von -0,870 mm (-2,95 %) in Lageposition 1 als größte Abweichung und ein Wert von -0,010 mm (-0,04 %) in Lageposition 4 als geringste Abweichung. Die größte Genauigkeit mit 0,011 mm (0,04 %) in Lageposition 4 und die geringste Genauigkeit mit -0,833 mm (-2,83 %) in Lageposition 1 wurden bei veränderter Positionierung des Schädels erreicht. Insgesamt zeigte sich unter Berücksichtigung der Positionierungen die größte Abweichung in Lageposition 1 mit -0,853 mm (-2,89 %) und die



kleinste Abweichung mit 0,000 mm (0,00 %) in Lageposition 4. Somit kann festgehalten werden, dass dieses Gerät die größte Genauigkeit in Abhängigkeit von der Lage im Raum im dritten Quadranten in sagittaler Richtung aufweist. Die Standardabweichung der Differenzen variiert bei diesem Gerät in Abhängigkeit von der Lageposition von 0,074 mm bis 0,269 mm (Tabelle 15, Abbildung 39).

Tabelle 15: Einfluss der Lage der Messstrecke im Raum auf den Mittelwert der Differenzen und die Standardabweichung für das DVT-Gerät Sirona Orthophos XG 3D.

Gerätetyp 3	Lageposition	Scanposition	Abweichung [mm]	Abweichung [%]	Standardabweichung [mm]
1	Vertikal 3. Quadrant	Gleich	- 0,870	- 2,95	0,125
		Verändert	- 0,833	- 2,83	0,269
		Insgesamt	- 0,853	- 2,89	0,201
2	Vertikal 4. Quadrant	Gleich	- 0,460	- 2,47	0,108
		Verändert	- 0,467	- 2,51	0,087
		Insgesamt	- 0,463	- 2,49	0,096
3	Sagittal 3. Quadrant	Gleich	- 0,420	- 3,60	0,079
		Verändert	- 0,433	- 3,70	0,132
		Insgesamt	- 0,426	- 3,65	0,105
4	Sagittal 4. Quadrant	Gleich	- 0,010	- 0,03	0,120
		Verändert	0,011	0,04	0,242
		Insgesamt	0,000	0,00	0,183
5	Transversal 4. Quadrant	Gleich	- 0,640	- 7,40	0,143
		Verändert	- 0,467	- 5,40	0,245
		Insgesamt	- 0,558	- 6,45	0,212
6	Transversal 3.- 4. Quadrant	Gleich	- 0,710	- 1,44	0,074
		Verändert	- 0,789	- 1,60	0,232
		Insgesamt	- 0,747	- 1,52	0,167

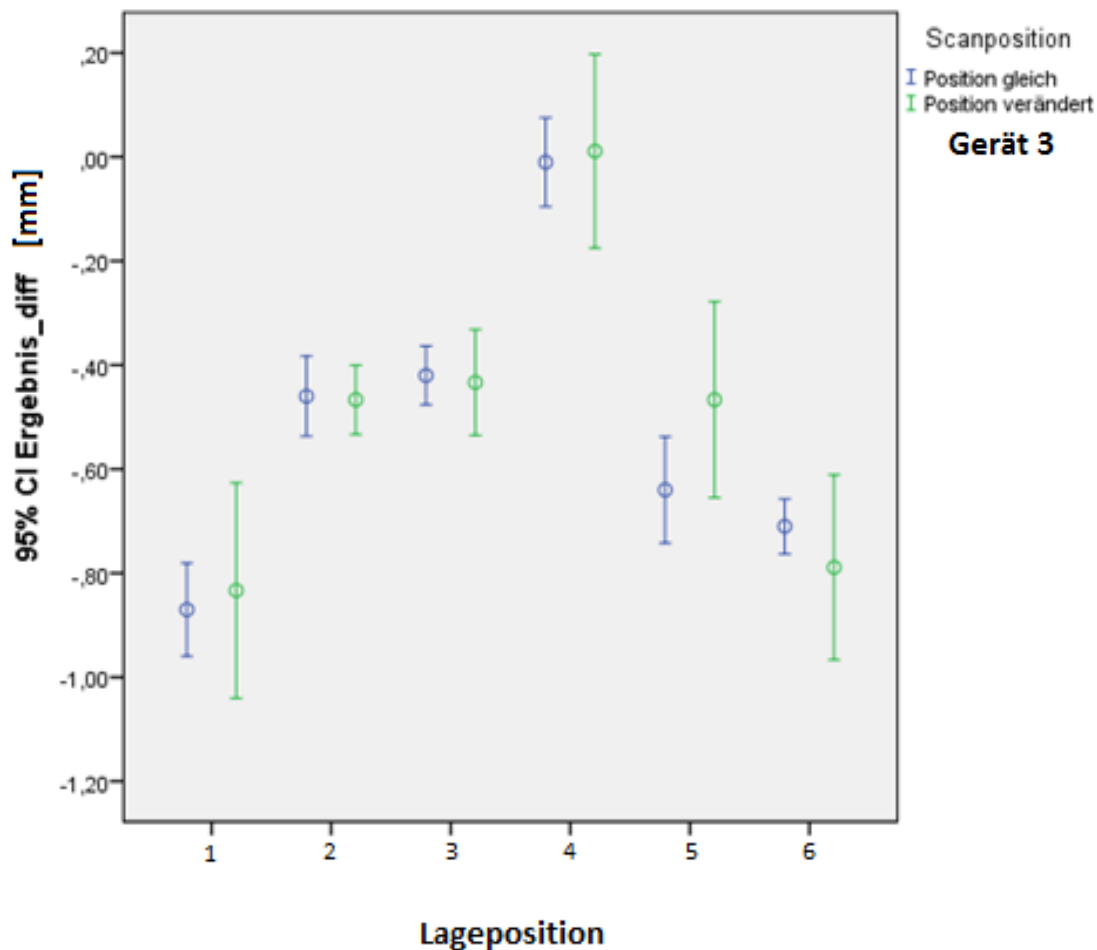


Abbildung 39: Gerät 3 – Sirona Orthophos XG 3D. Einfluss der Lageposition auf die Mittelwerte der Abweichungen zur Realität.

#### 5.4.4 Carestream CS 9300

##### Deskriptive Maßzahlen für die einzelnen Gruppen

Für das vierte der DVT-Geräte konnten, wie in Tabelle 16 dargestellt, für die Mittelwerte der Differenzen folgende Werte berechnet werden. Bei unveränderter Positionierung zeigt dieses Gerät die geringste Abweichung in Lageposition 4 mit 0,160 mm (0,11 %) und die größte in Lageposition 6 mit -0,450 mm (-0,91 %). Die geringste Abweichung von -0,256 mm (-0,01 %) in Lageposition 2 und die größte Abweichung von -0,489 mm (-4,18 %) in Lageposition 3 wurden für die veränderte Position der Scans erreicht. Für alles zusammen, also veränderte und unveränderte Position des Schädels, zeigte sich eine max. Abweichung von -0,458 mm (-3,92 %) in Lageposition 3 und eine min. Abweichung in Lageposition 1 mit -0,053 mm (-0,18 %). Somit weist dieses Gerät die größte Genauigkeit in Lageposition 4 mit 0,160 mm (11 %) und unveränderter Position und die geringste Genauigkeit in Lageposition 3 mit -0,489 mm (-4,18 %) bei veränderter Position auf. Die Standardabweichungen der Diffe-

renzen variieren in Abhängigkeit von der Lageposition zwischen 0,067 mm und 0,436 mm. Insgesamt zeigt dieses Gerät die größte Genauigkeit in Lageposition 1 vertikal dritter Quadrant mit - 0,053 mm (- 0,18 %) und die geringste in Lageposition 3 sagittal dritter Quadrant mit - 0,458 mm (- 3,92 %) (Tabelle 16, Abbildung 40).

Tabelle 16: Einfluss der Lage der Messstrecke im Raum auf den Mittelwert der Differenzen und die Standardabweichung für das DVT-Gerät Carestream CS 9300.

Gerätetyp	Lageposition	Scanposition	Abweichung [mm]	Abweichung [%]	Standardabweichung [mm]
4	1	Gleich	0,210	0,71	0,423
	Vertikal 3. Quadrant	Verändert	- 0,344	- 1,17	0,213
		Insgesamt	- 0,053	- 0,18	0,436
	2	Gleich	- 0,300	- 1,61	0,067
	Vertikal 4. Quadrant	Verändert	- 0,256	- 1,37	0,073
		Insgesamt	- 0,279	- 1,50	0,071
	3	Gleich	- 0,430	- 3,68	0,116
	Sagittal 3. Quadrant	Verändert	- 0,489	- 4,19	0,190
		Insgesamt	- 0,458	- 3,92	0,154
	4	Gleich	0,160	0,60	0,150
	Sagittal 4. Quadrant	Verändert	0,256	0,94	0,101
		Insgesamt	0,205	0,75	0,135
	5	Gleich	- 0,370	- 4,23	0,082
	Transversal 4. Quadrant	Verändert	- 0,444	- 5,16	0,142
		Insgesamt	- 0,405	- 4,68	0,118
	6	Gleich	- 0,450	- 0,91	0,118
	Transversal 3.- 4. Quadrant	Verändert	- 0,311	- 0,63	0,105
		Insgesamt	- 0,384	- 0,78	0,130

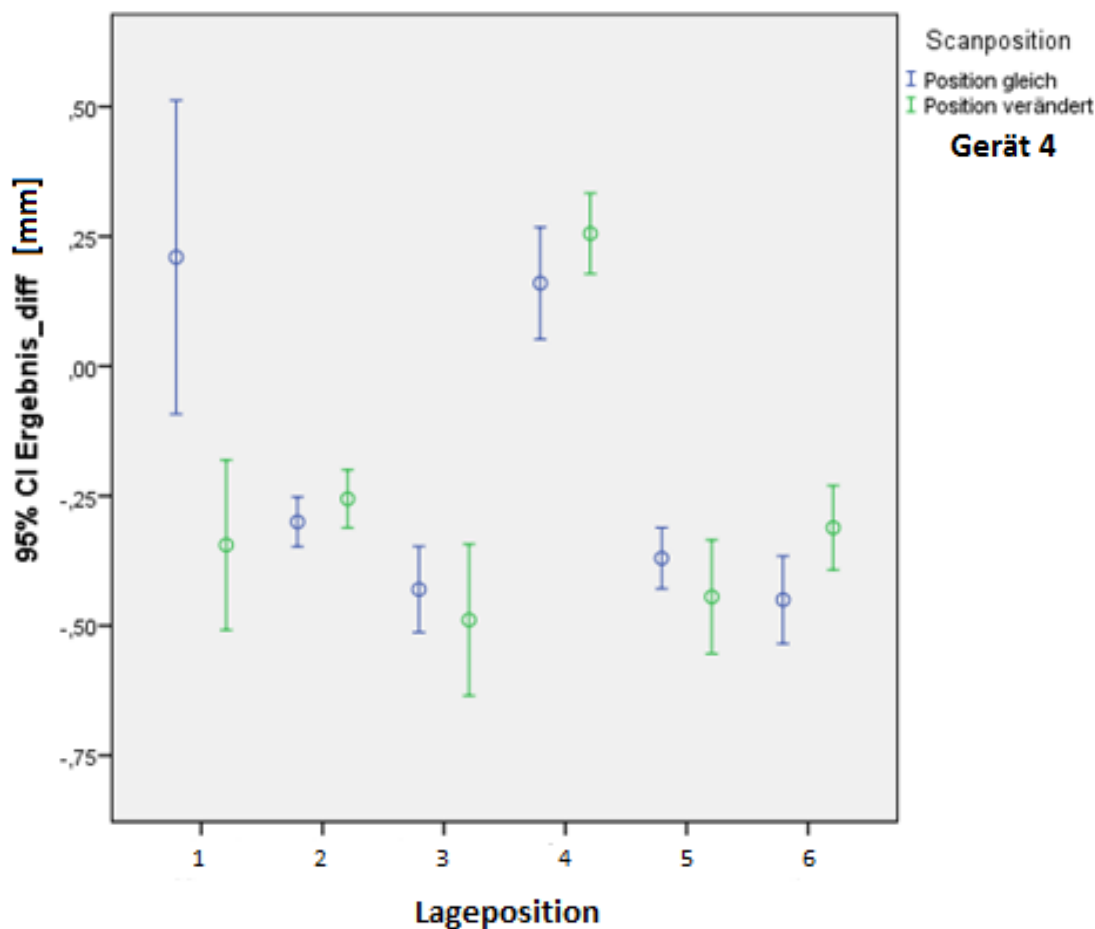


Abbildung 40: Gerät 4 – Carestream CS 9300. Einfluss der Lageposition auf die Mittelwerte der Abweichungen zur Realität.

## 5.5 Einfluss der Lageposition im Vergleich zwischen den vier DVT-Geräten

### 5.5.1 Lageposition 1: vertikal dritter Quadrant

Die deskriptiven Maßzahlen für die Abweichung der Mittelwerte in Lageposition 1, abhängig vom jeweiligen DVT-Gerät, bei veränderter Scanposition sind in Tabelle 17 dargestellt. Unveränderte gleiche Position: Die größte Genauigkeit zeigt das Gerät 4 (Carestream CS 9300) mit 0,210 mm (0,71 %). Es folgen das Gerät 1 (Gendex GXCB-500) mit 0,290 mm (0,98 %), das Gerät 2 (Sirona Galileos) mit -0,450 mm (-1,52 %) und das Gerät 3 (Sirona Orthophos XG 3D) mit -0,870 mm (-2,95 %). Bei veränderter Position des Schädels lässt sich die größte Genauigkeit bei Gerät 1 mit 0,211 mm (0,72 %) feststellen, gefolgt von Gerät 4 mit -0,344 mm (-1,17 %) und Gerät 2 mit -0,544 mm (-1,85 %). Die geringste Genauigkeit in dieser Lageposition weist Gerät 3 mit -0,833 mm (-2,83 %) auf (Tabelle 17, Abbildung 41).

Tabelle 17: Einfluss der Lageposition 1 auf den Mittelwert der Differenzen für alle vier DVT-Geräte.

Lageposition 1	Gerät	Scanposition	Abweichung [mm]	Abweichung [%]	Standardabweichung [mm]
1		Gleich	0,290	0,98	0,057
	Gendex	Verändert	0,211	0,72	0,105
	GXCB 500	Insgesamt	0,253	0,85	0,905
2		Gleich	- 0,450	- 1,52	0,053
	Sirona	Verändert	- 0,544	- 1,85	0,102
	Galileos	Insgesamt	- 0,495	- 1,68	0,091
3		Gleich	- 0,870	- 2,95	0,123
	Sirona	Verändert	- 0,833	- 2,83	0,269
	Orthophos XG 3D	Insgesamt	- 0,853	- 2,89	0,201
4		Gleich	0,210	0,71	0,423
	Carestream	Verändert	- 0,344	- 1,17	0,213
	CS 9300	Insgesamt	- 0,053	- 0,18	0,436

Wie in folgender Abbildung 41 gezeigt, erwies sich das Gendex GXCB-500 als genauestes Gerät in Bezug auf die Abweichung der Mittelwerte in Lageposition 1. Das Orthophos XG 3D zeigte jedoch die größte Abweichung bei den Mittelwerten.

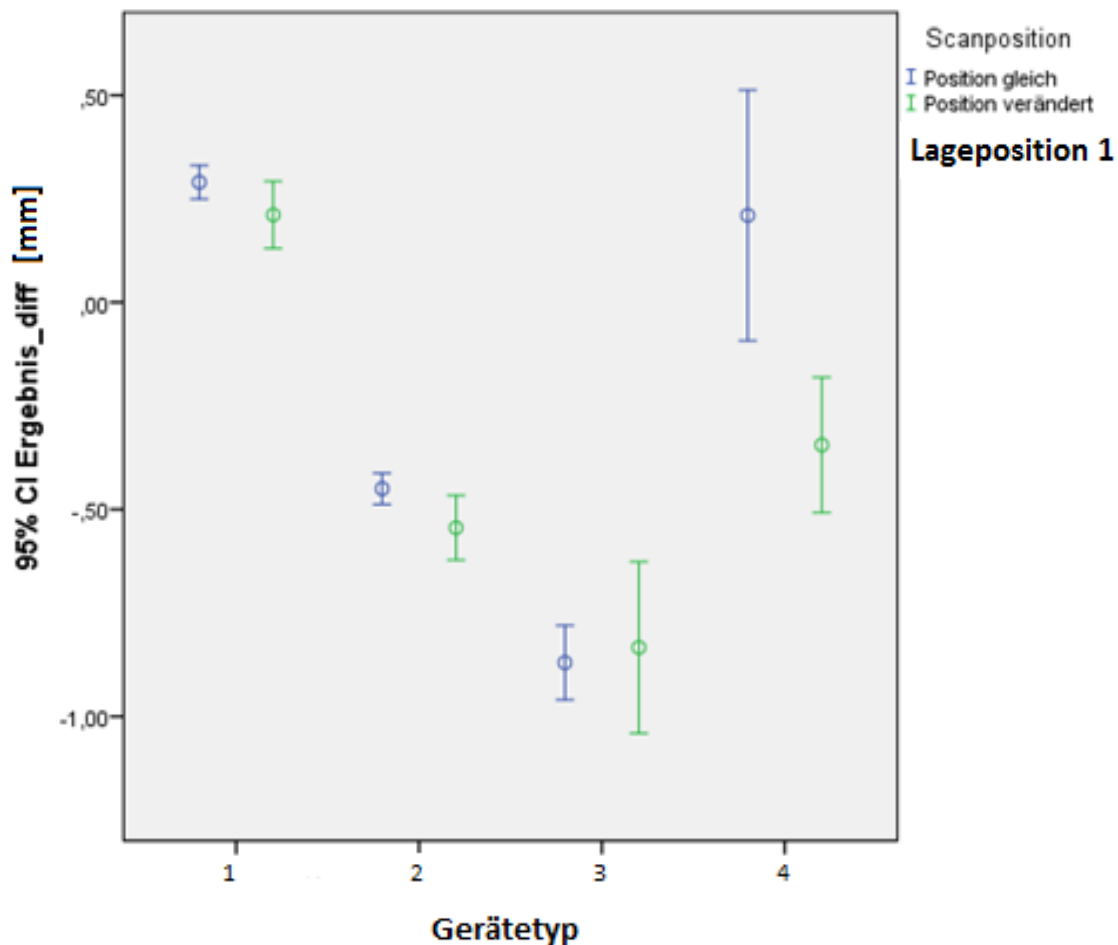


Abbildung 41: Einfluss des DVT-Gerätes auf die Abweichung der Mittelwerte für die Lageposition 1 vertikal dritter Quadrant. Gerät 1: Gendex GXCB-500, Gerät 2: Sirona Galileos, Gerät 3: Sirona Orthophos XG 3D, Gerät 4: Carestream CS 9300.

### 5.5.2 Lageposition 2: vertikal vierter Quadrant

Die größte Genauigkeit bei der Abweichung der Mittelwerte für diese Lageposition zeigte bei unveränderter Positionierung das Gendex GXCB-500 mit - 0,170 mm (- 0,91 %), gefolgt vom Carestream CS 9300 mit - 0,300 mm (- 1,61 %) und Sirona Galileos mit - 0,370 mm (- 1,99 %). Die geringste Genauigkeit zeigte, wie schon in der Lageposition 1, das Sirona Orthophos XG 3D mit - 0,460 mm (- 2,47 %). Für die jeweiligen Mittelwerte bei Reposition des Schädels ergibt sich eine Reihenfolge mit absteigender Genauigkeit wie folgt: größte Genauigkeit für das Gendex GXCB-500 mit - 0,067 mm (- 0,36 %), dann das Carestream CS 9300 mit - 0,256 mm (- 1,37 %), das Sirona Orthophos XG 3D mit - 0,467 mm (- 2,51 %) und das Sirona Galileos mit - 0,511 mm (- 2,74 %) (Tabelle 18, Abbildung 42).

