

Aus der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie
der Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktor: Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Michael Ehrenfeld

**Bild- und Darstellungsqualität verschiedener digitaler Volumentomographen
im Vergleich zur Computertomographie –
Eine Humanpräparatstudie**

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

vorgelegt von
Josef Maximilian Gottsauner
aus
Schrobenhausen

2018

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Christoph Pautke

Mitberichterstatter: Prof. Dr. med. Ullrich G. Müller-Lisse, M.B.A.
Priv.-Doz. Dr. med. Maximilian Reiter

Mitbetreuung durch den
Promovierten Mitarbeiter: Dr. med. Dr. med. dent. Oliver Ristow

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

Tag der mündlichen Prüfung: 15. März 2018

Eidesstattliche Versicherung

Gottsauer, Josef Maximilian

Name, Vornamen

Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

**„Bild- und Darstellungsqualität verschiedener digitaler Volumentomographen
im Vergleich zur Computertomographie–
Eine Humanpräparatstudie “**

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche 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.

Regensburg, den 19.03.2018

Ort, Datum

Unterschrift Doktorand

Inhalt

| | |
|---|-----------|
| 1. Einleitung | 5 |
| 2. Ziele | 7 |
| 3. Hintergrund | 8 |
| Röntgenstrahlung | 8 |
| Computertomographie | 10 |
| Digitale Volumentomographie | 13 |
| 4. Material & Methoden | 18 |
| Präparate | 18 |
| Datenakquise | 19 |
| Datenanalyse | 21 |
| Statistische Analyse | 23 |
| 5. Ergebnisse | 24 |
| Bildqualität | 24 |
| Bildqualität insgesamt | 24 |
| Bildqualität Weichgewebe | 28 |
| Bildqualität knöcherner Strukturen | 30 |
| | 31 |
| Darstellungsqualität spezifischer anatomischer Strukturen | 32 |
| Orbita | 33 |
| Maxilla | 36 |
| Mandibula | 38 |
| Vergleich digitale Volumentomographie vs. Computertomographie | 41 |
| 6. Diskussion | 50 |
| 7. Schlussfolgerung | 56 |
| 8. Literaturverzeichnis | 57 |
| 9. Danksagung | 61 |

1. Einleitung

Mit der Vorstellung der Röntgentechnik im Jahre 1895 eröffnete Wilhelm Conrad Röntgen Medizinern erstmals ungeahnte Möglichkeiten in Bezug auf die nichtinvasive Diagnostik [1]. Die Grundprinzipien seiner Technik gelten zwar bis heute, der technische Fortschritt hat jedoch immer weitere Anwendungsmöglichkeiten hervorgebracht [2].

So wurden lange Zeit hauptsächlich Filme als bildgebendes Medium in der Radiologie verwendet. Dies änderte sich erst, als Mitte der 70er Jahre mit der Computertomographie (CT) die ersten digitalen Bildgebungsverfahren zur Marktreife gelangten. Dank der rapiden Entwicklung der Halbleitertechnik und dem damit verbundenen Preisverfall für Mikroprozessoren, konnte die digitale Bildgebung sukzessive die traditionelle Röntgentechnik verdrängen. Doch erst eine weitere Entwicklung konnte dem digitalen Verfahren zum Durchbruch verhelfen. Als die ersten Magnetresonanztomographen (MRT) Anfang der 80er vorgestellt wurden, war der interne Speicher der Geräte zu gering um alle Daten zu verwalten. Daher mussten CT- und MRT-Datensätze nach der Durchführung der Untersuchung auf konventionellen Filmfolien dokumentiert werden. Erst als entsprechend große und leistungsstarke Festplattenträger zur Verfügung standen, konnte mit dem digitalen Datensatz direkt gearbeitet werden. Bei diesen digitalen Verfahren wurde eine Speicherfolie verwendet, die anschließend ausgelesen werden musste. Mit der Einführung der digitalen Festkörperdetektoren im Jahr 2000 standen volldigitale Röntgensysteme zur Verfügung und ermöglichten dadurch effektive Dosisersparungen für den Patienten [3].