Tabelle 18: Einfluss der Lageposition 2 auf den Mittelwert der Differenzen für alle vier DVT-Geräte.

Lageposition 2	Gerät	Scanposition	Abweichung [mm]	Abweichung [%]	Standardabweichung [mm]
1	Gendex GXCB 500	Gleich	- 0,170	- 0,91	0,048
		Verändert	- 0,067	- 0,36	0,070
		Insgesamt	- 0,121	- 0,65	0,079
2	Sirona Galileos	Gleich	- 0,370	- 1,99	0,067
		Verändert	- 0,511	- 2,74	0,060
		Insgesamt	- 0,437	- 2,35	0,955
3	Sirona Orthophos XG 3D	Gleich	- 0,460	- 2,47	0,108
		Verändert	- 0,467	- 2,51	0,087
		Insgesamt	- 0,463	- 2,49	0,096
4	CarestreamCS 9300	Gleich	- 0,300	- 1,61	0,067
		Verändert	- 0,256	- 1,37	0,073
		Insgesamt	- 0,279	- 1,50	0,071

Wie in Abbildung 41 verdeutlicht, ist zu sehen, dass das Gerät Gendex GXCB-500 auch in dieser Lageposition die größte Genauigkeit in Hinblick auf die Abweichung der Mittelwerte von den Werten in Realität zeigt. Sowohl bei unveränderter als auch bei veränderter Positionierung des Schädels zeigt es die größte Genauigkeit, aber auch ohne Berücksichtigung der Positionierung wird aus dem Diagramm ersichtlich, dass es insgesamt die geringsten Abweichungen in dieser Lageposition aufweist. Zwischen gleicher und veränderter Positionierung erweist sich das Sirona Galileos als Gerät mit der größten Abweichung der Mittelwerte im Vergleich zwischen den beiden Positionen. Die geringste Genauigkeit sowohl bei unveränderter als auch bei veränderter Position zeigt jedoch wiederum das Sirona Orthophos XG 3D.

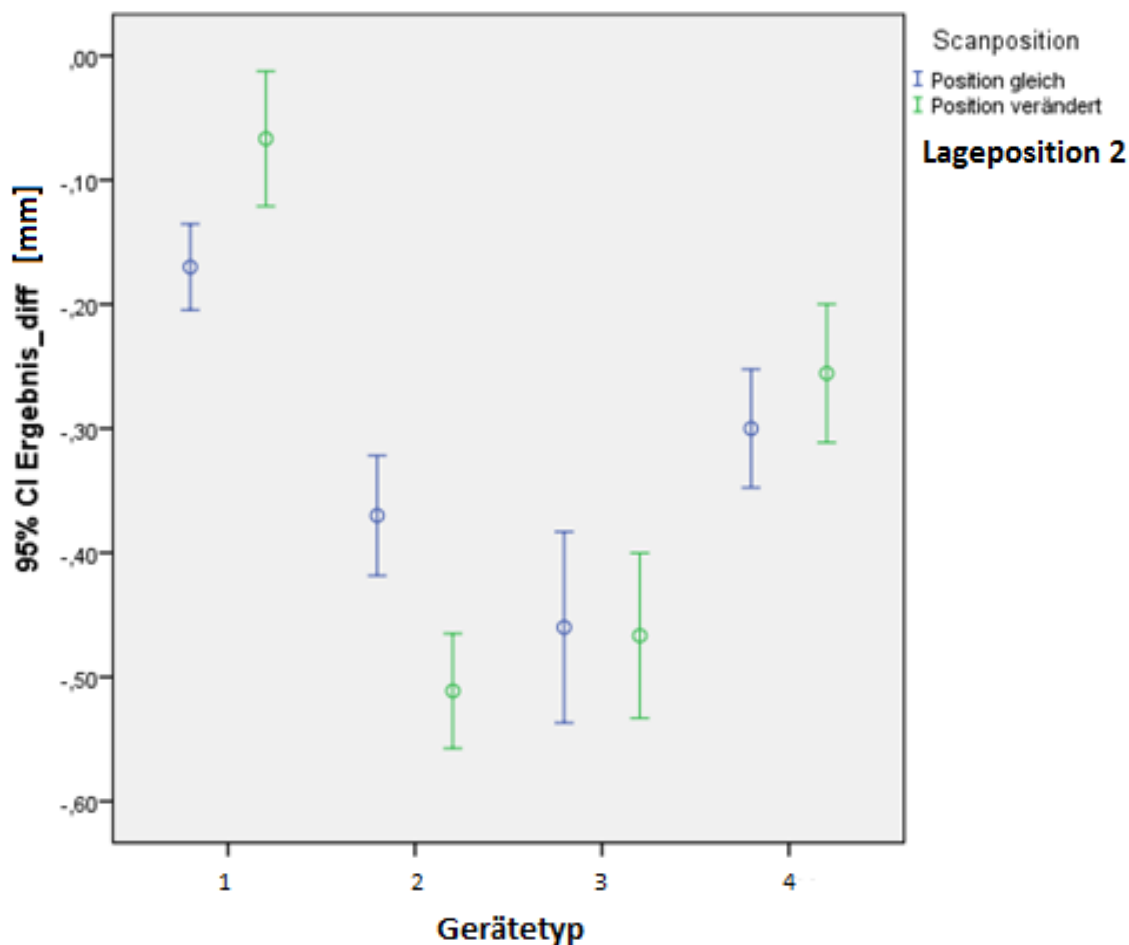


Abbildung 42: Einfluss des DVT-Gerätes auf die Abweichung der Mittelwerte für die Lageposition 2 vertikal vierter Quadrant. Gerät 1: Gendex GXCB-500, Gerät 2: Sirona Galileos, Gerät 3: Sirona Orthophos XG 3D, Gerät 4: Carestream CS 9300.

### 5.5.3 Lageposition 3: sagittal dritter Quadrant

In dieser Position zeigt sich der Einfluss des verwendeten DVT-Gerätes, wie in Tabelle 19 gezeigt. Bei unveränderter Positionierung zeigt das Gendex GXCB-500 wieder die geringste Abweichung von 0,080 mm (0,68 %), gefolgt von den Geräten Sirona Galileos mit - 0,130 mm (- 0,69 %), Sirona Orthophos XG 3D mit - 0,420 mm (- 3,60 %) und dem Gendex GXCB-500 mit - 0,430 mm (- 3,68 %). Bei veränderter Positionierung zeigt die geringste Abweichung wieder das Gendex GXCB-500 mit 0,000 mm (0,00 %). Danach folgen das Sirona Galileos mit - 0,067 mm (- 0,57 %), das Sirona Orthophos XG 3D mit - 0,433 mm (- 3,70 %) und das Carestream CS 9300 mit - 0,489 mm (- 4,19 %). Insgesamt weist, unabhängig von der Positionierungsart, das Gendex mit 0,042 mm (0,36 %) die größte Genauigkeit für diese Lageposition auf. Auch in Abbildung 43 lässt sich die Abweichung der Mittelwerte



von den Originalwerten sehr gut veranschaulichen. Auch hier ist die größte Genauigkeit bei dem Gerät Gendex GXCB-500 zu erkennen.

Tabelle 19: Einfluss der Lageposition 3 auf den Mittelwert der Differenzen für alle vier DVT-Geräte.

Lageposition 3	Gerät	Scanposition	Abweichung [mm]	Abweichung [%]	Standardabweichung [mm]
1	Gendex GXCB 500	Gleich	0,080	0,68	0,079
		Verändert	0,000	0,00	0,087
		Insgesamt	0,042	0,36	0,090
2	Sirona Galileos	Gleich	- 0,130	- 0,69	0,082
		Verändert	- 0,067	- 0,57	0,224
		Insgesamt	- 1,000	- 8,56	0,163
3	Sirona Orthophos XG 3D	Gleich	- 0,420	- 3,60	0,079
		Verändert	- 0,433	- 3,70	0,132
		Insgesamt	- 0,426	- 3,65	0,105
4	Carestream CS 9300	Gleich	- 0,430	- 3,68	0,116
		Verändert	- 0,489	- 4,19	0,190
		Insgesamt	- 0,458	- 3,92	0,154

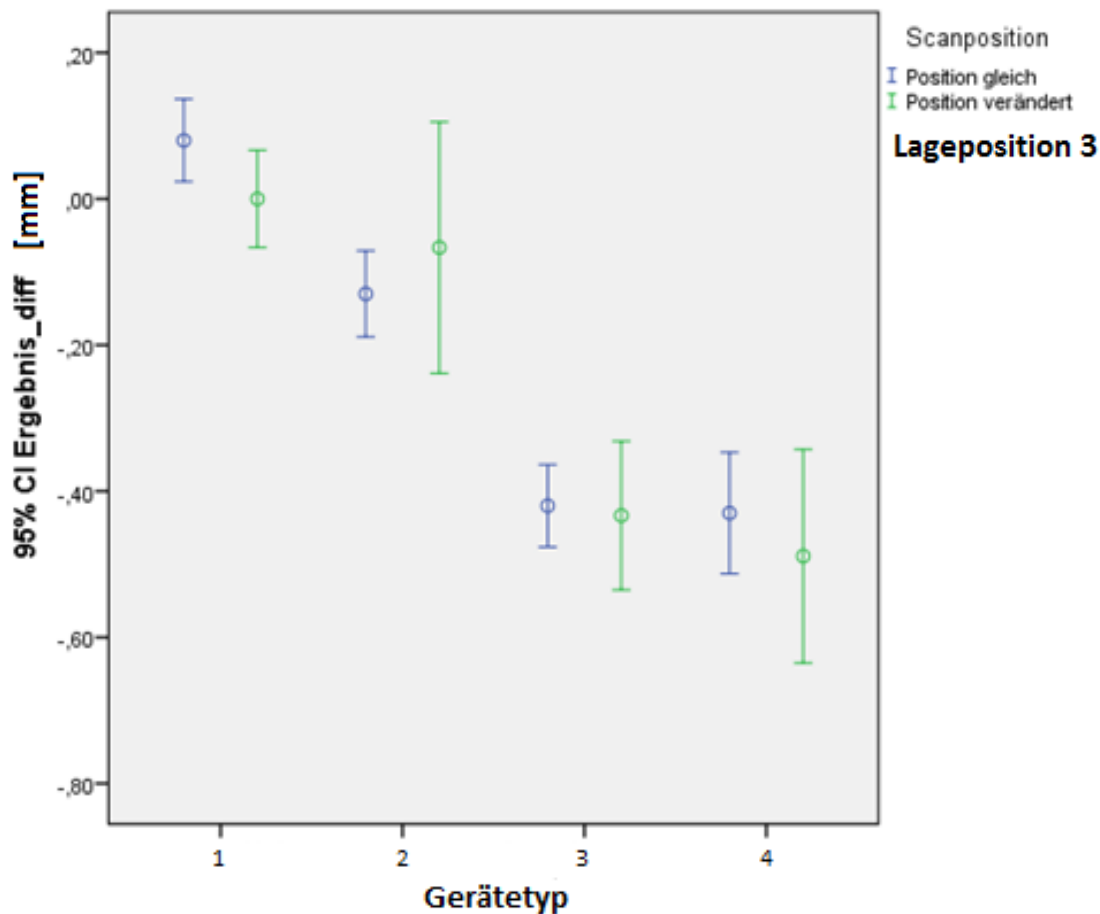


Abbildung 43: Einfluss des DVT-Gerätes auf die Abweichung der Mittelwerte für die Lageposition 3 sagittal dritter Quadrant. Gerät 1: Gendex GXCB-500, Gerät 2: Sirona Galileos, Gerät 3: Sirona Orthophos XG 3D, Gerät 4: Carestream CS 9300.

#### 5.5.4 Lageposition 4: sagittal vierter Quadrant

Bei dem Vergleich der Mittelwerte als Maß für die Abweichung der röntgenologisch gemessenen Werte im Vergleich zur Realität stellt sich auch in dieser Lageposition die Frage, welches Gerät die kleinste und welches die größte Abweichung aufweist. Die deskriptiven Maßzahlen der systemischen Messwerte (Tabelle 20) verdeutlichen diesen Vergleich. Die größte Genauigkeit zeigt das Gerät Sirona Orthophos XG 3D mit - 0,100 mm (- 0,03 %), dann das Gendex GXCB-500 mit - 0,080 mm (- 0,29 %), gefolgt von den Geräten Carestream CS 9300 mit 0,160 mm (0,60 %) und Sirona Galileos mit 0,360 mm (1,32 %). Diese Abweichungen gelten für die gleiche Position bei den Aufnahmen. Bei veränderter Position des Schädels ergeben sich Werte von - 0,011 mm (- 0,04 %) für das Sirona Orthophos XG 3D als geringste Abweichung, gefolgt von dem Gerät Gendex GXCB-500 mit - 0,122 mm (- 0,45 %), dem Gerät Carestream CS 9300 mit 0,256 mm (0,94 %) und dem Sirona Galileos mit - 0,378 mm (- 1,38 %) mit der größten Abweichung.

Tabelle 20: Einfluss der Lageposition 4 auf den Mittelwert der Differenzen für alle vier DVT-Geräte.

Lageposition 4	Gerät	Scanposition	Abweichung [mm]	Abweichung [%]	Standardabweichung [mm]
1	Gendex GXCB 500	Gleich	- 0,080	- 0,29	0,042
		Verändert	- 0,122	- 0,45	0,109
		Insgesamt	- 0,100	- 0,36	0,082
2	Sirona Galileos	Gleich	0,360	1,32	0,097
		Verändert	- 0,378	- 1,38	0,233
		Insgesamt	0,015	0,05	0,415
3	Sirona Orthophos XG 3D	Gleich	- 0,010	- 0,03	0,120
		Verändert	- 0,011	- 0,04	0,242
		Insgesamt	0,000	0,00	0,183
4	Carestream CS 9300	Gleich	0,160	0,60	0,150
		Verändert	0,256	0,94	0,101
		Insgesamt	0,205	0,75	0,135

Die größte Genauigkeit des Gerätes Sirona Orthophos XG 3D zeigt sich deutlich in Abbildung 44. Die Mittelwerte der Differenzen schweifen hier nur sehr gering sowohl für die gleiche als auch für die veränderte Positionierung ab. Die größte Abweichung zwischen den gemessenen Werten in gleicher und veränderter Position zeigt das Gerät Sirona Galileos.

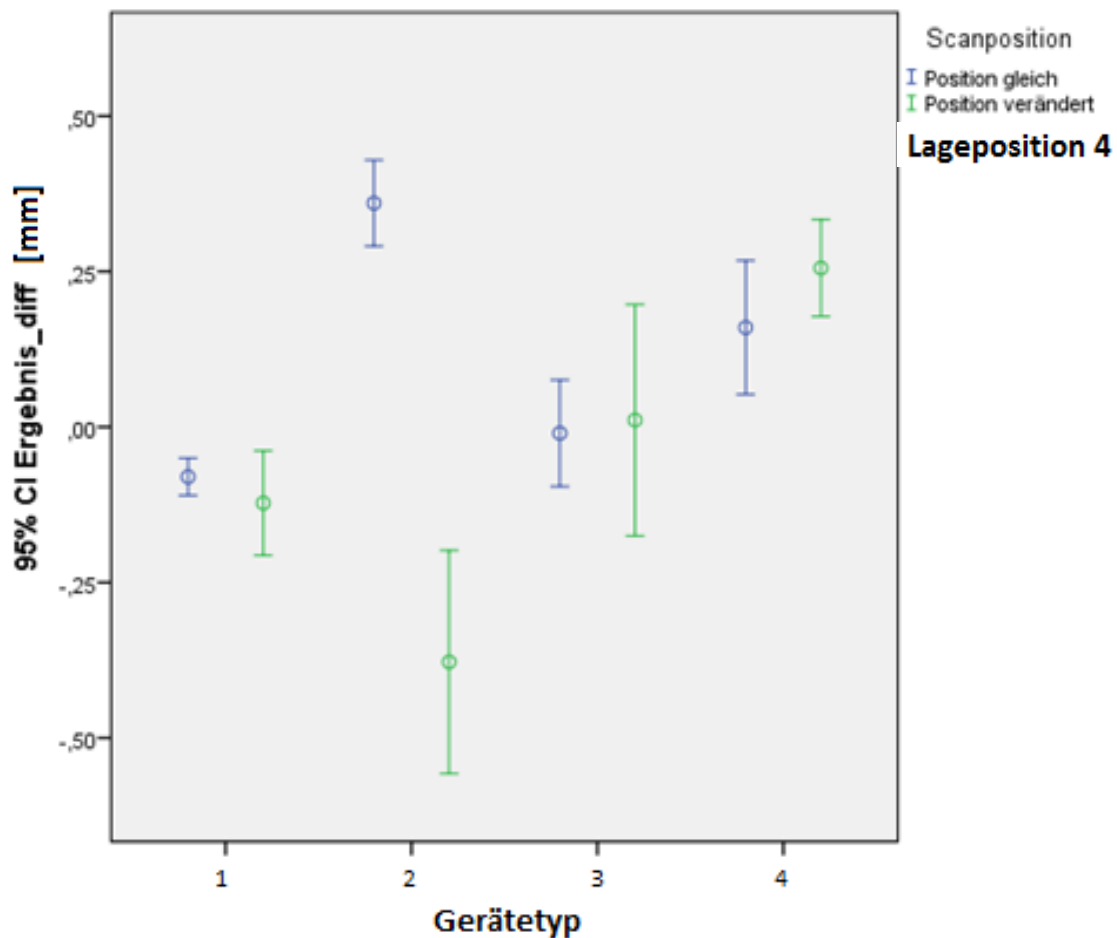


Abbildung 44: Einfluss des DVT-Gerätes auf die Abweichung der Mittelwerte für die Lageposition 4 sagittal vierter Quadrant. Gerät 1: Gendex GXCB-500, Gerät 2: Sirona Galileos, Gerät 3: Sirona Orthophos XG 3D, Gerät 4: Carestream CS 9300.

### 5.5.5 Lageposition 5: transversal vierter Quadrant

Die Auswirkungen der vier verschiedenen DVT-Geräte auf die Veränderung der Mittelwerte in Lageposition 5 werden in Tabelle 21 gezeigt. Die größte Abweichung zeigt bei unveränderter Scanposition das Gerät 3 Sirona Orthophos XG 3D mit einer Abweichung von - 0,640 mm (- 7,4 %). Die nächstkleinere Abweichung zeigt das Gendex GXCB-500 mit einem Wert von 0,400 mm (4,26 %), gefolgt von dem Gerät Carestream CS 9300 mit - 0,370 mm (- 4,23 %). Die geringste Abweichung liefert bei unveränderter Scanposition das Sirona Galileos mit 0,150 mm (1,73 %). Bei veränderter Scanposition liefert die größte Genauigkeit das Gendex GXCB-500 mit - 0,022 mm (- 0,25 %), gefolgt von den Geräten Sirona Galileos mit 0,089 mm (1,03 %) und dem Carestream CS 9300 mit - 0,444 mm (- 5,16 %). Die geringste Genauigkeit zeigt das Gerät Sirona Orthophos XG 3D mit - 0,467 mm (- 5,40 %).

Tabelle 21: Einfluss der Lageposition 5 auf den Mittelwert der Differenzen für alle vier DVT-Geräte.

Lageposition	Gerät	Scanposition	Abweichung [mm]	Abweichung [%]	Standardabweichung [mm]
5	1	Gleich	0,400	4,62	0,052
	Gendex	Verändert	- 0,022	-0,25	0,083
	GXCB 500	Insgesamt	0,011	0,13	0,074
	2	Gleich	0,150	1,73	0,071
	Sirona	Verändert	0,089	1,03	0,169
	Galileos	Insgesamt	0,121	1,40	0,127
	3	Gleich	- 0,640	- 7,40	0,143
	Sirona	Verändert	- 0,467	- 5,40	0,245
	Orthophos XG 3D	Insgesamt	- 0,558	- 6,45	0,212
4	Gleich	- 0,370	- 4,23	0,082	
Carestream	Verändert	- 0,444	- 5,16	0,142	
CS 9300	Insgesamt	- 0,405	- 4,68	0,118	

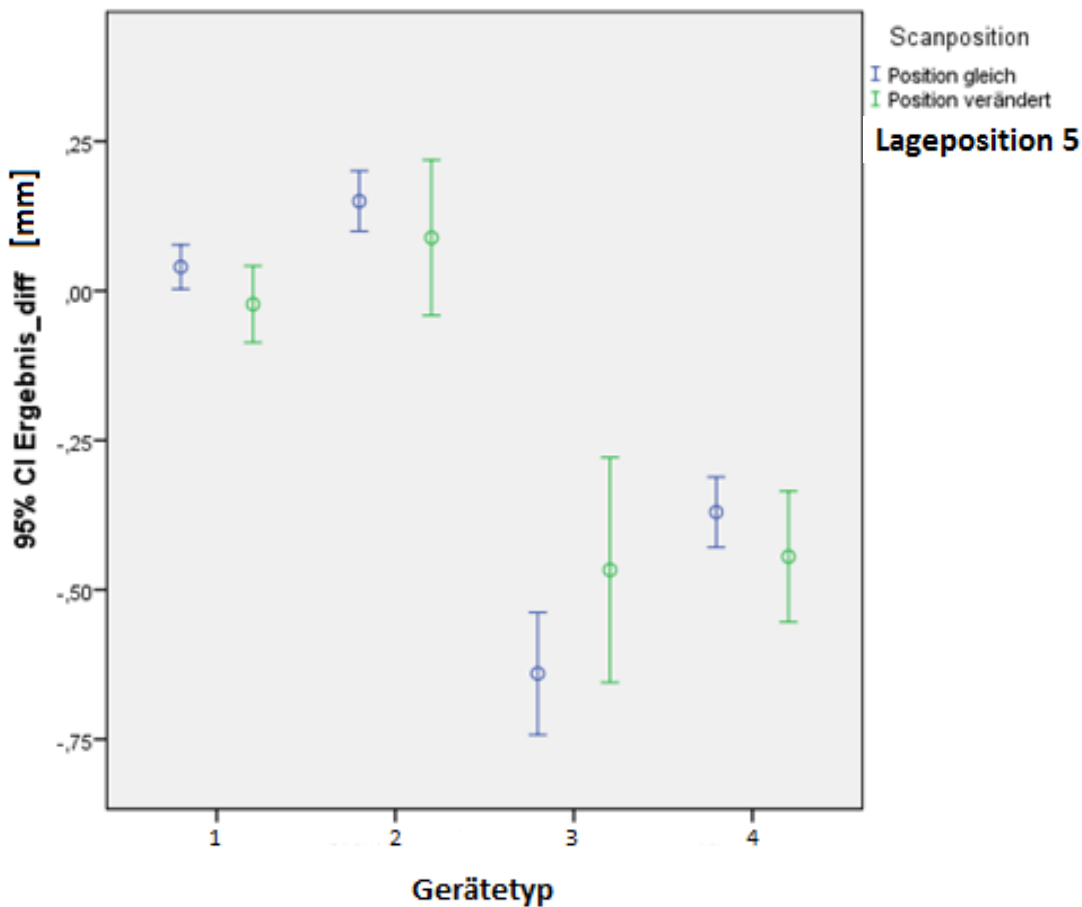


Abbildung 45: Einfluss des DVT-Gerätes auf die Abweichung der Mittelwerte für die Lageposition 5 transversal vierter Quadrant. Gerät 1: Gendex GXCB-500, Gerät 2: Sirona Galileos, Gerät 3: Sirona Orthophos XG 3D, Gerät 4: Carestream CS 9300.

Wie in Abbildung 45 sehr deutlich zu sehen ist, zeigt das Gendex GXCB-500 insgesamt die größte Genauigkeit in Bezug auf diese Lage im Raum. Das Sirona Orthophos XG 3D liefert die größten Abweichungen im Vergleich zum Realitätswert.

### 5.5.6 Lageposition 6: transversal dritter bis vierter Quadrant

In Bezug auf die unveränderte Scanposition bei den Aufnahmen zeigen das Sirona Galileos sowie das Gendex GXCB-500 die größte Genauigkeit mit einer Abweichung von nur 0,010 mm (0,02 %). Die nächstgrößere Abweichung liefert das Gerät Carestream CS 9300 mit -0,445 mm (-0,91 %), gefolgt von dem Gerät Sirona Orthophos XG 3D mit -0,710 mm (-1,44 %). Bei veränderter Scanposition zeigt ebenso die geringste Genauigkeit das Sirona Orthophos XG 3D mit -0,789 mm (-1,60 %), gefolgt von dem Carestream CS 9300 mit -0,311 mm (-0,63 %) und dem Gendex GXCB-500 mit -0,222 mm (-0,45 %). Die größte

Genauigkeit bzw. kleinste Abweichung vom Realitätswert liefert das Sirona Galileos mit einem Wert von - 0,089 mm (- 0,18 %) (Tabelle 22).

Tabelle 22: Einfluss der Lageposition 6 auf den Mittelwert der Differenzen für alle vier DVT-Geräte.

Lageposition 6	Gerät	Scanposition	Abweichung [mm]	Abweichung [%]	Standardabweichung [mm]
1	Gendex GXCB 500	Gleich	0,010	0,02	0,032
		Verändert	- 0,222	0,45	0,044
		Insgesamt	- 0,005	0,01	0,041
2	Sirona Galileos	Gleich	0,010	0,02	0,087
		Verändert	- 0,089	- 0,18	0,257
		Insgesamt	- 0,037	- 0,08	0,189
3	Sirona Orthophos XG 3D	Gleich	- 0,710	- 1,44	0,074
		Verändert	- 0,789	- 1,60	0,232
		Insgesamt	- 0,747	- 1,52	0,167
4	Carestream CS 9300	Gleich	- 0,450	- 0,91	0,118
		Verändert	- 0,311	- 0,63	0,105
		Insgesamt	- 0,384	- 0,78	0,130

Das Diagramm in folgender Abbildung 46 zeigt diesen Zusammenhang sehr deutlich. Die größte Genauigkeit in Bezug auf beide Scanpositionen liefert das Gendex GXCB-500, gefolgt von dem Gerät Sirona Galileos. Die größte Abweichung zeigt erneut das Gerät Sirona Orthophos XG 3D, wobei die Abweichungen wieder alle im negativen Bereich liegen und somit immer ein zu großer Wert bei der Vermessung der Röntgenbilder im Vergleich zur Realität gemessen wurde.

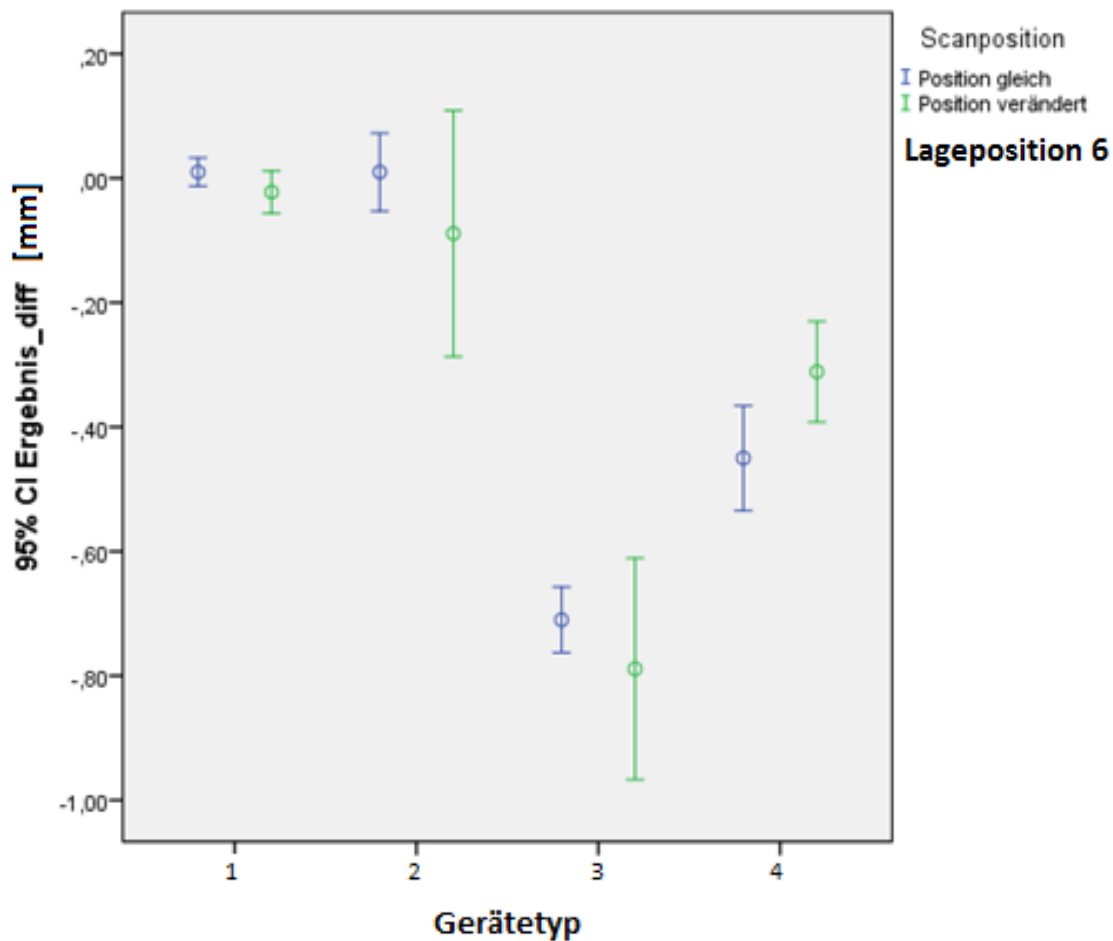


Abbildung 46: Einfluss des DVT-Gerätes auf die Abweichung der Mittelwerte für die Lageposition 6 transversal dritter bis vierter Quadrant. Gerät 1: Gendex GXCB-500, Gerät 2: Sirona Galileos, Gerät 3: Sirona Orthophos XG 3D, Gerät 4: Carestream CS 9300.

## 5.6 Einfluss der Lage im Raum (vertikal, sagittal und transversal) auf die Abweichung der Mittelwerte

Im Folgenden wird untersucht, wie sich die verschiedenen Raumrichtungen auf die Mittelwerte der Abweichungen im Vergleich zur Realität auswirken. Es wurden jeweils zwei Messstrecken in einer der drei Raumebenen eingesetzt. Untersucht wurden die Vertikalebene, die Sagittalebene und die Transversalebene. Es stellte sich die Frage, ob die Lage der Messstrecke in Bezug auf die Genauigkeit der DVT-Geräte einen Einfluss hat und welche Abweichungen sich bei den Messstrecken ergeben.

### 5.6.1 Abweichung in der Vertikalebene

Untersucht wurden zwei Messstrecken in der Vertikalebene. Aus Tabelle 23 können die Mittelwerte der Abweichungen entnommen werden.



Bei gleicher sowie veränderter Positionierung des zu untersuchenden Schädels ergibt die größte Genauigkeit das Gendex GXCB-500 mit einer Abweichung von 0,023 mm (0,07 %) und mit 0,072 mm (0,18 %). Danach folgen für gleiche Positionierung das Carestream CS 9300 mit - 0,045 mm (- 0,45 %), das Sirona Galileos mit 0,410 mm (- 1,75 %) und das Sirona Orthophos XG-3D mit - 0,665 mm (- 2,71 %). Bei veränderter Positionierung zeigt nach dem Gendex GXCB-500 mit 0,072 mm (0,18 %), wiederum das Carestream CS 9300 mit - 0,300 mm (- 1,27 %), gefolgt vom Sirona Galileos mit - 0,528 mm (- 2,30 %) und dem Sirona Orthophos XG 3D mit - 0,650 mm (- 2,67 %) eine Genauigkeit in absteigender Reihenfolge. Unabhängig von der Positionierung lässt sich anhand Abbildung 47 erkennen, dass in der Vertikalebene das Gendex GXCB-500 die größte Genauigkeit im Vergleich zur Realität zeigt und die verschiedenen DVT-Geräte eine Abweichung untereinander zeigen. Das Sirona Orthophos XG-3D lässt wiederum größere Messwerte in Bezug zur Realität erkennen. Die größte Präzision in Bezug auf die Reproduzierbarkeit der Messwerte lässt sich mit dem Gendex GXCB-500, gefolgt vom Sirona Orthophos XG-3D erreichen. Obwohl das Sirona Orthophos XG-3D eine große Abweichung in Bezug auf die Richtigkeit zur Realität zeigt, ist es dennoch sehr präzise bei gleicher und veränderter Positionierung. Die größte Streuweite in Bezug auf die Präzision zeigt das Carestream CS 9300, bei dem sich zwischen gleicher und veränderter Positionierung deutliche Unterschiede zwischen den Mittelwerten der Abweichungen zur Realität zeigen. Zudem hat dieses Gerät die größte Standardabweichung in Bezug zu den anderen Geräten bei gleicher Positionierung (Tabelle 23, Abbildung 47).

Tabelle 23: Einfluss der Lage in der Vertikalebene.

Vertikalebene	Gerät	Scanposition	Abweichung [mm]	Abweichung [%]	Standardabweichung [mm]
1	Gendex GXCB 500	Gleich	0,023	0,07	0,325
		Verändert	0,072	0,18	0,196
2	Sirona Galileos	Gleich	0,410	- 1,75	0,05
		Verändert	- 0,528	- 2,30	0,023
3	Sirona Orthophos XG 3D	Gleich	- 0,665	- 2,71	0,084
		Verändert	- 0,650	- 2,67	0,258
4	Carestream CS 9300	Gleich	- 0,045	- 0,45	0,360
		Verändert	- 0,300	- 1,27	0,062

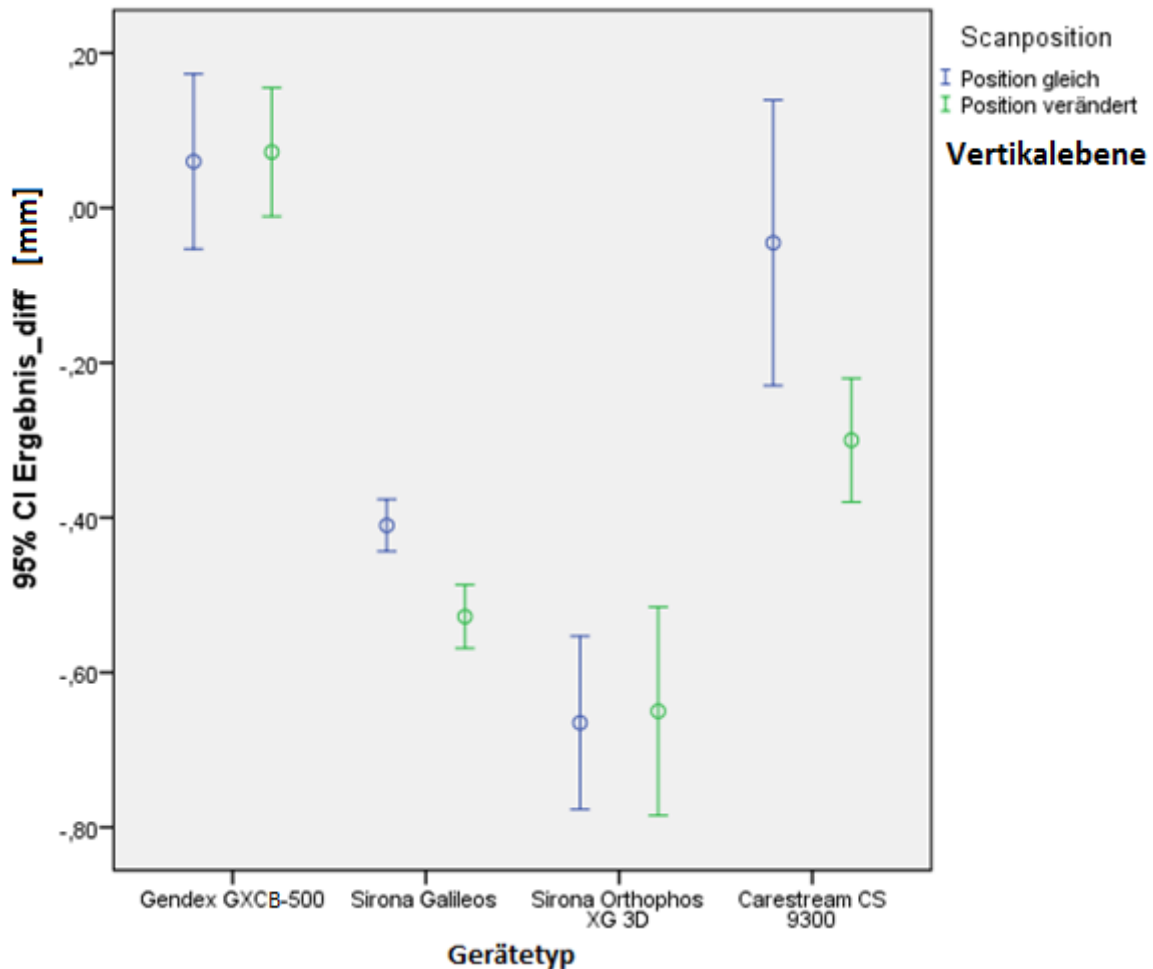


Abbildung 47: Einfluss der Lage in der Vertikalebene auf die Mittelwerte der Abweichungen.

### 5.6.2 Abweichung in der Sagittalebene

In der Sagittalebene führt wiederum wie in der Vertikalebene das Gendex GXCB-500 hinsichtlich der Genauigkeit die Reihe an: für die gleiche Positionierung mit einer Abweichung von  $< 0,000$  mm (0,19 %) und für die veränderte Positionierung mit  $- 0,061$  mm (- 0,23 %). Eine größere Abweichung zwischen gleicher und veränderter Schädelpositionierung weist das Sirona Galileos mit  $0,115$  mm (0,32 %) und  $- 0,225$  mm (- 0,98 %) auf. Wiederum mit negativen Abweichungen fällt das Sirona Orthophos XG 3D mit  $- 0,215$  mm (- 1,82 %) für gleiche Positionierung und mit  $- 0,211$  mm (- 1,83 %) für veränderte Positionierung auf. Das Carestream CS 9300 hält sich im Mittelfeld mit  $- 0,3135$  mm (- 1,54 %) bei gleicher Position und mit  $- 0,117$  mm (- 1,72 %) bei veränderter Position auf. Auch in der Sagittalebene zeigt das Gendex GXCB-500 bei beiden Positionen die größte Genauigkeit in Bezug zu den realen Messwerten. Das Sirona Orthophos XG-3D zeigt wiederum die größten Abweichungen ins Negative (Tabelle 24, Abbildung 48). Hinsichtlich der Präzision zwischen gleicher und ver-

änderter Positionierung zeigt jedoch das Sirona Orthophos XG-3D die größte Präzision, gefolgt vom Gendex GXCB-500. Die größte Streuung zwischen den Mittelwerten der Abweichungen in beiden Positionen liefert das Gerät Sirona Galileos .