Für die Anwendung in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie stellt das Orthopantomogramm (OPG) die Grundlage der radiologischen Diagnostik dar. Allerdings kommt es aufgrund der zweidimensionalen Abbildung zu einer Vielzahl an Überlagerungen. Im Zuge der Digitalisierung des OPGs konnte aus dem nun gewonnenen Datensatz eine dreidimensionale Abbildung generiert werden [4].

Diese Aufnahmetechnik wird im deutschsprachigen Raum als digitale Volumentomographie (DVT) bezeichnet und ergänzt seither die Bildgebung vor allem im Bereich der Zahnmedizin und Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie [5, 6]. Dies erlaubt unter anderem exaktere Vorbereitungen und Planung von Operationen und erhöht damit die Sicherheit des Patienten [7]. Aber auch im Rahmen von orthopädischen und unfallchirurgischen Verfahren kommt das DVT inzwischen als Ergänzung zu dem C-Bogen zur Anwendung [8]. Versuchsweise wurden auch schon intraoperative Kontrollen durch einen 3D-C-Bogen bei zygomatico-maxillären Frakturen im MKG-Bereich durchgeführt und bewertet [9, 10].

Bei vorangegangenen Publikationen zur Bewertung des DVTs wurden verschiedene Ansätze verfolgt. Zum einen wurden in der Regel nur wenige Geräte und einzelne anatomische Kopfpräparate verwendet und mit Hilfe eines subjektiven Scores bewertet [11, 12]. In anderen Fällen wurden mehrere DVTs mit einem CT und einem physikalischen Phantomkörper verglichen [13-15] oder die unterschiedlichen Einstellungen eines Gerätes untersucht [16]. Untersuchungen zwischen DVT und CT zu künstlich angelegten Frakturen an anatomischen Präparaten [17, 18] und die korrekte Darstellung anatomischer Strukturen an Patienten [19, 20] waren ebenfalls schon Gegenstand der Forschung. Andere Arbeiten legten wiederum den Schwerpunkt auf die Strahlendosis, welcher der Patient während der Bildgebung bei DVTs ausgesetzt ist [21, 22]. Da sich die Technik aus dem OPG ableitet, zeigt sich ein Anwendungs- und Forschungsschwerpunkt im Bereich der dentoalveolären Chirurgie. Dies zeigt sich bei Arbeiten über die Planung von Implantaten [23, 24], Metallartefakten [25-27] und räumlichen Darstellungen des Zahnhalteapparates [28, 29]. Des Weiteren wurden auch Arbeiten über die Bildqualität des CTs zur Planung für diese Studie hinzugezogen und das Scoring an das DVT angepasst [30].

Eine Studie, mit solch vielen verschiedenen DVT-Geräten, bezüglich Bild- und Darstellungsqualität ist bisher noch nicht durchgeführt worden. In dieser Studie wurden bewusst unterschiedliche Geräteauslegungen, wie Field of View (FoV) und Auflösung,

miteinander verglichen, um deren Vor- beziehungsweise Nachteile einander gegenüberzustellen. Ein Hauptaugenmerk hierbei war die Auswertung der erworbenen Bilddaten durch praktizierende Ärzte, da diese mit den Geräten und der daraus resultierenden Bildqualität im Alltag Diagnostik betreiben. Da für viele medizinische Fragestellungen, insbesondere im Kopf-Halsbereich, das CT als Goldstandard der dreidimensionalen Bildgebung gilt, wurde ein Gerät dieses Typs ebenfalls in die Studie miteinbezogen.

Auch die Verwendung von vielen, in Thiel-konservierten, vollschichtigen Schädelpräparaten soll eine gute Vergleichbarkeit und realitätsnähe garantieren. Die Präparate zeigen sich auf Grund ihrer anatomischen und individuellen Strukturen Phantomköpfen überlegen.