Tabelle 24: Einfluss der Lage in der Sagittalebene.

<b>Sagittalebene</b>	<b>Gerät</b>	<b>Scanposition</b>	<b>Abweichung [mm]</b>	<b>Abweichung [%]</b>	<b>Standardabweichung [mm]</b>
1	Gendex GXCB 500	Gleich	0,000	0,19	0,113
		Verändert	- 0,061	- 0,23	0,086
2	Sirona Galileos	Gleich	0,115	0,32	0,346
		Verändert	- 0,225	- 0,98	0,219
3	Sirona Orthophos XG 3D	Gleich	- 0,215	- 1,82	0,289
		Verändert	- 0,211	- 1,83	0,314
4	Carestream CS 9300	Gleich	- 0,135	- 1,54	0,417
		Verändert	- 0,117	- 1,72	0,526

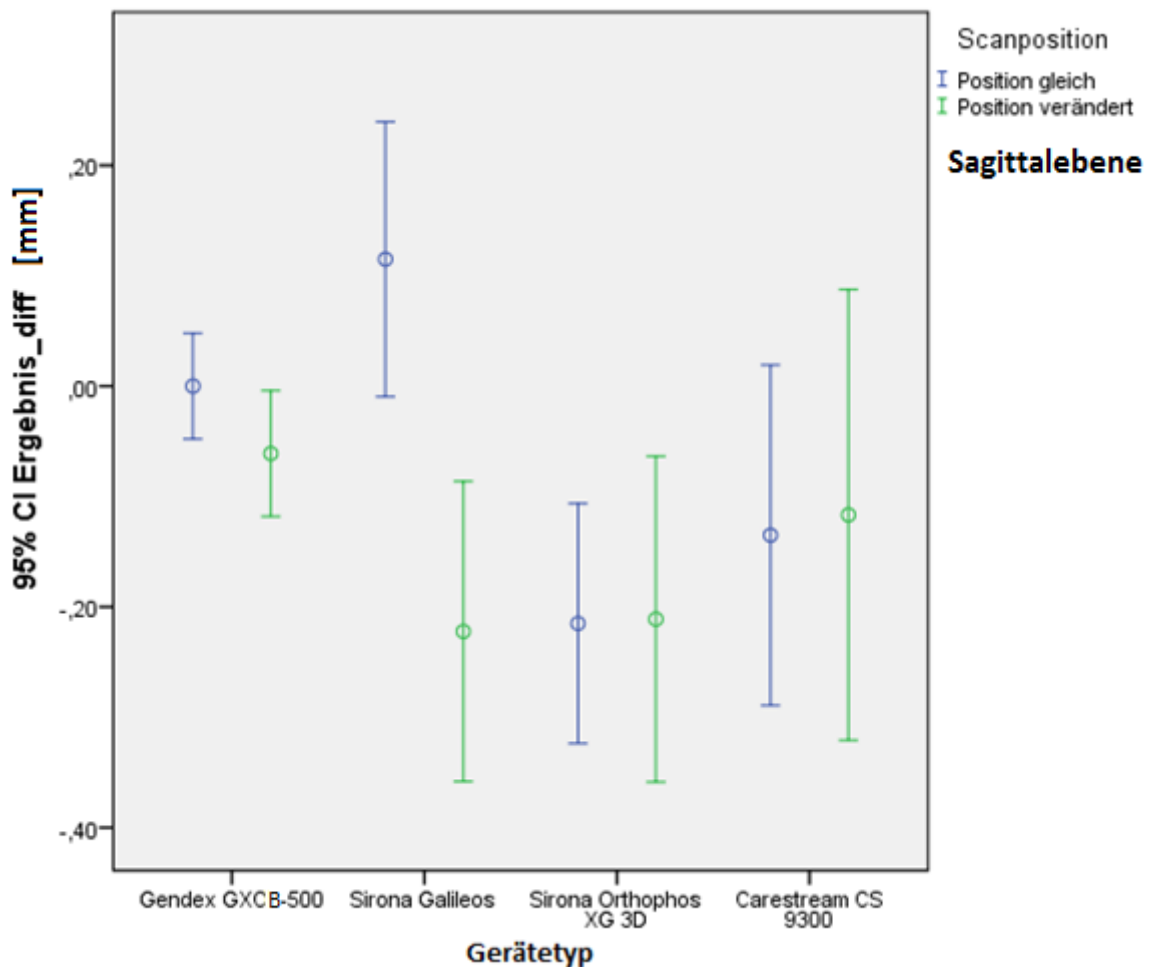


Abbildung 48: Einfluss der Lage in der Sagittalebene auf die Mittelwerte der Abweichungen.

### 5.6.3 Abweichung in der Transversalebene

Die dritte Ebene im Raum und ihr Einfluss auf die Abweichung der Mittelwerte zur Realität ist die Transversalebene (Tabelle 25). In der Transversalebene wurden wiederum zwei Messstrecken gemessen und ausgewertet. Zusammenfassend erkennt man bei gleicher Positionierung mit 0,025 mm (0,24 %) und bei veränderter Positionierung mit 0,020 mm (- 0,15 %) die größte Genauigkeit beim Gendex GXCB-500. Bei gleicher Positionierung folgt eine niedrigere Messgenauigkeit mit 0,080 mm (- 0,88 %) beim Sirona Galileos sowie mit - 0,410 mm (- 2,57 %) bei Carestream CS 9300. Die geringste Messgenauigkeit liefert Sirona Orthophos XG 3D mit - 0,675 mm (- 4,42 %). Bei veränderter Positionierung liefert die größte Messgenauigkeit nach Gendex GXCB-500 das Sirona Galileos mit 0,089 mm (0,43 %), gefolgt vom Carestream CS 9300 mit - 0,378 mm (- 2,89 %). Schlusslicht stellt erneut Sirona Orthophos XG 3D mit - 0,628 mm (- 3,50 %) dar. Auch in der Transversalebene zeigt sich die größte Genauigkeit beim Gendex GXCB-500 und die geringste Messgenauigkeit beim Sirona

Orthophos XG-3D, wobei dieses Gerät erneut zu große Messwerte im Vergleich zur Realität liefert. In der Transversalebene zeigen sich im Vergleich zur Vertikal- und Sagittalebene weniger Schwankungen zwischen gleicher und veränderter Positionierung. Dies lässt auf eine bessere Reproduzierbarkeit der gemessenen Werte schließen, wobei die größte Präzision in beiden Positionen erneut das Gendex GXCB-500 zeigt. Obwohl das Orthophos XG-3D bei der Richtigkeit der Messwerte im Vergleich zur Realität am schlechtesten abschnitt, punktet es wiederum mit einer guten Reproduzierbarkeit der Messwerte (Tabelle 25, Abbildung 49).

Tabelle 25: Einfluss der Lage in der Transversalebene.

Transversalebene	Gerät	Scanposition	Abweichung [mm]	Abweichung [%]	Standardabweichung [mm]
1	Gendex GXCB 500	Gleich	0,025	0,24	0,021
		Verändert	0,020	- 0,15	0,063
2	Sirona Galileos	Gleich	0,080	0,88	0,099
		Verändert	0,089	0,43	0,125
3	Sirona Orthophos XG 3D	Gleich	- 0,675	- 4,42	0,049
		Verändert	- 0,628	- 3,50	0,227
4	Carestream CS 9300	Gleich	- 0,410	- 2,57	0,056
		Verändert	- 0,378	- 2,89	0,094

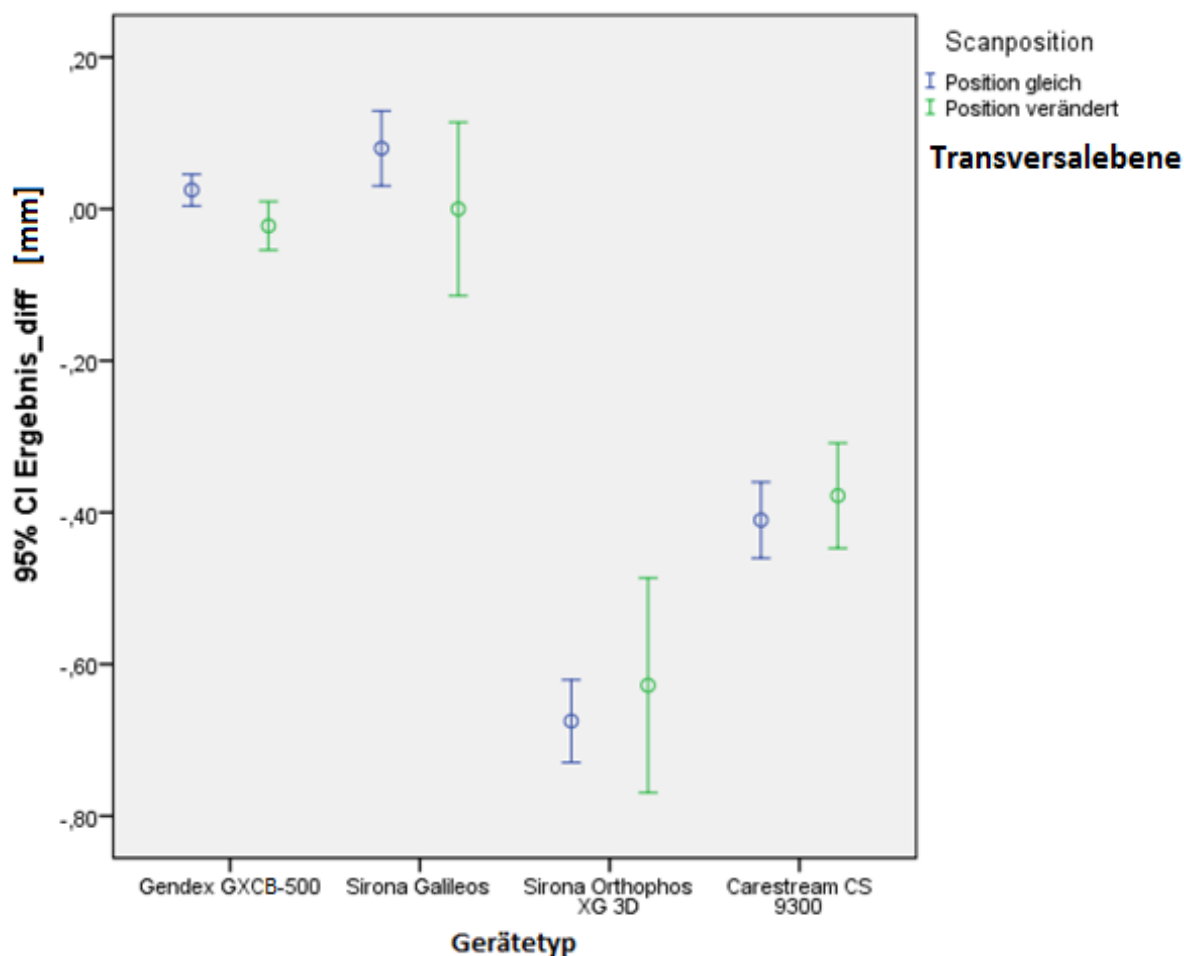


Abbildung 49: Einfluss der Lage in der Transversalebene auf die Mittelwerte der Abweichungen.

## 5.7 Einfluss der Scanposition auf die Abweichung der Mittelwerte bei den DVT-Geräten

### Deskriptive Maßzahlen für die einzelnen Gruppen

Die nächste Tabelle 26 präsentiert die deskriptiven Maßzahlen für die vier miteinander verglichenen DVT-Geräte. Die Spalte Abweichung gibt die Mittelwerte der Differenz der Geräte an, die statistisch miteinander verglichen werden sollen. Wie in Tabelle 26 dargestellt, wurde hier nur die unveränderte Position und die veränderte Scanposition des Schädels während der DVT-Aufnahme untersucht. Mit eingeflossen sind also die verschiedenen Raumrichtungen. Es zeigte sich bei gleicher Positionierung die größte Abweichung für das Gerät 3 (Sirona Orthophos XG 3D) mit einer max. Abweichung von - 0,518 mm (- 2,97 %) zu den Originalwerten in der Realität. Die geringste Abweichung für die unveränderte Position mit 0,028 mm (0,16 %) erzielte das Gerät 1 (Gendex GXCB-500). Bei veränderter Positionierung des Schä-

dels während der DVT-Aufnahmen zeigten sich folgende maximale und minimale Abweichungen der Geräte. Die geringste Genauigkeit zeigte ebenso Sirona Orthophos XG 3D mit - 0,496 mm (2,66 %), während die größte Genauigkeit in Bezug auf die Realität wieder Gendex GXCB-500 mit - 0,004 mm (- 0,65 %) aufwies. Die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte (systematische Messabweichung) bei den vier DVT-Geräten schwankt zwischen - 0,518 mm und 0,028 mm. Dabei vergrößert sich die systematische Messabweichung bei den DVT-Geräten in gleicher Position in folgender Reihenfolge: die kleinste systematische Messabweichung mit 0,028 mm weist das Gerät 1 (Gendex GXCB-500) auf. Danach folgen das Gerät 2 (Sirona Galileos) mit - 0,072 mm (- 0,26 %) und das Gerät 4 (Carestream CS 9300) mit - 0,197 mm (- 1,53 %). Zuletzt kommt das Gerät 3 (Sirona Orthophos XG 3D), das - 0,518 mm (- 2,97 %) systematisch zu viel misst. Bei veränderter Positionierung des Schädels zeigt sich eine Reihe mit aufsteigender Abweichung wie folgt: Die geringste Abweichung zeigt das Gerät 1 (Gendex GXCB-500) mit - 0,004 mm (- 0,65 %). Danach folgen die Geräte 2 (Sirona Galileos) mit - 0,250 mm (- 0,95 %) und 4 (Carestream CS 9300) mit - 0,265 mm (- 1,92 %). Die geringste Genauigkeit bei erneuter Positionierung zeigt wiederum das Gerät 3 (Sirona Orthophos XG 3D) mit - 0,496 mm (- 2,66 %) (Tabelle 26, Abbildung 50).

Tabelle 26: Einfluss der Scanposition auf den Mittelwert der Differenzen für alle vier DVT-Geräte.

Gerätetyp	Scanposition	Abweichung [mm]	Abweichung [%]	Standardabweichung [mm]
<b>1</b> <b>Gendex</b> <b>GXCB 500</b>	Gleich	0,028	0,16	0,153
	Verändert	- 0,004	- 0,65	0,133
	Insgesamt	- 0,013	0,05	0,144
<b>2</b> <b>Sirona</b> <b>Galileos</b>	Gleich	- 0,072	- 0,26	0,294
	Verändert	- 0,250	- 0,95	0,301
	Insgesamt	- 0,156	- 0,59	0,309
<b>3</b> <b>Sirona</b> <b>Orthophos</b> <b>XG 3D</b>	Gleich	- 0,518	- 2,97	0,295
	Verändert	- 0,496	- 2,66	0,345
	Insgesamt	- 0,508	- 2,83	0,319
<b>4</b> <b>Carestream</b> <b>CS 9300</b>	Gleich	- 0,197	- 1,53	0,336
	Verändert	- 0,265	- 1,92	0,284
	Insgesamt	- 0,229	- 1,17	0,313

Das Gerät 3 (Sirona Orthophos XG 3D) weist sowohl für die gleiche als auch für die veränderte Position des Schädels die geringste Genauigkeit auf, und es zeigt sich im Vergleich der Daten eine positive Abweichung in Bezug zu den Realitätswerten, d. h. die Messstrecken sind im Vergleich zur Realität in den DVT-Aufnahmen vergrößert, was für den praktizierenden Zahnarzt einen größeren Gefährdungsfaktor in Bezug auf mögliche Verletzungen von Nachbarstrukturen darstellt. In Abbildung 50 wird der Einfluss der Scanposition auf die Abweichung der Mittelwerte der Differenzen zwischen den vier untersuchten DVT-Geräten noch einmal visualisiert. Bei gleicher und veränderter Positionierung zeigt, deutlich erkennbar, die größte Genauigkeit das Gendex GXCB-500 (Gerät 1) und die geringste Genauigkeit das Sirona Orthophos XG 3D (Gerät 3). Die größte Abweichung der Mittelwerte zwischen gleicher und unveränderter Positionierung erzielt Sirona Galileos (Gerät 2). Vergleicht man die zusammengefassten Daten in Bezug auf alle zu berücksichtigenden Faktoren, kristallisiert sich bei gleicher und veränderter Positionierung das Gerät 1, das Gendex GXCB-500, als das genaueste Gerät dieser Studie heraus. Sowohl für die Genauigkeit und Richtigkeit der Messwerte in Bezug zur Realität erzielte es die besten Werte als auch für die Reproduzierbarkeit der Messwerte, bei der es nur geringfügig dem Sirona Orthophos XG 3D unterlegen war.

Die Richtigkeit der anhand der digital-metrisch analysierten und erhobenen Daten im Vergleich zur Realität fällt in absteigender Reihenfolge ab (Abbildung 50):

**Gendex GXCB-500 → Sirona Galileos → Carestream CS 9300 → Sirona Orthophos XG 3D**

Für die Reproduzierbarkeit (Präzision) der erhobenen Messwerte im Vergleich zur Realität in gleicher sowie in veränderter Positionierung zeigt sich eine Reihenfolge beginnend mit dem präzisesten Gerät:

**Sirona Orthophos XG 3D → Gendex GXCB-500 → Carestream CS 9300 → Sirona Galileos**

Für die Genauigkeit mit Einfluss der Präzision und Richtigkeit zeigt sich eine Reihenfolge beginnend mit dem genauesten Gerät:

**Gendex GXCB-500 → Sirona Galileos → Carestream CS 9300 → Sirona Orthophos XG 3D**



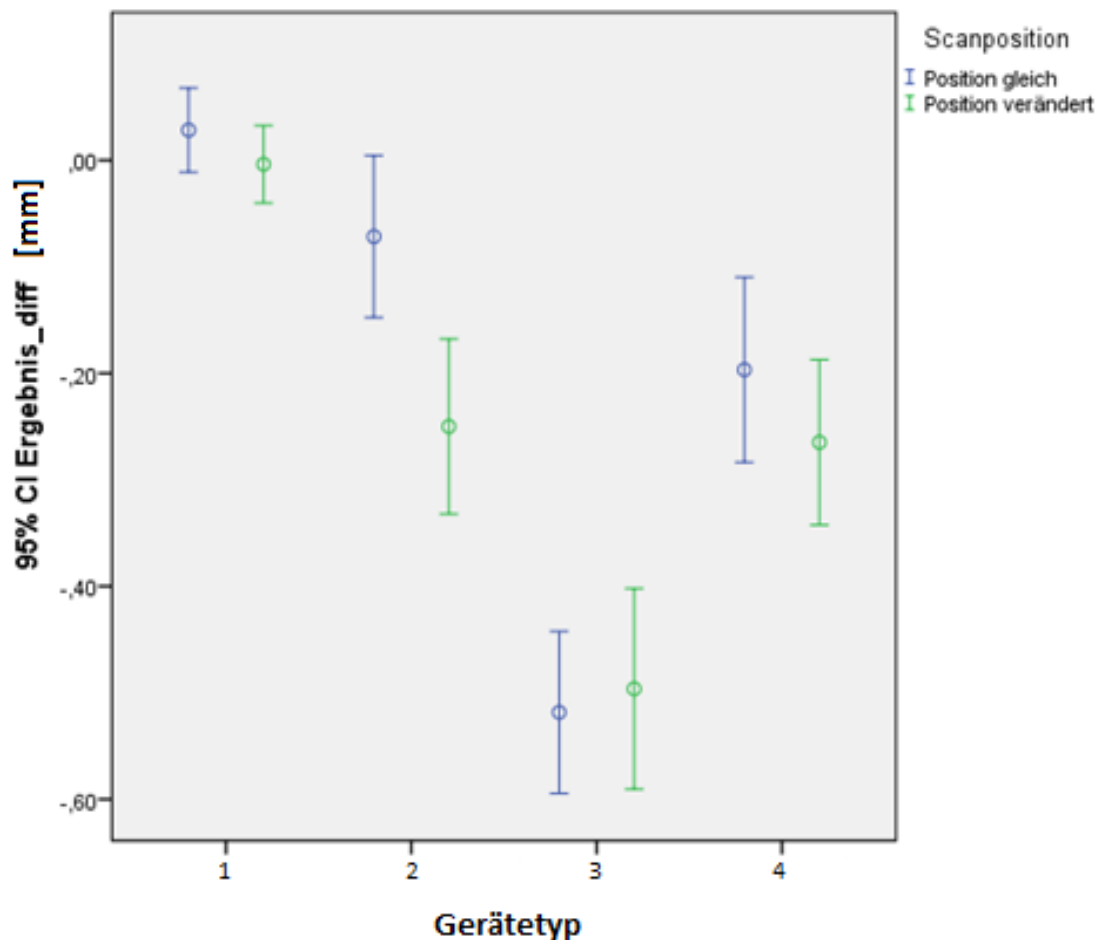


Abbildung 50: Einfluss der Scanposition auf die Abweichungen des Mittelwertes der Differenzen aller vier DVT-Geräte. Gerät 1: Gendex GXCB-500, Gerät 2: Sirona Galileos, Gerät 3: Sirona Orthophos XG 3D, Gerät 4: Carestream CS 9300.

### Statistische Signifikanz

Die beschriebenen Signifikanztests lieferten folgende Ergebnisse. Für Gerät 1 (Gendex GXCB-500) konnten keine signifikanten Unterschiede für die zwei unterschiedlichen Scanpositionen erzielt werden ( $p > 0,05$ ), d. h. die Scanposition hat bei diesem Gerät keinen Einfluss auf die Genauigkeit.

Für Gerät 2 (Sirona Galileos) ergaben die durchgeführten Signifikanztests keinen signifikanten Unterschied für die Auswirkung der gleichen Scanposition auf die Abweichungen der Mittelwerte zur Realität mit  $p = 0,064$ . Bei veränderter Positionierung ergab sich jedoch ein signifikanter Unterschied mit  $p < 0,001$ , d. h., dass dieses Gerät relativ anfällig für Abweichungen bei Neupositionierung ist. Darunter leidet natürlich auch die Genauigkeit dieses Gerätes.

Das Gerät 3 (Sirona Orthophos XG 3D) zeigte für beide Positionierungen einen signifikanten Unterschied zwischen den Abweichungen der Mittelwerte in allen Lagepositionen zur Realität. Das Signifikanzniveau ist für beide Positionen  $p < 0,001$ . Somit besteht ein Einfluss der Scanposition auf die Abweichungen der Mittelwerte zur Realität für dieses DVT-Gerät.

Bei Gerät 4 (Carestream CS 9300) ergab sich bei den durchgeführten statistischen Tests ebenfalls wie bei Gerät 3 (Sirona Orthophos XG 3D) in beiden Positionen ein signifikanter Unterschied für die Abweichungen der Mittelwerte von der Realität mit  $p < 0,001$  für gleiche und veränderte Positionierung, sodass sich dort ebenfalls ein Einfluss der Scanposition auf die Abweichungen der Mittelwerte ergab.

## 6 Diskussion

In der zahnärztlichen Diagnostik nimmt heutzutage die dreidimensionale Bildgebung mithilfe der digitalen Volumentomografie einen immer größeren Stellenwert ein. Dabei ist jedoch immer das Risiko für den Patienten durch die Strahlenbelastung mit dem Nutzen abzuwägen. Ausgehend von der Indikationsstellung sollten sich die durch die DVT-Aufnahmen gewonnenen Informationen tatsächlich entscheidend auf die Diagnose, Therapieplanung und den Behandlungsablauf auswirken [110]. Vor allem in der dentalen Implantologie ist eine präoperative Planung und die exakte Implantatinsertion eine wichtige Grundlage für die folgende prothetische Versorgung des Patienten.

Die einleitende Literaturübersicht zeigt, dass sich die Risiko-Nutzen-Abwägung durch die unsichere Datenlage zur effektiven Strahlendosisbelastung bei der digitalen Volumentomografie als schwierig erweist [69]. Ein anderer wichtiger Faktor für die Risiko-Nutzen-Abwägung ist, in Bezug auf die immer wichtiger werdende dreidimensionale Diagnostik und Planung mittels bestimmter Softwares, die Genauigkeit der Geräte und ob dadurch eine Verbesserung des Ergebnisses erzielt werden kann. Nur wenn die Startbedingungen (dreidimensionale Röntgenaufnahme) für eine digitale Planung, z. B. für eine Implantatinsertion, ein gutes Ergebnis liefern, können auch gute Resultate erzielt werden. Von dieser Genauigkeit der Aufnahme profitieren wiederum Behandler und Patient gleichermaßen. So wird der Behandler in seiner Diagnosestellung, der Therapieplanung und der daraus resultierenden Behandlungsplanung maßgeblich von der Genauigkeit des verwendeten DVT-Gerätes beeinflusst. Eine radiologische Beurteilung ist somit wichtig für die Beurteilung der Quantität und Qualität des Knochenangebotes bei einer Implantatsetzung und um die anatomischen Strukturen richtig zu lokalisieren. So ist es zum Beispiel bei einer Implantatplanung von großer Bedeutung, die richtige Auswahl der Implantatlänge und des Implantatdurchmessers in Bezug auf das Knochenangebot zu treffen. Diese Parameter wirken sich wiederum auf die Langlebigkeit des Implantates und auf seine prothetische Versorgung aus. Bei radiologischen Aufnahmen für die Implantatsetzung wird der Messfehler mit weniger als 1 mm angegeben [111]. Bei Studien [112, 113], die ein Mandibularpräparat verwendeten, ergab sich ein durchschnittlicher Messfehler von weniger als 1 mm in 94 % der Fälle bei Verwendung eines Computertomografen, in 53 % der Fälle bei Verwendung intraoraler Bildgebungen und in 17 % der Fälle bei der Panoramaschichtaufnahme. Die Genauigkeit linearer Messungen bei den Aufnahmen der digitalen Volumentomografie wurde in mehreren Studien untersucht [114–117].

Ziel dieser Studie war es, die Genauigkeit, Reproduzierbarkeit und Präzision der Aufnahmen verschiedener digitaler Volumtomografen zu untersuchen. Welche Faktoren üben einen Einfluss auf die Aufnahmen aus und welche Faktoren sind zu vernachlässigen? Zudem sollte eruiert werden, welches der verwendeten Geräte die größte Genauigkeit in Bezug auf die Reproduzierbarkeit und Präzision der ermittelten Werte zur Realität aufweist.

## **6.1 Kritische Betrachtung der eigenen Untersuchung – Material/ Methode**

Der verwendete Versuchsaufbau orientierte sich an der Untersuchung von STRATEMANN et al. [116], die ähnlich wie in der vorliegenden Studie keine Schädelpräparate, sondern ein knöchernes Schädel skelett verwendeten, das mit Markern versehen wurde. Von dem zu untersuchenden Schädel wurden Aufnahmen mit verschiedenen digitalen Volumtomografen angefertigt und mit einem geeigneten Programm metrische Analysen vorgenommen. Zudem wurden mit einer Präzisionsschieblehre an den definierten Messstrecken lineare Messungen vorgenommen, um abschließend die korrespondierenden Messwerte miteinander vergleichen zu können. Autoren wie GANGULY et al. [117] untersuchten die Messgenauigkeit der DVT mit dem Sirona Galileos an humanen, formalinfixierten Schädelpräparaten mit Weichteilbedeckung, um dadurch die klinischen Bedingungen weitestgehend zu simulieren. Durch die Verwendung eines knöchernen Schädels ohne Weichteilbedeckung wurde ein höherer Kontrast der Aufnahmen erreicht, da der Kontrast zwischen Knochen und Luft höher ist als zwischen Knochen und Weichgewebe. Dadurch ergaben sich bessere Voraussetzungen für die digitalen metrischen Vermessungen, da Knochenstrukturen deutlich abgegrenzt dargestellt wurden. Zudem wurde ein Schädel ohne metallische Fremdkörper gewählt, um Ungenauigkeiten durch Artefakte auszuschließen.

Bei der kritischen Betrachtung von Material und Methode können in folgenden Versuchsschritten Ungenauigkeiten aufgetreten sein:

1. Präparation des Schädels
2. Durchführung der Röntgenaufnahmen
3. Vermessung der Röntgenaufnahmen und des Schädels

Um diese Fehler zu vermeiden bzw. zu reduzieren, wurden folgende Maßnahmen durchgeführt.

Ungenauigkeiten, die bei der Vorbereitung des Schädels entstanden sein könnten, wurden diskutiert. Um diese Ungenauigkeiten jedoch möglichst gering zu halten, wurden die Titanmarker möglichst kurz gehalten, um eine eventuell entstehende Unschärfe während der Aufnahme zu vermeiden. Auch die Anfertigung der Bohrschablone wurde wie bei einem echten Patienten durchgeführt, wodurch besonders viel Wert auf die Passform der Bohrschablone gelegt wurde, um eine Verschiebung zu vermeiden.

Bei der Durchführung der Röntgenaufnahmen wurde bei jedem Gerät die gleiche Abfolge realisiert. Es erfolgte die Positionierung des Schädelpräparates und die Einstellung der Aufnahmeparameter entsprechend den Herstellerempfehlungen für das jeweilige Gerät. Der Schädel wurde jeweils nach dem geräteintegrierten Lichtvisier positioniert und vor jeder Aufnahme noch einmal auf seine Richtigkeit überprüft. Die starre Positionierung des Schädels in den digitalen Volumtomografen wurde mittels des verwendeten Fotostativs als Torsoersatz gewährleistet. Um auch die korrekte Lage des Schädels im FoV des Gerätes zu testen, wurden jeweils Prescans durchgeführt. Bei der gleichen Positionierung wurde der Schädel zwischen den einzelnen Aufnahmen nicht berührt oder verändert, um eine identische Situation mit den vorherigen Scans zu gewährleisten. Bei den darauffolgenden Aufnahmen mit veränderter Positionierung des Schädels in den DVT-Geräten wurde bei jeder Neupositionierung akribisch darauf geachtet, den Schädel immer nach Herstellerangaben im DVT-Gerät zu positionieren. In dieser Studie wurden keinerlei Verwacklungsartefakte durch Patientenbewegungen berücksichtigt. Bei Berücksichtigung der Patientenbewegung hätte anstelle des Studienmodelles ein Proband in Erwägung gezogen werden müssen. Dieses Vorgehen hätte für den Probanden bei 76 Röntgenaufnahmen jedoch eine unverhältnismäßig große nicht medizinisch induzierte Strahlenbelastung dargestellt und wurde aus ethischen Gründen gemäß der Strahlenschutzverordnung abgelehnt. Zudem wäre diese Studie in vivo mit Fixierung der Titanmarker in der Mandibula und deren Vermessung mittels einer Schieblehre nicht möglich gewesen.

Bei der Vermessung der akquirierten Volumina können messtechnische Ungenauigkeiten und Fehler diskutiert werden. Um Ungenauigkeiten und Fehler jedoch zu verringern, wurden alle erhaltenen DICOM-Dateien mittels eines Software-Programmes ausgewertet und nicht die für jedes DVT-Gerät bereitgestellte herstellereigene Software verwendet. Die Schädelrekonstruktion erfolgte in allen drei Ebenen und führte deshalb auch zu standardisierten Messbedingungen. Durch die Untersuchung mittels einer Software konnten eventuell entstehende Messfehler durch unterschiedliche Software-Programme ausgeschlossen werden. Eine mög-

lichst genaue und maßstabsgetreue Darstellung wurde durch den in der Bohrschablone integrierten Legostein gewährleistet. Auch das in der Software CeHa imPLANT integrierte virtuelle Lineal wurde für jeden Datensatz verwendet und die zu vermessende Messstrecke jeweils in zwei Raumebenen kontrolliert. Durch eine möglichst hohe Anzahl von Messwerten, insgesamt 456 bei 76 Aufnahmen, sowie durch eine exakte Definition der Messstrecken wurden Unregelmäßigkeiten relativiert. Insgesamt wurden pro DVT-Gerät 114 Messungen durchgeführt, wobei jeweils 38 Messungen in einer Raumebene lagen. Fehler, die durch individuelle, anwenderabhängige Einflüsse entstehen könnten, wurden durch den Einsatz eines einzigen Untersuchers ausgeschlossen und können somit unberücksichtigt bleiben. Die Vermessung des Schädels mittels der digitalen Schieblehre könnte Fehler zur Diskussion beinhalten. Um diese Fehler jedoch möglichst gering zu halten, wurden die Messungen jeweils zweimal pro Messstrecke wiederholt, wobei sich kein Unterschied in der Länge der Messstrecke zwischen den Messungen ergab.

## **6.2 Diskussion der Ergebnisse**

In dieser Studie wurden die Abweichungen der röntgenologisch erhobenen Messwerte im Vergleich zur Realität bei vier DVT-Geräten gemessen. Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass die Abweichungen der gewonnenen linearen Messungen als einigermaßen genau angenommen werden können.

### **Maximale Abweichungen**

In Bezug auf die 1. Arbeitshypothese „Die Strecken bzw. Abweichungen in allen 3 Ebenen des Raumes sind bei allen vier Geräten identisch“ konnte gezeigt werden, dass die Strecken bzw. Abweichungen in allen 3 Ebenen des Raumes bei den vier Geräten nicht identisch waren. Dadurch muss die 1. Arbeitshypothese verworfen werden. In der vorliegenden Studie zeigte das Sirona Orthophos XG 3D die größte absolute Abweichung im Positiven mit 1,33 mm (4,5 %) und die größte relative Abweichung im Positiven mit 11 %. Bei der Messung der untersuchten Strecken zeigte sich, dass die max. Abweichungen das Sirona Orthophos XG 3D mit - 0,25 mm (- 0,91 %) und 1,33 mm (4,5 %) aufwies. Entsprechende Daten zeigt die Literatur. MÖBES et al. [25] berichteten bei Längenmessungen von Messhilfen und Implantaten im Unterkiefer von einer max. Abweichung zwischen - 0,3 mm und 0,4 mm. MISCHKOWSKI et al. [118] untersuchten die geometrische Genauig-

keit der durch das Gerät Sirona Galileos erhobenen Scans. Sie berichten, dass dieses Gerät zufriedenstellende Informationen für lineare Messungen liefert. Die mittlere absolute Differenz lag bei  $0,26 \pm 0,18$  mm. Dieser Unterschied kann dadurch erklärt werden, dass verschiedene zu untersuchende Gebiete und unterschiedliche Entfernungen gemessen wurden. GANGULY et al. [117] verwendeten ebenfalls das Sirona Galileos zur Untersuchung der geometrischen Genauigkeit. Sie erklärten die Genauigkeit bei linearen Messungen an anatomischen Strukturen mit Weichteilbegrenzung als signifikant gut. Auch bei LEUNG et al. [119], in der die Alveolarhöhe gemessen wurde, ergab sich eine Genauigkeit von 0,6 mm. Im Vergleich zu dieser Studie wurden hier anatomische Strukturen zur linearen Vermessung herangezogen und keine röntgenopaken Marker, die sich einfacher in der Röntgenaufnahme darstellen und vermessen lassen. LUND et al. [120] berichteten, dass die Messungen mittels der digitalen Volumtomografie sehr genau waren und die absolute mittlere Abweichung sogar geringer als die Voxelgröße war. Diese doch sehr geringe Abweichung im Vergleich zu dieser Studie könnte durch die unterschiedliche Natur der zu untersuchenden Modelle erklärt werden. Bei LUND et al. wurde ein Objekt aus Plexiglasplatten verwendet, während in dieser Studie ein humaner knöcherner Schädel benutzt wurde.

Auffällig in dieser Studie ist, dass das Gerät Sirona Orthophos XG 3D im Vergleich zu den anderen DVT-Geräten fast immer alle Abweichungen im Positiven hatte, sodass alle vorgenommenen Messungen mittels der Planungssoftware immer zu große Werte im Vergleich zur Realität lieferten. Statistisch gesehen ist diese Abweichung im Vergleich zu den anderen Geräten größer und damit das Gerät in Bezug auf die Genauigkeit zur Realität als ungenau zu bezeichnen. Für den Behandler in der Implantologie stellt dies einen Risikofaktor dar, da die Strukturen somit immer vergrößert dargestellt werden und damit ein Sicherheitspuffer zu anatomisch wichtigen Strukturen fehlen könnte. So befindet man sich bei Verwendung des Orthophos XG 3D eher auf der unsicheren Seite. Bei Implantatplanungen werden somit auch Implantatlänge und Implantatdurchmesser eher zu groß gewählt, wodurch das umgebende Knochenangebot (Quantität) für das Implantat womöglich zu gering ausfällt.

### **Vergleich der DVT-Geräte**

Für das Gendex GXCB-500, das Sirona Galileos und das Sirona Orthophos XG 3D lag der größte absolute Fehler in der Vertikalebene im dritten Quadranten. Lediglich das Carestream CS 9300 zeigte in der Sagittalebene im dritten Quadranten die größte absolute Abweichung.

Der größte relative Fehler für das Gendex GXCB-500 lag in der Vertikalebene im dritten Quadranten, für das Sirona Galileos in der Vertikalebene im vierten Quadranten. Sowohl das Sirona Orthophos XG 3D als auch das Carestream CS 9300 hatten den größten relativen Fehler in der Transversalebene im vierten Quadranten. Ohne die Quadranten zu berücksichtigen und nur die drei Raumebenen betrachtend, lagen die größten absoluten Fehler des Gendex GXCB-500, des Sirona Galileos und des Sirona Orthophos XG-3D in der Vertikalebene, wobei nur das Gendex GXCB-500 zu kleine Werte im Vergleich zur Realität lieferte. Das Sirona Galileos und das Sirona Orthophos XG 3D zeigten zu große Werte im Vergleich zur Realität. Das Carestream CS 9300 zeigte wiederum den größten absoluten Fehler in der Transversalebene, wobei dieser wiederum im Vergleich zur Realität ins Positive abweicht, d. h., dass hier auch zu große Werte gemessen wurden. Die größten relativen Fehler für das Gendex GXCB-500, das Sirona Orthophos XG 3D und das Carestream 9300 lagen in der Transversalebene. Ausnahme war das Sirona Galileos, bei dem die größte relative Abweichung in der Vertikalebene lag.