Alle diese Überlegungen sollten eine möglichst praxisnahe Untersuchung der Leistungsfähigkeit der unterschiedlichen Geräte sicherstellen.

2. Ziele

Ziele dieser Dissertation waren es, herauszufinden:

1. ob es einen Unterschied in der Bildqualität zwischen verschiedenen DVT-Geräten gibt.
2. ob es einen Unterschied in der Darstellungsqualität spezifischer anatomischer Strukturen zwischen verschiedenen DVT-Geräten gibt und damit die Möglichkeit, diese Strukturen diagnostisch zu bewerten.
3. ob es einen Unterschied in Bildqualität und Darstellungsgenauigkeit verschiedener DVT-Geräten im Vergleich zum Goldstandard dem CT gibt und ob das DVT das CT ersetzen könnte.

3. Hintergrund

Röntgenstrahlung

Röntgenstrahlen werden durch eine sogenannte Röntgenröhre erzeugt. Hierzu werden zwei, in einem Vakuum befindliche Elektroden genutzt. Die eine Elektrode, Kathode genannt, normalerweise aus Wolfram bestehend und negativ geladen, wird erhitzt. Dem gegenüber steht die positiv geladene Anode. Von der Glühkathode werden nun durch eine Heizspannung Elektronen abgesondert und durch die Anodenspannung beschleunigt. Beim Auftreffen der beschleunigten Elektronen auf den Brennfleck der abgeschrägten Anode werden diese schnell wieder abgebremst, wobei die Elektronenenergie größtenteils in Wärme umgewandelt wird. Ein kleiner Prozentsatz der Elektronenenergie wird jedoch in Röntgenquanten umgewandelt, die sogenannte Röntgenbremsstrahlung.