Die Abweichungen der absoluten Fehler im dritten Quadranten in der Vertikalebene könnten darauf hinweisen, dass die Markermessungen mittels des Implantatplanungsprogramms hier nicht so genau durchgeführt werden konnten wie die anderen Messungen. Vielleicht wurde die Darstellung durch die integrierten Bariumsulfatzähne in der Bohrschablone verzerrt, und die Messungen konnten nicht exakt durchgeführt werden. Der größte absolute Fehler in der Vertikalebene beim Carestream CS 9300 könnte durch die Unterkieferverwindungskurve entstanden sein. Die größten relativen Abweichungen des Sirona Orthophos XG 3D und des Carestream CS 9300 in der Transversalebene im vierten Quadranten entstanden womöglich dadurch, da hier die kleinste gemessene Strecke im Vergleich zu den anderen Messstrecken lag und sich somit die Fehler stark auf die prozentuale Abweichung auswirkten. Die größten relativen Fehler zeigten sich in der Transversalebene, da sich hier die Abweichungen auf die kleinste Messstrecke am meisten auswirkten. Die relativen Fehler in der Vertikalebene des Sirona Galileos könnten durch den verwendeten Bildverstärker im Gegensatz zu den Flachbilddetektoren erklärt werden. Bildverstärker zeigen im Vergleich zu FPD eine geringe räumliche Auflösung [34], wodurch Abweichungen entstehen können. Das FoV beim Sirona Galileos war mit einem Durchmesser von 15 cm relativ groß im Vergleich zu den anderen Geräten. HASSAN et al. [121] untersuchten den Einfluss des gewählten FoV auf die Erkennbarkeit von Wurzelkanälen. Sie fanden heraus, dass die Größe des FoV einen statistisch signi-



fikanten Einfluss auf die Erkennbarkeit der Wurzelkanäle hat. Dabei ermöglichte das kleine FoV von 4 x 4 cm die beste Darstellung und war signifikant besser als die FoV-Auswahl von 8 x 8 cm und 10 x 10 cm. Das größte FoV von 17 x 12 cm lieferte die schlechtesten Ergebnisse, da in diesen Bereich die gesamte maxillofaziale Region hineinfiel. Auch andere Studien zeigen, dass kleinere FoV eine deutlich bessere Darstellung und Genauigkeit liefern [122–124].

### **Scanposition**

In Bezug auf die 2. Arbeitshypothese „Durch eine Repositionierung verändern sich die Messergebnisse nicht“ konnte folgendes erarbeitet werden. Das Sirona Galileos zeigte bei Betrachtung der Scanposition die größte Abweichung zwischen gleicher und veränderter Positionierung. Das Sirona Orthophos XG 3D hingegen wies die größte absolute Abweichung sowohl bei gleicher als auch bei veränderter Positionierung auf. Alle Geräte bis auf das Gendex GXCB-500 zeigten einen statistisch signifikanten Unterschied für die Abweichungen der Mittelwerte zur Realität, das Sirona Galileos nur für die veränderte Positionierung und die beiden anderen Geräte sowohl für die gleiche als auch für die veränderte Positionierung. Die zu untersuchenden anatomischen Strukturen lagen beim Sirona Orthophos XG3D (FoV 8 x 8 cm) relativ nahe am Randbereich des Scanvolumens im Vergleich zu den weiter im Zentrum liegenden Strukturen bei den anderen DVT-Geräten. Diese Lage am Randbereich könnte zu Verzerrungen der Bilddarstellung geführt haben. In dieser Studie lag die größte mittlere absolute Abweichung bei  $-0,518 \pm 0,295$  mm bei gleicher Positionierung. Somit muss die 2. Arbeitshypothese teilweise verworfen werden

HASSAN et al. [125] untersuchten den Effekt der Patientenpositionierung auf die Abweichungen der linearen Messungen und ihre Genauigkeit mittels des NewTom-DVT-Gerätes. Sie zeigten in ihrer Studie, dass die Kopfposition des Patienten keinen Einfluss auf die Genauigkeit der linearen Messungen hatte.

SHEIKHI et al. [126] untersuchten die Genauigkeit von linearen Messungen des DVT-Gerätes Sirona Galileos bei normaler und bei veränderter Kopfposition. Dafür wurden sechs humane Schädelpräparate mit jeweils fünf mittels Guttaperchastiften markierten Regionen untersucht. Dabei ergab sich eine mittlere Abweichung zwischen den realen und den röntgenologisch erhobenen Werten von  $0,05 \pm 0,45$  mm. Zudem konnte ebenso ein statistisch signi-

fikanter Unterschied zwischen den realen Werten und den röntgenologisch erhobenen Werten mit veränderter Positionierung gezeigt werden.

Auch LUDLOW et al. [127] untersuchten die DVT-Aufnahmen von 28 knöchernen Schädeln in idealer, verschobener und rotierter Position. Es ergab sich hierbei eine mittlere Abweichung von  $0,13 \pm 0,09$  mm. Die Genauigkeit der Messungen wurde durch die Veränderung der Schädelposition nicht signifikant beeinflusst. Dieser Unterschied könnte durch das unterschiedliche Studiendesign und die Messmethoden erklärt werden. In der vorliegenden Studie wurde bei der veränderten Positionierung immer eine optimale Position des Schädels im DVT-Gerät angestrebt und nicht, wie in der Studie von LUDLOW et al., extra eine Falschpositionierung des Schädels angestrebt.

### **Genauestes Gerät**

Abschließend zeigte das Gendex GXCB-500 mit einer mittleren absoluten Abweichung von  $0,013 \text{ mm} \pm 0,144$  die besten Werte hinsichtlich der Genauigkeit und Richtigkeit. Das Sirona Galileos folgte mit einer mittleren absoluten Abweichung von  $-0,156 \text{ mm} \pm 0,309$ . Das Carestream CS 9300 hatte eine mittlere Abweichung von  $-0,229 \text{ mm} \pm 0,313$ , und das genaueste Gerät unter Berücksichtigung aller Punkte ist das Sirona Orthophos XG 3D mit einer mittleren absoluten Abweichung von  $-0,508 \text{ mm} \pm 0,319$ .

Die aktuelle Studienlage zeigt ebenfalls, dass lineare Messungen anhand der Aufnahmen von DVT-Geräten als akkurat bezeichnet werden können. KOBAYASHI et al. [114] untersuchten hierfür fünf präparierte Unterkiefermodelle mit Weichteilbedeckung mittels eines Spiral-CT- und DVT-Gerätes. Dabei wurden vertikale Messungen vorgenommen. Der Messfehler variierte bei dem verwendeten DVT-Gerät von 0,01 mm bis 0,65 mm (0,1 % bis 5,2 %). Auch LASCALA et al. [115] untersuchten die Genauigkeit eines DVT-Gerätes (NewTom) anhand von acht knöchernen Schädeln. Die Messungen mittels der durch das DVT-Gerät erhobenen Bilder waren dabei immer kleiner als die am Schädel gemessenen Werte. Statistisch signifikant waren jedoch nur die an der Innenseite des knöchernen Schädels gemessenen Werte. Jedoch wurden die Werte als genau genug bezeichnet.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass für die untersuchten Volumenscans kleine Verzerrungen bei einem einzigen Untersucher festgestellt wurden. Im Vergleich zu anderen Studien zeigt diese Studie allerdings größere mittlere Abweichungen. Bei STRATEMANN et

al., bei denen Messungen von zwei DVT-Geräten miteinander und zur Realität verglichen wurden, ergaben sich mittlere absolute Fehler von  $0,07 \pm 0,41$  mm und  $0,00 \pm 0,22$  mm [116]. Bei PINSKY et al. [128] wurde die Tiefe und der Durchmesser von simulierten Knochendefekten bei Acrylblöcken und menschlichen Unterkiefern gemessen. Es ergaben sich hier Werte beim Acrylblock von  $-0,01 \pm 0,02$  mm für den Durchmesser und  $-0,03 \pm 0,01$  mm für die Tiefe. Beim menschlichen Unterkiefer zeigten sich mittlere Abweichungen von  $-0,07 \pm 0,02$  mm für den Durchmesser und  $-0,27 \pm 0,02$  mm für die Tiefe.

Geht man nun davon aus, dass z. B. eine Implantatplanung mittels navigierter Implantation realisiert werden soll, so zeigt diese Studie mit der größten mittleren Abweichung beim Sirona Orthophos XG 3D von  $-0,508$  mm  $\pm 0,319$ , dass bereits am Anfang bei der Röntgenuntersuchung mittels eines DVT-Gerätes ein Fehler zur Realität von  $> 0,5$  mm entstehen kann. Wenn man nun berücksichtigt, dass auch die weiterhin folgende Kette bei der navigierten Implantation mit Herstellung der Bohrschablonen und die durchgeführte Implantation selbst einen gewissen Fehler aufweisen können, ist zu überlegen, ob eine navigierte Implantation tatsächlich ein besseres Ergebnis liefert als eine Implantation ohne Navigation.

ASCHE et al. [129] verglichen hierfür 19 Studien zur Genauigkeit der navigierten Implantation. Die Meta-Analyse ergab einen mittleren Messfehler von 0,99 mm (von 0 bis 6,5 mm reichend) an der Implantatschulter und 1,24 mm (von 0 bis 6,9 mm reichend) an der Implantatspitze. Eine Arbeitsgruppe untersuchte sogar die Abweichungen innerhalb mehrerer Implantate bei einem Patienten, um zu überprüfen, ob die Abweichungen abhängig von einer Fehlpositionierung der ganzen Schablone sind oder eine individuelle Abweichung für jedes Implantat [130] festzustellen ist. Sie fanden heraus, dass die mittlere Abweichung von 1,3 mm an der Implantatspitze unterschiedlich zum Abstand der Implantate war (0,3 mm), also unabhängig von der an der Mukosa getragenen Schablone [131]. Zwei In-vitro-Studien [101, 98] verglichen die Abweichungen von navigierter Implantation und Freihandimplantation. Es stellte sich hierbei ein signifikanter Vorteil für die navigierte Implantatinsertion dar. So ergab die mittlere angulare Abweichung bei der navigierten Implantation eine Abweichung von 4,5 Grad und ohne Navigation von 8,0 Grad [101] beziehungsweise 4,2 Grad und 10,4 Grad [98].

Wenn die navigierte Implantation genauer und reproduzierbar wäre, würde sie für die Zahnmedizin einen deutlichen Vorteil bringen. Somit könnten die Verletzungen von anatomisch wichtigen Strukturen vermieden werden, und eine sofortige prothetische Versorgung wäre dadurch eher möglich. Am Anfang dieser Kette steht jedoch immer die Untersuchung des

Patienten mit den dazugehörigen Röntgenaufnahmen. Die digitale Volumentomografie stellt somit eine strahlenärmere Alternative zur bestens erprobten Computertomografie dar. Diese Studie zeigte jedoch, dass auch hier am Anfang der navigierten Implantation einige Messabweichungen zur Realität festzustellen sind, auch wenn sie relativ gering ausfallen. Addiert man jedoch die darauffolgenden möglichen Fehler bei der Bohrschablonenherstellung und der eigentlichen Implantatinsertion dazu, ist es fraglich, ob noch ein Vorteil durch eine navigierte Implantation im Vergleich zur Freihandimplantation erreicht werden kann. Auch müssen die Vorteile der navigierten Implantation mit den für den Patienten entstehenden Kosten, der Strahlenbelastung, der Vorbereitungszeit und auftretenden Einschränkungen (Mundöffnung, posteriores Operationsfeld) verglichen werden. Heutzutage ist es möglich Implantatplanungen nur mittels einer Abformung (digital oder analog) und einer Aufnahme durch ein DVT Gerät durchzuführen. Durch das Matching (zusammenführen) der DICOM-Daten des DVT-Gerätes und der STL Daten des Abdruckes ist eine Planung der Prothetik auch ohne Schablone möglich. Diese Art des Backward-Plannings erleichtert das Vorgehen für die Implantatplanung immens.

### **6.3 Schlussfolgerung**

Durch den limitierenden Rahmen dieser In-vitro-Untersuchung können die folgenden Schlussfolgerungen gezogen werden:

1. Aufnahmen digitaler Volumentomografen sind wichtige Hilfsmittel in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde und Implantologie zur Darstellung von dreidimensionalen Strukturen der Mundhöhle und bei den anschließenden Therapieplanungen.
2. Je nach verwendetem Gerät kann es jedoch zu unterschiedlichen Volumenverzerrungen und Messungenauigkeiten in den dreidimensionalen Bildern kommen.
3. In der dentalen Implantologie darf sich der Operateur nicht blind auf eine 3D-Planung verlassen und muss auch bei navigierter Implantatsetzung die chirurgische Erfahrung und Sorgfalt walten lassen.

## 7 Zusammenfassung

In der durchgeführten In-vitro-Untersuchung war es Ziel, die Verzerrungsverhältnisse von vier unterschiedlichen DVT-Geräten (1. Gendex GXCB-500, 2. Sirona Galileos Comfort, 3. Sirona Orthophos XG 3D, 4. Carestream CS 9300) in den drei Ebenen des Raumes und bei veränderter Positionierung im Vergleich zum Original zu untersuchen.

Für einen humanen knöchernen Schädel wurde eine Implantatplanungsschablone gefertigt, und mithilfe von röntgenopaken Markern wurden je zwei vertikale, transversale und sagittale Strecken festgelegt. Die Originallängen der Strecken wurden mit einer Präzisionsschieblehre vermessen.

Von dem Schädel mit eingesetzter Implantatplanungsschablone wurden mit jedem der vier DVT-Geräte je 19 Aufnahmen (zehn ohne Veränderung der Positionierung anschließend neun mit jeweiliger Neupositionierung im Gerät) angefertigt und mithilfe einer 3D-Implantatplanungssoftware die sechs festgelegten Strecken digital vermessen. Durch den Vergleich der digitalen Vermessung der Strecken mit den Originalstrecken konnte der Verzerrungsfaktor jedes DVT-Gerätes ermittelt werden. Außerdem konnte ein Unterschied der Verzerrungen durch eine Neupositionierung des Schädels und somit der Einfluss der „Patientenpositionierung“ auf die Verzerrung errechnet werden.

Folgende Ergebnisse können festgehalten werden:

Bei einer unveränderten Position ergaben sich insgesamt Abweichungen von 0,028mm (0,16 %) für das Gendex GXCB-500, -0,072mm (- 0,26 %) für das Sirona Galileos, -0,518mm (- 2,97 %) für das Sirona Orthophos XG 3D und -0,197mm (- 1,53 %) für das Carestream CS 9300.

Bei der Neupositionierung des Schädels ergaben sich insgesamt Abweichungen von -0,004mm (-0,65%) für das Gendex GXCB-500, -0,25mm (-0,95%) für das Sirona Galileos, -0,496mm (-2,66%) für das Sirona Orthophos XG 3D und -0,265mm (-1,92%) für das Carestream CS 9300.

Die Verzerrungen bei identischer Positionierung waren (vertikal/sagittal/transversal) 0,023mm (0,07 %), 0,000mm (0,19 %), 0,025mm (0,24 %) für das Gendex GXCB-500, 0,410mm (- 1,75 %), 0,115mm (0,32 %), 0,025mm (0,88 %) für das Sirona Galileos,

-0,665mm (- 2,71 %), -0,251mm (- 1,82%), -0,675mm (- 4,42 %) für das Sirona Orthophos XG 3D und -0,045mm (- 0,45 %), -0,135mm (- 1,54 %), -0,410mm (- 2,57 %) für das Carestream CS 9300.

Die Verzerrungen bei Neupositionierung des Schädels waren (vertikal/sagittal/transversal) 0,072mm (0,18 %), -0,061mm (-0,23 %), 0,020mm (0,15 %) für das Gendex GXCB-500,-0,528mm (- 2,30 %), -0,225mm (-0,98 %), 0,089mm (0,43 %) für das Sirona Galileos, -0,650mm (2,67 %), -0,211mm (- 1,83%), -0,628mm (- 3,50 %) für das Sirona Orthophos XG 3D und -0,300mm (- 1,27 %), -0,117mm (-1,72 %), -0,378mm (- 2,89 %) für das Carestream CS 9300.

Aufgrund der unterschiedlichen Verzerrungen bei den DVT-Aufnahmen müssen Sicherheitsabstände bei der Implantatsetzung eingehalten werden.

## 8 Literaturverzeichnis

1. *Hümmeke S, Esser E, Vosshans J.* Diagnostische Möglichkeiten der digitalen Volumentomographie (DVT). *Quintessenz* 2003; 54: 1105–1112
2. *Besimo C, Lambrecht JT., Nidecker A.* Dental Implant treatment planning with reformatted computed tomography. *Dentomaxillofacial Radiology* 1995; 24: 264–267
3. *Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL et al.* Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillo-facial radiology* 2006; 35: 219–226
4. *Hassfeld S, Rother U.* Röntgendiagnostik in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie. Diagnose, Röntgenbefunde, abgestuftes röntgendiagnostisches Untersuchungsspektrum, Schnittbilddiagnostik. *MKG-Chirurgie* 2008; 1: 137–147
5. *DGMKG-Stellungnahme.* Indikationen zur Schnittbilddiagnostik in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie (CT/DVT). *MKG-Chirurgie* 2008; 1: 148–151
6. *Arnheiter C, Scarfe WC, Farman AG.* Trends in maxillofacial cone-beam computed tomography usage. *Oral Radiology* 2006; 22: 80–85
7. *Henning U.* Deutsches Röntgen- Museum Remscheid-Lennep. 2. Aufl. Braunschweig: Westermann Verlag; 1994
8. *Kauffmann G, Moser E, Sauer R, Hrsg.* Radiologie. 3. Aufl. München-Jena: Elsevier GmbH, Urban & Fischer Verlag; 2006
9. *Bundesamt für Strahlenschutz.* Röntgendiagnostik: Häufigkeit und Strahlenexposition. Im Internet:  
[http://www.bfs.de/de/ion/medizin/diagnostik/roentgen/haeufigkeit\\_strahlenexposition.html](http://www.bfs.de/de/ion/medizin/diagnostik/roentgen/haeufigkeit_strahlenexposition.html) ;Stand 10.10.2019
10. *Fischer M.* Institut für Radiologie Im Internet:  
[http://radiologie.charite.de/index.html?toppage=article\\_show&action=open\\_article&article\\_oid=34036](http://radiologie.charite.de/index.html?toppage=article_show&action=open_article&article_oid=34036); Stand: 20.09.2018
11. *Röntgen WC.* Über eine neue Art von Strahlen. Sitzungsbericht der Physik.-medic.-Gesellschaft zu Würzburg, 1895
12. *Scheutzel P.* Wilhelm Conrad Röntgen - Unsichtbares wird sichtbar. 1. Aufl. Berlin: Quintessenz Verlag; 1995
13. *Rother U.* Moderne bildgebende Diagnostik in der Zahn- Mund- und Kieferheilkunde. 2. Aufl. München: Elsevier GmbH, Urban & Fischer Verlag; 2006