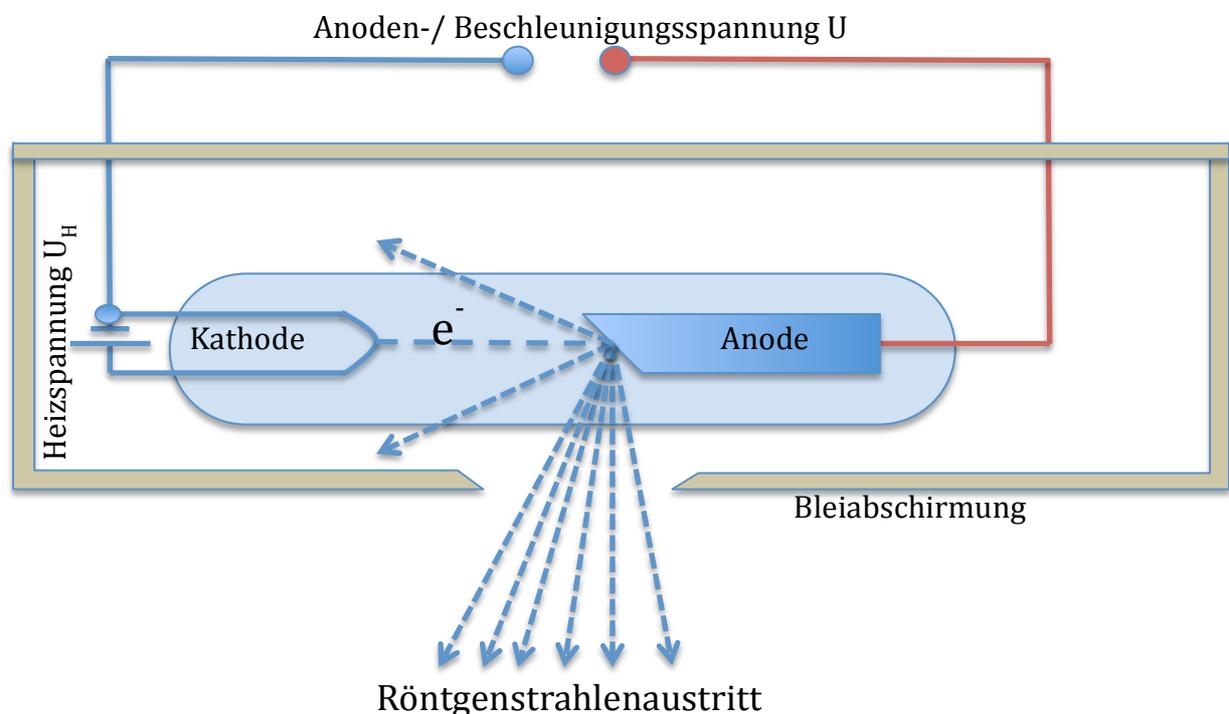


Abb. 1: schematischer Aufbau einer Röntgenröhre, wie er auch in einem DVT zur Anwendung kommt, modifiziert nach [31]

Das Spektrum der Röntgenquanten der Röntgenröhre wird von der Anodenspannung beeinflusst. Je höher die Spannung, desto kurzwelliger die Quanten, beziehungsweise desto härter die Strahlung. Die bei medizinischen Geräten genutzte Anodenspannung beginnt normalerweise bei 10kV. Zusätzlich kann bei medizinischen Geräten durch Hinzunahme von Kupfer- oder Aluminiumplatten die Strahlung auf kurzwelligere Strahlung hin gefiltert werden. Damit kann eine durchdringungsfähigere und härtere Strahlung für diagnostische Zwecke genutzt werden.

Durch die Heizelektrode und die Wärme, die durch das Abbremsen der Elektronen entsteht, wird ein Großteil der aufgewandten Energie in Wärme umgewandelt.

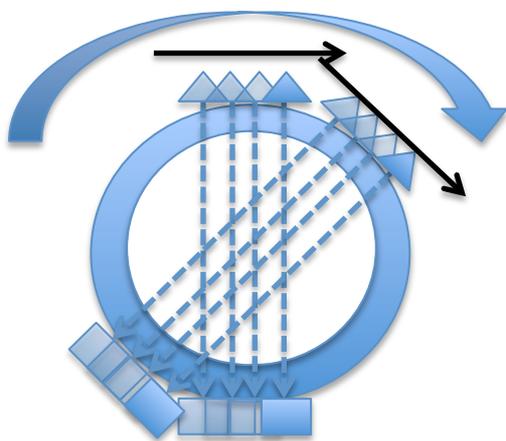
Damit die Geräte unter der auftretenden Hitze betriebsfähig sind, muss entweder hitzebeständiges Material oder eine Öl- beziehungsweise Wasserkühlung verwendet werden. Auch kurze Betriebszeiten sind eine Möglichkeit, den Betrieb einer Röntgenröhre zu gewährleisten.

Die emittierte Strahlung wird durch das zu untersuchende Gewebe zum Teil absorbiert und damit auch biologisch wirksam. Allerdings sollte ein Teil der Strahlung auch verschieden absorbiert werden, denn nur der Absorptionsunterschied zwischen den unterschiedlichen Geweben verursacht den Kontrastunterschied im späteren Röntgenbild. So besteht der Körper des Menschen vor allem aus den Elementen Wasserstoff, Sauerstoff und Kohlenstoff. Diese absorbieren kaum Röntgenstrahlung. Das schwerere Kalzium im Knochen hingegen sorgt für eine deutliche Abschwächung der Strahlung. Deshalb erscheint der Knochen auf dem späteren Röntgenbild entsprechend hell. Atome mit noch höheren Atomnummern, zum Beispiel in Metallen wie Amalgam, sind praktisch röntgenundurchlässig, weshalb sie als fast weiß auf Röntgenbildern imponieren [3, 32, 33].

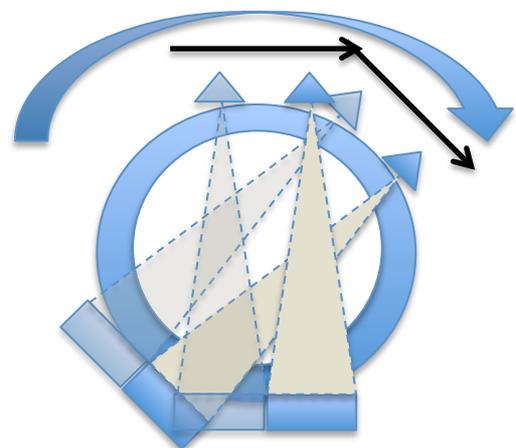
Computertomographie

Bei der Röntgen-Computertomographie (CT) handelt es sich um ein, aus unserer Zeit, nicht mehr wegzudenkendes Diagnosewerkzeug. Entwickelt Ende der 70er Jahre von Sir Godfrey Hounsfield, lieferte diese Technik erstmals überlagerungsfreie Schichtbilder mit guter Dichteauflösung.

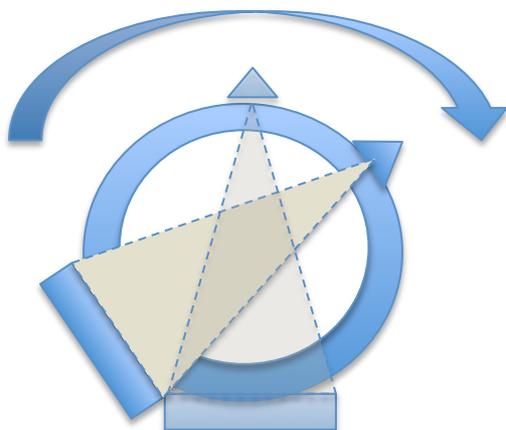
Die Geräte bestehen im Allgemeinen aus einer Gantry, die sich aus einem Hochspannungsgenerator, einer Röntgenröhre, einem Blendsystem, der Kühlung und einer Detektoreinheit zusammensetzt, einer Patientenliege, sowie einer Bedieneinheit mit Computer.



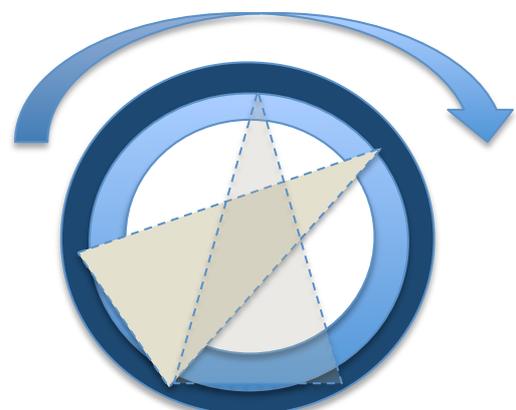
1. Generation



2. Generation



3. Generation



4. Generation

Abb. 2: Fortschritt in der CT-Technik als schematische Darstellung der Entwicklung der CT-Technik über vier Generationen, modifiziert nach[3]

Bei der ersten Generation von CT-Geräten wurde ein nadelförmiger Strahl von der Röntgenquelle erzeugt, zu dem ein gegenüberliegender Detektor parallel verschoben wurde. Nach dieser Translationsbewegung, wurde eine Rotation der Gantry um den Patienten durchgeführt.

In Folge der Einführung der zweiten Gerätegeneration wurde der Nadelstrahl durch einen schmalen Fächerstrahl ersetzt. Dies ermöglichte die gleichzeitige Beleuchtung von 30 Detektoren. Da allerdings der Strahl nur gering aufgefächert wurde, musste weiterhin eine Translationsbewegung der Strahler-Detektor-Einheit erfolgen.