14. *Röntgen light*. Der entscheidende Versuch am 8. November 1895. Im Internet: <http://www.desy.de/pr-info/Roentgen-light/roentgenstrahlung/roentgenstrahlung2.html>; Stand: 06.02.2019
15. *Spitzer W, Rücker M*. Zahnärztliche Röntgenologie. Band 1: Allgemeine Chirurgie, ed. N. Schwenzer and M. Ehrenfeld. 3. Aufl. Stuttgart: Thieme Verlag; 2000
16. *Bock JJ*. Digitale Radiologie in der Zahnarztpraxis. Zahnfilm, OPG, FRS und DVT. Balingen: Spitta; 2011
17. *LP – Röntgenröhre*. Im Internet: <https://lp.uni-goettingen.de/get/text/6639>; Stand: 06.02.2019
18. *Pasler FA*. Zahnärztliche Radiologie. 5. Aufl. Stuttgart [u.a.]: Thieme; 2008
19. *Benz C, Sonnabend E, Wilhelm M*. Röntgentechnik und -verordnung. München: Elsevier GmbH, Urban & Fischer Verlag; 2006
20. *Borchers J*. Moderne Bildgebung. Physik, Gerätetechnik, Bildbearbeitung und -kommunikation, Strahlenschutz, Qualitätskontrolle. Stuttgart, New York: Thieme; 2003
21. *Schicha H, Schober O, Dietlein M*. Nuklearmedizin. Basiswissen und klinische Anwendung. 7. Aufl. Stuttgart: Schattauer; 2012
22. *Müller O*. Digitale Volumetomografie in der Zahnheilkunde. DVT-Fachkundewissen von A bis Z. 1. Aufl. Balingen: Spitta; 2018
23. *Hounsfield G*. Computerized transverse axial scanning (tomographie). 1. Description of the system. The British Journal of Radiology 1973; 46: 1016–1022
24. *Mozzo P*. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. European Radiology 1998; 8: 1558–1564
25. *Möbes O*. Anwendungsmöglichkeiten der Digitalen Volumetomographie in der implantologischen Diagnostik. Zahnärztliche Implantologie 1999; 15: 229–233
26. *Kramme R*. Medizintechnik. Verfahren, Systeme, Informationsverarbeitung. 4. Aufl. Berlin, New York: Springer; 2011
27. *Fuhrmann A, et al*. Digital transversal slice imaging in dental-maxillofacial radiologie: from pantomographie to digital volume tomography. International Journal of Computerized Dentistry 2003; 6: 129–140
28. *Zöller JE, Neugebauer J*. Digitale Volumetomografie in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. Grundlagen, Diagnostik und Behandlungsplanung. 2. Aufl. Berlin: Quintessenz Verlag; 2013



29. *Feldkamp L, Davis L, Kress J.* Practical cone-beam algorithm. *Journal Optical Society of America* 1984; 1: 612–619
30. *Ritter L, Neugebauer J, Dreiseidler T et al.* 3D-X-ray meets CAD/CAM dentistry: a novel procedure for virtual dental implant planning. *International Journal of Computerized Dentistry* 2009; 12: 29–40
31. *Kau C, Bozic M, English J et al.* Conebeam computed tomography of the maxillofacial region – an update. *International Journal of Medical Robotics* 2009; 5: 366–380
32. *Morneburg H.* Bildgebende Systeme für medizinische Diagnostik. München: Publicis-MCD; 1995
33. *Miracle A, Mukherji S.* Conebeam CT of the head and neck, part 1: physical principles. *AJNR American Journal of Neuroradiology*; 30: 1088–1095
34. *Baba R, Konno Y, Ueda K et al.* Comparison of flat-panel detector and image-intensifier detector for cone-beam CT. *Computerized Medical Imaging and Graphics* 2002; 3: 153–158
35. *Langer M, Zwicker C, Langer C et al.* Dreidimensionale Rekonstruktion des Schädels-, Achsen- und Extremitätenskelettes. *Digitale Bilddiagnose* 1989; 9: 89–96
36. *Stieve F.* Physikalische Parameter des Abbildungssystems und ihre Verwendung bei der Beurteilung der Bildqualität. *Bildqualität in der radiologischen Diagnostik. Kriterien, Qualitätssicherung, Erfahrungen.* Köln: Deutscher Ärzte-Verlag; 2000
37. *Kamm K, Hrsg.* Das digitale Röntgenbild-Stand und Ausblick aus physikalisch-technischer Sicht. in: *Digitale Bildgebung in der diagnostischen Radiologie. Bildqualität-Strahlenexposition.* Berlin: H.Hoffmann; 1996
38. *Holberg C, Steinhauser S, Geis P et al.* Cone-beam computed tomography in orthodontics: benefits and limitations. *Journal of Orofacial Orthopedics* 2005; 66: 434–444
39. *Pertl L, Gashi-Cenkoglu B, Reichmann J et al.* Preoperative assesment of the mandibular canal in implant surgery: comparison of rotational panoramic radiography (OPG), computed tomography (CT) and cone beam computed tomography (CBCT) for preoperative assesment in Implant surgery. *European Journal of Oral Implantology* 2013; 6: 73–80
40. *Dave M, Davies J, Wilson R et al.* A comparison of cone beam computed tomography and conventional periapical radiography at detecting peri-implant bone defect. *Clinical Oral Implants Research* 2012; 24: 671-678

41. *Wenzel A, Haiter-Neto F, Frydenberg M et al.* Variable-resolution cone-beam computerized tomography with enhancement filtration compared with intraoral photostimulable phosphor radiography in detection of transverse root fractures in an in vitro model. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics* 2009; 108: 939–945
42. *Kamburoğlu K, Kursun S.* A comparison of the diagnostic accuracy of CBCT images of different voxel resolutions used to detect simulated small internal resorption cavities. *International endodontic journal* 2010; 43: 798–807
43. *Qu X, Li G, Ludlow JB et al.* Effective radiation dose of ProMax 3D cone-beam computerized tomography scanner with different dental protocols. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics* 2010; 110: 770–776
44. *DGZMK Leitlinie: Dentale digitale Volumentomographie (S2k), 2013* Im Internet: <http://www.dgzmk.de/zahnaerzte/wissenschaft-forschung/leitlinien.html> Stand 10.10.2019
45. *Bundesregierung BRD.* Verordnung zur Änderung der Röntgenverordnung und anderer atomrechtlicher Verordnungen: Röntgenverordnung, Bundesregierung BRD. Verordnung zur Änderung der Röntgenverordnung und anderer atomrechtlicher Verordnungen: Röntgenverordnung, 2002.
46. *Haiter-Neto F, Wenzel A, Gotfredsen E.* Diagnostic accuracy of cone beam computed tomography scans compared with intra-oral image modalities for detection of caries lesions. *Dentomaxillofacial Radiology* 2008; 37: 18–22
47. *Akdeniz B, Gröndahl H, Magnusson B.* Accuracy of proximal caries depth measurements: comparison between limited cone beam computed tomography, storage phosphor and film radiography. *Caries Research* 2006; 3: 202–207
48. *Zhang Y, Zhang L, Zhu X et al.* Reducing metal artifacts in cone-beam CT images by preprocessing projection data. *International Journal of Radiation Oncology-Biology-Physics* 2007; 7: 924–932
49. *Lofthag-Hansen S, Huumonen S, Gröndahl K et al.* Limited cone-beam CT and intraoral radiography for the diagnostics of periapikal lesions. An ex vivo study in pig jaws. *Clinical Oral Investigation* 2011; 209: 101–106
50. *Hannig C, Dullin C, Hülsmann M et al.* Three-dimensional, non-destructive visualization of the vertical root fractures using flat-panel volume detector computer tomogra

- phy: an ex vivo in vitro case report. *International Endodontic Journal* 2005; 38: 904–913
51. *Cohenca N, Simon J, Mathur A et al.* Clinical indications for digital imaging in dentoalveolar trauma. *Dental Traumatology* 2007; 23: 105-113
  52. *DGZMK. Leitlinie: Dentale Volumentomographie (S1).* *DZZ*, 2009; 64: 490-496
  53. *Mol A, Balasundaram A.* In vitro cone beam computed tomography imaging of periodontal bone. *Dento maxillo facial radiology* 2008; 37: 319–324
  54. *Noujeim M, Prihoda T, Langlais R et al.* Evaluation of high-resolution cone beam computed tomography in the detection of simulated interradicular bone lesions. *Dento maxillo facial radiology* 2009; 38: 156–162
  55. *Liang Y, Li G, Wesselink PR et al.* Endodontic outcome predictors identified with periapical radiographs and cone-beam computed tomography scans. *Journal of endodontics* 2011; 37: 326–331
  56. *Glenny A.* Cone Beam CT for Dental and Maxillofacial Radiology. Directorate- General for Energy (European Commission) 2012
  57. *Shahbazian M, Jacobs R.* Diagnostic value of 2D and 3D imaging in odontogenic maxillary sinusitis: a review of literature. *Journal of oral rehabilitation* 2012; 39: 294–300
  58. *Cohenca N, Simon J, Roges R et al.* Clinical indications for digital imaging in dentoalveolar trauma. Part 1: traumatic injuries. *Dental Traumatology* 2007; 23: 95–104
  59. *Simon J, Enciso R, Malfaz J et al.* Differential diagnosis of large periapikal lesions using cone-beam computed tomography measurements and biopsy. *Journal of Endodontics* 2006; 32: 833–837
  60. *Flygare L, Ohman A.* Preoperative imaging procedures for lower wisdom teeth removal. *Clinical Oral Investigation* 2008; 12: 291–302
  61. *Horner K, Rusthon V, Walker A et al.* European guidelines in radiation protection in dental radiology. The safe use radiographs in dental Practice. European Commission 2004
  62. *Tyndall D, Rathore S.* Cone-beam CT diagnostik applications: caries, periodontal bone assessment, and endodontic applications. *Dental Clinics of North America.* 2008; 52: 825–841

63. *Mischkowski R, Pulsfort R, Ritter L et al.* Geometric accuracy of a newly developed cone-beam device for maxillofacial imaging. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology* 2007; 104: 551–559
64. *Deutsche Gesellschaft für Mund, Kiefer und Gesichtschirurgie.* Konsensuspapier: Indikationen zur Schnittbilddiagnostik in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie (CT/DVT). *MKG-Chirurgie* 2008; 1: 148–151
65. *Neugebauer J, Ritter L, Mischkowski R et al.* Three-dimensional diagnostics, planning and implementation in implantology. *International Journal of Computerized Dentistry* 2006; 9: 307–319
66. *van Assche N, van Steenberghe D, Guerrero M et al.* Accuracy of implant placement based on pre-surgical planning of three-dimensional cone-beam images: a pilot study. *Journal of Clinical Periodontology* 2007; 34: 816–821
67. *Bundesverband der implantologisch tätigen Zahnärzte in Europa/ European Association of Dental Implantologists (BDIZ EDI).* Leitfaden Dreidimensionale Bildgebung in der Implantologie. Im Internet: <http://www.bdiz.de/service/oav10/Grafik/jh09042927-1.pdf>; Stand 09.10.2019
68. *DGZMK-Leitlinie.* Deutsche Gesellschaft für Implantologie. S2k-Leitlinie: Indikation für radiologische 3D Diagnostik und navigierte Implantatinsertion 2011
69. *Ludlow JB, Ivanovic M.* Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology* 2008; 106: 106–114
70. *Draenert F, Coppentrath E, Herzog P et al.* Beam hardening artefacts occur in dental implant scans with NewTom cone beam CT but not with the dental 4-row multidetector CT. *Dentomaxillofacial Radiology* 2007; 36: 198–203
71. *Schulze R, Berndt D, d'Hoedt B.* On cone-beam computed tomography artifacts induced by titanium implants. *Clinical Oral Implants Research* 2010; 21: 100–107
72. *Loubele M, Bogaerts R, van Dijck E et al.* Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. *European journal of radiology* 2009; 71: 461–468
73. *Suomalainen A, Kiljunen T, Käser Y et al.* Dosimetry and image quality of four dental cone beam computed tomography scanners compared with multislice computed tomography scanners. *Dento maxillo facial radiology* 2009; 38: 367–378

74. *Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B et al.* Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *European journal of radiology* 2012; 81: 267–271
75. *Ludlow JB.* Dosimetry of CS 9300 Cone Beam CT Unit. (Juni 2011); Juni 2011
76. *Ludlow JB.* Dosimetry of CS 8100 CBCT Unit and CS 9300 Low-Dose Protocol; August 2014
77. *Verstreken K, van Cleynenbreugel J, Marchal G et al.* Computer-assisted planning of oral implant surgery: a three-dimensional approach. *International Journal of Oral Maxillofac Implants* 1996; 11: 806–810
78. *Voitik A.* CT data and its CAD and CAM utility in implant planning: part 1. *Journal of Oral Implantology* 2002; 28: 302–303
79. *Schermeir O, Lueth T, GLagau J et al.* Automatic patient registration in computer-assisted maxillofacial surgery. *Studies in Health Technology Inform* 2002; 85: 461–467
80. *Widmann G, Bale R.* Accuracy in computer-aided implant surgery- a review. *Oral Maxillofacial Implants* 2006; 2: 305-313
81. *Sukovic P.* Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthodontics and Craniofacial Research* 2003; 6: 179–182
82. *Meyer U, Wiesmann H, Runte C et al.* Evaluation of accuracy of insertion of dental implants and prosthetic treatment by computer-aided navigation in minipigs. *British Journal of Oral Maxillofacial Surgery* 2003; 41: 102–108
83. *Zheng G, Gu L, Wu Z et al.* The implementation of an integrated computer-aided system for dental implantology. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2008; 2008: 58–61
84. *Kramer F, Baethge C, Swennen G et al.* Navigated vs. conventional implant insertion for maxillary single tooth replacement. *Clinical Oral Implants Research* 2005; 16: 60–68
85. *Widmann G, Stoffner R, Bale R.* Errors and error management in image-guided craniomaxillofacial surgery. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology* 2009; 107: 701–715
86. *Patel N.* Integrating three-dimensional digital technologies for comprehensive implant dentistry. *Journal of the American Dental Association* 2010; 141 Suppl 2: 20-24
87. *Fortin T, Champlévous G, Bianchi S et al.* Precision of transfer of preoperative planning for oral implants based on cone-beam CT-scan images through a robotic drilling machine. *Clinical Oral Implants Research* 2002; 13: 651–656

88. *Behnecke A, Burwinkel M, d'Hoedt B et al.* Klinische Prüfung der Reliabilität eines DVT-basierten computergestützten Implantatplanungskonzeptes auf der Basis laborseitig erzeugter Schablonen. *Zahnärztliche Implantologie* 2009; 25: 339–352
89. *Neugebauer J, Stachulla G, Ritter L et al.* Computer-aided manufacturing technologies for guided implant placement. *Expert Review of Medical Devices* 2010; 7: 113–129
90. *Dreiseidler T, Mischkowski R, Neugebauer J et al.* Comparison of cone-beam imaging with orthopantomography and computerized tomography for assessment in presurgical implant dentistry. *International Journal Oral Maxillofacial Implants* 2009; 24: 216–225
91. *Nkenke E, Eitner S, Radespiel-Troger M et al.* Patient-centred outcomes comparing transmucosal implant placement with an open approach in the maxilla: a prospective, non-randomized pilot-study. *Clinical Oral Implants Research* 2007; 18: 197–203
92. *Fortin T, Bosson J, Isidori M et al.* Effect of flapless surgery on pain experienced in implant placement using an image-guided system. *International Journal Oral Maxillofacial Implants* 2006; 21: 298–304
93. *Horwitz J., Zuabi O, Machtei E.* Accuracy of computerized tomography-guided template-assisted implant placement system: an in vitro study. *Clinical Oral Implants Research* 2009; 20: 1156–1162
94. *Rupin J, Popovic A, Steiner A et al.* Evaluation of the accuracy of three different computer-aided surgery systems in dental implantology: optical Tracking vs. stereolithographic splint systems. *Clinical Oral Implants Research* 2008; 19: 709–716
95. *Ozan O, Turkyilmaz I, Ersoy A et al.* Clinical accuracy of 3 different types of computerized tomography-derived stereolithographic surgical guides in implant placement. *Journal of Oral Maxillofacial Surgery* 2009; 67: 394–401
96. *Casap N, Wexler A, Eliashar R.* Computerized navigation for surgery of the lower jaw: comparison of 2 navigation systems. *Journal of Oral Maxillofacial Surgery* 2008; 66: 1467–1475
97. *Hoffmann J, Westendorff C, Schneider M et al.* Accuracy assessment of image-guided implant surgery: an experimental study. *International Journal Oral Maxillofacial Implants* 2005; 20: 382–386
98. *Nickenig H, Wichmann M, Hamel J et al.* Evaluation of the difference in accuracy between implant placement by virtual planning data and surgical guide templates versus

- the conventional free-hand method- a combined in vivo- in vitro technique using cone-beam CT ( Part 2). *Journal of Craniomaxillofacial Surgery* 2010; 38: 488–493
- 99.** *Di Giacomo G, Cury P, Araujo N de et al.* Clinical application of stereolithographic surgical guides for implatn placement: preliminary results. *Journal of Periodontology* 2005; 74: 503–507
- 100.** *Nickenig H, Eitner S.* An alternative method to match planned and achieved positions of implant, after virtual planning using cone-beam CT data and surgical guide templates- a method reducing patient radiation exposure( Part1). *Journal of Craniomaxillofacial Surgery* 2010; 38: 436–440
- 101.** *Sarment D, Sukovic P, Clinthorne N.* Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical guide . *International Journal Oral Maxillofacial Implants* 2003; 18: 571–577
- 102.** *Wagner A, Wanschitz F, Birkfellner W et al.* Computer-aided placement of endosseous oral implants in patients after ablative tumour surgery: assesment of accuracy. *Clinical Oral Implants Research* 2003; 14: 340–348
- 103.** *DIN: 55350-13.* Begriffe der qualitätsicherung und Statistik; Begriffe zur Genauigkeit von Ermittlungsverfahren und ermittlungsergebnissen. Berlin: Beuth Verlag GmbH (1987); 1987
- 104.** *Schmidt H.* Was ist Genauigkeit? Zum Einfluss systematischer Abweichungen auf Meß- und Ausgleichungsergebnisse. *Vermessungswesen und Raumordnung Surg* 1997; 59: 173–184
- 105.** *Deutsches Institut für Normen (DIN).* Grundlagen der Meßtechnik- Teil 1: Grundbegriffe. Berlin: Beuth Verlag (1995); 1995
- 106.** *Harms V.* Physik für Mediziner und Pharmazeuten. 15. Aufl. Lindhöft: Harms Verlag; 2016
- 107.** *med3D : Produkte.* Im Internet: <http://www.med3d.de/de/produkte.html>; Stand: 17.02.2018
- 108.** *Gendex GXCB 500: Gebrauchsanleitung.* Im Internet: [http://3d-roentgen.ch/pdf/Gendex\\_GXCB500\\_0811\\_D.pdf](http://3d-roentgen.ch/pdf/Gendex_GXCB500_0811_D.pdf); Stand: 08.02.2019
- 109.** *Carestream Dental CS 9300:* Im Internet: <https://www.carestreamdental.com/de-de/products/extraoral-imaging/cs-9300/>; Stand: 08.02.2019

- 110.** *Fryback DG, Thornbury JR.* The efficacy of diagnostic imaging. *Medical decision making : an international journal of the Society for Medical Decision Making* 1991; 11: 88–94
- 111.** *Wyatt CC, Pharoah MJ.* Imaging techniques and image interpretation for dental implant treatment. *The International journal of prosthodontics* 1998; 11: 442–452
- 112.** *Petrikowski CG, Pharoah MJ, Schmitt A.* Presurgical radiographic assessment for implants. *The Journal of prosthetic dentistry* 1989; 61: 59–64
- 113.** *Bolin A, Eliasson S, Beetzen M von et al.* Radiographic evaluation of mandibular posterior implant sites: correlation between panoramic and tomographic determinations. *Clinical oral implants research* 1996; 7: 354–359
- 114.** *Kobayashi K, Shimoda S, Nakagawa Y et al.* Accuracy in measurement of distance using limited cone-beam computerized tomography. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 2004; 19: 228–231
- 115.** *Lascalea CA, Panella J, Marques MM.* Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom). *Dento maxillo facial radiology* 2004; 33: 291–294
- 116.** *Stratemann SA, Huang JC, Maki K et al.* Comparison of cone beam computed tomography imaging with physical measures. *Dento maxillo facial radiology* 2008; 37: 80–93
- 117.** *Ganguly R, Ruprecht A, Vincent S et al.* Accuracy of linear measurement in the Galileos cone beam computed tomography under simulated clinical conditions. *Dento maxillo facial radiology* 2011; 40: 299–305
- 118.** *Mischkowski RA, Pulsfort R, Ritter L et al.* Geometric accuracy of a newly developed cone-beam device for maxillofacial imaging. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics* 2007; 104: 551–559
- 119.** *Leung CC, Palomo L, Griffith R et al.* Accuracy and reliability of cone-beam computed tomography for measuring alveolar bone height and detecting bony dehiscences and fenestrations. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* 2010; 137: 109-119
- 120.** *Lund H, Gröndahl K, Gröndahl H.* Accuracy and precision of linear measurements in cone beam computed tomography Accuitomo tomograms obtained with different reconstruction techniques. *Dento maxillo facial radiology* 2009; 38: 379–386



121. *Hassan BA, Payam J, Juyanda B et al.* Influence of scan setting selections on root canal visibility with cone beam CT. *Dento maxillo facial radiology* 2012; 41: 645–648
122. *Kamburoglu K, Onder B, Murat S et al.* Radiographic detection of artificially created horizontal root fracture using different cone beam CT units with small fields of view. *Dento maxillo facial radiology* 2013; 42: 20120261
123. *Bechara B, McMahan CA, Moore WS et al.* Contrast-to-noise ratio difference in small field of view cone beam computed tomography machines. *Journal of oral science* 2012; 54: 227–232
124. *Bechara B, McMahan CA, Moore WS et al.* Contrast-to-noise ratio with different large volumes in a cone-beam computerized tomography machine: an in vitro study. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology* 2012; 114: 658–665
125. *Hassan B, van der Stelt, Paul, Sanderink G.* Accuracy of three-dimensional measurements obtained from cone beam computed tomography surface-rendered images for cephalometric analysis: influence of patient scanning position. *European journal of orthodontics* 2009; 31: 129–134
126. *Sheikhi M, Ghorbanizadeh S, Abdinian M et al.* Accuracy of linear measurements of galileos cone beam computed tomography in normal and different head positions. *International journal of dentistry* 2012; 2012: 214954
127. *Ludlow JB, Laster WS, See M et al.* Accuracy of measurements of mandibular anatomy in cone beam computed tomography images. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics* 2007; 103: 534–542
128. *Pinsky HM, Dyda S, Pinsky RW et al.* Accuracy of three-dimensional measurements using cone-beam CT. *Dento maxillo facial radiology* 2006; 35: 410–416
129. *van Assche N, Vercryssen M, Coucke W et al.* Accuracy of computer-aided implant placement. *Clinical oral implants research* 2012; 23 Suppl 6: 112–123
130. *Sarment DP, Sukovic P, Clinthorne N.* Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical guide. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 2003; 18: 571–577
131. *D'haese J, Bruyn H de.* Effect of smoking habits on accuracy of implant placement using mucosally supported stereolithographic surgical guides. *Clinical implant dentistry and related research* 2013; 15: 402–411

## 9 Abbildungsverzeichnis

- Abbildung 1:** links – Wilhelm Conrad Röntgen (1845-1923) [13], Mitte – Originalversuchsaufbau von RÖNTGEN [14], rechts – erste Röntgenaufnahme der Hand von RÖNTGENs Frau Anna Bertha (November 1895) [10]..... 11
- Abbildung 2:** Schematische Darstellung einer Röntgenröhre. Durch die Heizstromstärke werden durch Glühemission aus dem Wolframdraht der Heizspirale Elektronen (e) freigesetzt. Die Elektronen werden durch die in der Röhre angelegte Spannung (U) von der Kathode (Heizspirale) zur Anode beschleunigt. Dort bewirken sie zum größten Teil eine Wärmeentstehung und zu einem geringen Teil die Freisetzung von Röntgenstrahlung [17]. ..... 12
- Abbildung 3:** Photoeffekt – ein einfallendes Photon überträgt seine gesamte kinetische Energie an ein Elektron [21]. ..... 15
- Abbildung 4:** Compton-Effekt – das einfallende Photon wird an einem freien Elektron abgelenkt, wobei ein Teil seiner kinetischen Energie auf das Elektron übertragen wird [21]..... 16
- Abbildung 5:** Unterschied des Röntgenstrahles zwischen CT und DVT. Im Bild links erkennt man den fächerförmigen Röntgenstrahl, wie ihn eine CT verwendet. Rechts hingegen der kegelförmige Röntgenstrahl, wie er bei der DVT verwendet wird [26]..... 19
- Abbildung 6:** Schematische Darstellung der Aufnahmegeometrie und Komponenten eines DVT-Systems [28]. ..... 21
- Abbildung 7:** Unterschied der Voxelgeometrie zwischen DVT (links: isotrop) und CT (rechts: anisotrop); eigene Darstellung. .... 24
- Abbildung 8:** Vereinfachte Darstellung der Rekonstruktion eines DVT-Bildes durch Rückprojektion [22]. ..... 25
- Abbildung 9:** Vergleich des zu untersuchenden Objektes mit dem errechneten Bild [22]. . 26
- Abbildung 10:** DVT-Datensatz in der MPR-Darstellung und in 3D (unten rechts); eigene Darstellung/Screenshot..... 27
- Abbildung 11:** Beispielhafte Aufhärtungsartefakte an Nägeln (links); beispielhaftes Moiré-Muster (rechts) [13]..... 31

<b>Abbildung 12:</b> Typische Artefakte durch metallischen Zahnersatz; eigene Darstellung/Screenshot.....	32
<b>Abbildung 13:</b> Zusammenhang zwischen Richtigkeit, Genauigkeit und Präzision; eigene Darstellung. ....	43
<b>Abbildung 14:</b> Humanes Schädelpräparat ohne Weichteilbedeckung in frontaler und sagittaler Ansicht. Die Stahlfedern zur Aufhängung des Unterkiefers wurden zur Artefaktreduzierung durch elastische Gummibänder ersetzt; eigene Darstellung/Foto. ....	45
<b>Abbildung 15:</b> Humaner knöcherner Schädel auf Fotostativ; eigene Darstellung. ....	46
<b>Abbildung 16:</b> Verwendete Röntgenschablone. Diese wurde auf dem UK-Modell des Schädels hergestellt. Deutlich zu erkennen sind die rot markierten Referenzmarker aus Titan sowie die weißlichen Bariumsulfatzähne regio 35 und 36 mit Titanröhrchen. In der Mitte der Okklusionsebene befindet sich der einpolymerisierte Legostein; eigene Darstellung/Foto. ....	47
<b>Abbildung 17:</b> Positionierer (links) und Workflow des Implantatplanungsprogramms med 3D (rechts) [107]. ....	49
<b>Abbildung 18:</b> Gendex GXCB-500 [108]. ....	50
<b>Abbildung 19:</b> Sirona Galileos Comfort; eigene Darstellung/Foto. ....	51
<b>Abbildung 20:</b> Sirona Orthophos XG 3D; eigene Darstellung/Foto. ....	52
<b>Abbildung 21:</b> Carestream CS 9300 [109]. ....	53
<b>Abbildung 22:</b> In das Schädelpräparat inserierte Referenzmarker. Links: kranialer und bukkaler Marker regio 46.Mitte: kaudaler sowie bukkaler und lingualer Marker regio 46. Rechts: kaudaler Marker regio 36; eigene Darstellung/Foto. ....	55
<b>Abbildung 23:</b> In das Schädelpräparat eingesetzte Implantatröntgenschablone; eigene Darstellung/Foto. ....	56
<b>Abbildung 24:</b> Präparierter Schädel zur Fixierung auf dem Fotostativ. Der Holzstab wurde hierbei mithilfe eines Pappmundstückes und dem Dichtband im Foramen magnum des Schädels befestigt; eigene Darstellung/Foto.....	57
<b>Abbildung 25:</b> Positionierung des Schädels mittels des geräteeigenen Lichtvisiers. Hier Gendex GXCB-500. Es ist deutlich das Lichtvisier in der Mediansagittale und der Okklusionsebene zu erkennen; eigene Darstellung/Foto. ....	58

<b>Abbildung 26:</b> Positionierung des Schädels in den DVT-Geräten. Hier Gendex GXCB-500; eigene Darstellung/Foto. ....	59
<b>Abbildung 27:</b> Verwendete Messstrecken. Vertikale Messstrecken in Lageposition 1 und 2. Sagittale Messungen in den Lagepositionen 3 und 4 und transversale Messungen in den Lagepositionen 5 und 6; eigene Darstellung/Foto. ....	61
<b>Abbildung 28:</b> Benutzeroberfläche der 3D-Implantatplanungssoftware CeHa imPLANT mit DVT-Datensatz Gendex GXCB-500. Deutlich zu erkennen sind der einpolymerisierte Legosteine und die Bariumsulfatzähne mit den Titanhülsen. Die Ansichten von links oben nach rechts unten: Sagittalschnitt, Coronalschnitt, 3D-Darstellung, Axialschnitt; eigene Darstellung/Screenshot.....	62
<b>Abbildung 29:</b> Ausrichtung des einpolymerisierten Legosteins der Bohrschablone entlang des virtuellen Legosteins in der Planungssoftware CeHa imPlant; eigene Darstellung/Screenshot.....	63
<b>Abbildung 30:</b> Darstellung der Bohrschablone mit Bariumsulfatzähnen, Titanmarkern und virtuellem Lineal; eigene Darstellung/beschrifteter Screenshot. ....	63
<b>Abbildung 31:</b> Lageposition 1 – vertikal 3. Quadrant; eigene Darstellung/Screenshot. ....	64
<b>Abbildung 32:</b> Lageposition 2 – vertikal 4. Quadrant; eigene Darstellung/Screenshot. ....	64
<b>Abbildung 33:</b> Lageposition 3 – sagittal 3. Quadrant; eigene Darstellung/Screenshot.....	64
<b>Abbildung 34:</b> Lageposition 4 – sagittal 4. Quadrant; eigene Darstellung/Screenshot.....	65
<b>Abbildung 35:</b> Lageposition 5 – transversal 4. Quadrant; eigene Darstellung/Screenshot. ...	65
<b>Abbildung 36:</b> Lageposition 6 – transversal 3.-4. Quadrant; eigene Darstellung/Screenshot.....	65
<b>Abbildung 37:</b> Gerät 1 – Gendex GXCB-500. Einfluss der Lageposition auf die Mittelwerte der Abweichungen zur Realität. ....	78
<b>Abbildung 38:</b> Gerät 2 – Sirona Galileos. Einfluss der Lageposition auf die Mittelwerte der Abweichungen zur Realität. ....	80
<b>Abbildung 39:</b> Gerät 3 – Sirona Orthophos XG 3D. Einfluss der Lageposition auf die Mittelwerte der Abweichungen zur Realität. ....	82
<b>Abbildung 40:</b> Gerät 4 – Carestream CS 9300. Einfluss der Lageposition auf die Mittelwerte der Abweichungen zur Realität. ....	84
<b>Abbildung 41:</b> Einfluss des DVT-Gerätes auf die Abweichung der Mittelwerte für die Lageposition 1 vertikal dritter Quadrant. Gerät 1: Gendex GXCB-500,	

Gerät 2: Sirona Galileos, Gerät 3: Sirona Orthophos XG 3D, Gerät 4: Carestream CS 9300.....	86
<b>Abbildung 42:</b> Einfluss des DVT-Gerätes auf die Abweichung der Mittelwerte für die Lageposition 2 vertikal vierter Quadrant. Gerät 1: Gendex GXCB-500, Gerät 2: Sirona Galileos, Gerät 3: Sirona Orthophos XG 3D, Gerät 4: Carestream CS 9300.....	88
<b>Abbildung 43:</b> Einfluss des DVT-Gerätes auf die Abweichung der Mittelwerte für die Lageposition 3 sagittal dritter Quadrant. Gerät 1: Gendex GXCB-500, Gerät 2: Sirona Galileos, Gerät 3: Sirona Orthophos XG 3D, Gerät 4: Carestream CS 9300.....	90
<b>Abbildung 44:</b> Einfluss des DVT-Gerätes auf die Abweichung der Mittelwerte für die Lageposition 4 sagittal vierter Quadrant. Gerät 1: Gendex GXCB-500, Gerät 2: Sirona Galileos, Gerät 3: Sirona Orthophos XG 3D, Gerät 4: Carestream CS 9300.....	92
<b>Abbildung 45:</b> Einfluss des DVT-Gerätes auf die Abweichung der Mittelwerte für die Lageposition 5 transversal vierter Quadrant. Gerät 1: Gendex GXCB-500, Gerät 2: Sirona Galileos, Gerät 3: Sirona Orthophos XG 3D, Gerät 4: Carestream CS 9300.....	94
<b>Abbildung 46:</b> Einfluss des DVT-Gerätes auf die Abweichung der Mittelwerte für die Lageposition 6 transversal dritter bis vierter Quadrant. Gerät 1: Gendex GXCB-500, Gerät 2: Sirona Galileos, Gerät 3: Sirona Orthophos XG 3D, Gerät 4: Carestream CS 9300.....	96
<b>Abbildung 47:</b> Einfluss der Lage in der Vertikalebene auf die Mittelwerte der Abweichungen.....	98
<b>Abbildung 48:</b> Einfluss der Lage in der Sagittalebene auf die Mittelwerte der Abweichungen.....	100
<b>Abbildung 49:</b> Einfluss der Lage in der Transversalebene auf die Mittelwerte der Abweichungen.....	102
<b>Abbildung 50:</b> Einfluss der Scanposition auf die Abweichungen des Mittelwertes der Differenzen aller vier DVT-Geräte. Gerät 1: Gendex GXCB-500, Gerät 2: Sirona Galileos, Gerät 3: Sirona Orthophos XG 3D, Gerät 4: Carestream CS 9300.....	105

## 10 Tabellenverzeichnis

<b>Tabelle 1:</b>	Effektive Dosis des Gerätes Carestream CS 9300 nach verschiedenen Regionen am Schädel [75]. .....	38
<b>Tabelle 2:</b>	Effektive Dosis bei verschiedenen Volumina im Gegensatz zum Low-Dose-Modus exemplarisch anhand des Gerätes Carestream CS 9300 [76]..	39
<b>Tabelle 3:</b>	Einstellungsparameter der verwendeten Geräte. ....	60
<b>Tabelle 4:</b>	Die „richtigen Werte“ der Messstrecken, gemessen mit einer digitalen Schieblehre. ....	68
<b>Tabelle 5:</b>	Mit der 3D-Implantatplanungssoftware gemessene Messstrecken für das Gerät (DVT) Gendex GXCB-500. ....	69
<b>Tabelle 6:</b>	Mit der 3D-Implantatplanungssoftware gemessene Messstrecken für das Gerät (DVT) Sirona Galileos Comfort. ....	70
<b>Tabelle 7:</b>	Mit der 3D-Implantatplanungssoftware gemessene Messstrecken für das Gerät (DVT) Sirona Orthophos XG-3D. ....	71
<b>Tabelle 8:</b>	Mit der 3D-Implantatplanungssoftware gemessene Messstrecken für das Gerät (DVT) Carestream CS 9300. ....	72
<b>Tabelle 9:</b>	Max. positive und max. negative Abweichungen ( $A_{\max, \text{pos.}}$ , $A_{\max, \text{neg.}}$ ) zur Realität bei der Messung der Messstrecken für das Gerät 1 Gendex GXCB-500. ....	73
<b>Tabelle 10:</b>	Max. positive und max. negative Abweichungen ( $A_{\max, \text{pos.}}$ , $A_{\max, \text{neg.}}$ ) zur Realität bei der Messung der Messstrecken für das Gerät 2 Sirona Galileos. ....	74
<b>Tabelle 11:</b>	Max. positive und max. negative Abweichungen ( $A_{\max, \text{pos.}}$ , $A_{\max, \text{neg.}}$ ) zur Realität bei der Messung der Messstrecken für das Gerät 3 Sirona Orthophos XG 3D. ....	75
<b>Tabelle 12:</b>	Max. positive und max. negative Abweichungen ( $A_{\max, \text{pos.}}$ , $A_{\max, \text{neg.}}$ ) zur Realität bei der Messung der Messstrecken für das Gerät 4. ....	75
<b>Tabelle 13:</b>	Einfluss der Lage der Messstrecke im Raum auf den Mittelwert der Differenzen und die Standardabweichung für das DVT-Gerät Gendex GXCB-500. ....	77

<b>Tabelle 14:</b>	Einfluss der Lage der Messstrecke im Raum auf den Mittelwert der Differenzen und die Standardabweichung für das DVT-Gerät Sirona Galileos.....	79
<b>Tabelle 15:</b>	Einfluss der Lage der Messstrecke im Raum auf den Mittelwert der Differenzen und die Standardabweichung für das DVT-Gerät Sirona Orthophos XG 3D. ....	81
<b>Tabelle 16:</b>	Einfluss der Lage der Messstrecke im Raum auf den Mittelwert der Differenzen und die Standardabweichung für das DVT-Gerät Carestream CS 9300. ....	83
<b>Tabelle 17:</b>	Einfluss der Lageposition 1 auf den Mittelwert der Differenzen für alle vier DVT-Geräte. ....	85
<b>Tabelle 18:</b>	Einfluss der Lageposition 2 auf den Mittelwert der Differenzen für alle vier DVT-Geräte. ....	87
<b>Tabelle 19:</b>	Einfluss der Lageposition 3 auf den Mittelwert der Differenzen für alle vier DVT-Geräte. ....	89
<b>Tabelle 20:</b>	Einfluss der Lageposition 4 auf den Mittelwert der Differenzen für alle vier DVT-Geräte. ....	91
<b>Tabelle 21:</b>	Einfluss der Lageposition 5 auf den Mittelwert der Differenzen für alle vier DVT-Geräte. ....	93
<b>Tabelle 22:</b>	Einfluss der Lageposition 6 auf den Mittelwert der Differenzen für alle vier DVT-Geräte. ....	95
<b>Tabelle 23:</b>	Einfluss der Lage in der Vertikalebene. ....	97
<b>Tabelle 24:</b>	Einfluss der Lage in der Sagittalebene. ....	99
<b>Tabelle 25:</b>	Einfluss der Lage in der Transversalebene. ....	101
<b>Tabelle 26:</b>	Einfluss der Scanposition auf den Mittelwert der Differenzen für alle vier DVT-Geräte.....	103

## **Danksagung**

Ganz herzlich bedanke ich mich bei Herrn Prof. Dr. med. dent. Michael Stimmelmayer für die Überlassung des Themas, das mir entgegengebrachte Vertrauen und die stets hervorragende Betreuung während der Entstehung dieser Arbeit.

Ein besonderes Dankeschön gilt ebenso Herrn Dr. rer. biol. hum. Dipl. Ing. Kurt Erdelt für die herzliche Unterstützung bei der statistischen Auswertung, besonders zu Beginn dieser Arbeit.

Für die Bereitstellung der verwendeten Digitalen Volumentomographen möchte ich mich besonders bei Herrn Prof. Dr. Dr. Johann Müller, Herrn Dr. med. dent. Stephan Beuer und der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Ludwig-Maximilians-Universität München bedanken.

Nicht zuletzt möchte ich meinen Eltern Michaela und Peter, meinem Mann Dominik und allen Freunden für die aufmunternden Worte zwischendurch und ihrer Unterstützung danken. Sie haben immer an mich geglaubt und mich bis heute geduldig und liebevoll Schritt für Schritt unterstützt.



---

## **Eidesstattliche Versicherung**

Ich, Katharina Anna Denk, geb. 27.06.1988, erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Titel

### **Vergleich von vier verschiedenen digitalen Volumentomografiegeräten in Bezug auf ihre Genauigkeit und Reproduzierbarkeit mittels eines 3D-Implantatplanungsprogramms**

selbstständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solches kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

Berchtesgaden, den 20.02.2021

Katharina Denk

---

Katharina Denk