Erst mit der dritten Generation von CTs, die mit einem gefächerten Strahl zwischen 40° und 60° arbeiten, kann auf eine koordinierte Seitbewegung verzichtet werden. Dabei rotiert der Strahler, gegenüberliegend der Detektoreinheit, in einer flüssigen Kreisbewegung um den Patienten. Dank eines Feldes mit 400 bis 1000 Sensorelementen kann der gesamte Patient zügig erfasst werden. Dies ermöglicht deutlich reduzierte Akquisitionszeiten zum Erstellen der 3D-Datensatzes und verkürzt die Untersuchungszeit .

Den vorerst letzten Entwicklungsschritt von CTs stellt die vierte Generation dar, bei der auf rotierende Detektorelemente verzichtet wurde. Stattdessen sind bis zu 5000 Elemente kreisförmig in der Gantry fest angeordnet. Einzig der breite Fächerröntgenstrahler bewegt sich auf einer Kreisbahn um den Patienten. Dies verhindert Auflösungsverluste des Fächers bei der räumlichen Darstellung [3].

Durch spiralförmiges Umkreisen der Strahler-Detektorelemente ist es möglich, den bilderzeugenden Prozess deutlich zu beschleunigen. Ständiges Stoppen und kurzes Weiterbewegen von Schicht zu Schicht entfällt [34]. Durch Anordnung der Detektoren in mehreren Reihen, sog. Multi-Slice-CT-Technik (MSCT), konnte die Anzahl an benötigten Rotationen beziehungsweise Spiralen weiter reduziert werden [35]. Die Detektorelemente bestehen aus Gasedektoren, Szintillationsdetektoren oder aus Festkörper-Flat-Panel-

Detektoren. Diese wandeln die unterschiedlich intensive Strahlung in elektrische Signale um. Daraus ergibt sich die Abschwächung des durchstrahlten Gewebes. Aus dem Schwächungsprofil der verschiedenen Bestrahlungsrichtungen kann der räumliche Körper virtuell abgebildet werden. Entsprechende Schärfefilter machen auch geringe Absorptionsunterschiede zwischen Geweben sichtbar, allerdings mit dem Nachteil eines erhöhten Bildrauschens.

Da diese Technik auf der unterschiedlichen Absorption von Gewebearten beruht, hat sich eine Skala mit der Einheit Hounsfield unit (HU) durchgesetzt. Um diese Skala auszurichten, wurde Wasser als 0 HU und Luft mit -1000 HU definiert. Dadurch erhalten alle Gewebe charakteristische HU-Werte, die bei der Diagnostik helfen diese zu identifizieren und gegebenenfalls Pathologien darin zu entdecken. Eine entsprechend der Untersuchung gewählte Fensterung ermöglicht es dem Radiologen, auch feine HU-Werte visuell zu unterscheiden und damit minimale Absorptionsunterschiede aufzubereiten [3, 34].

Die CT-Diagnostik ist im Kopf-Hals-Bereich aus der modernen Medizin nicht mehr wegzudenken. Durch schnelle Akquisitionszeiten gehört das CT mit seiner „Traumaspirale“ zur Pflichtdiagnostik im Schockraum bei Polytraumata [36, 37]. Aber auch bei isolierten Gesichtstraumata ist häufig in Kombination mit der klinischen Symptomatik das CT Mittel der Wahl. Vor allem bei Mittelgesichtsfrakturen können mit Hilfe von nativ-CTs Frakturverläufe, Fragmentdislokationen, Bulbusverletzungen oder auch Schädelbasisverletzungen nachvollzogen werden [38, 39]. Durch Verwendung von Kontrastmittel können zusätzlich noch Informationen über aktive Blutungen im Bereich des FoV gewonnen werden [40].

Des Weiteren kann durch die 3D-Darstellung des CTs die Ausdehnung von entzündlichen Prozessen abgeklärt werden. Dies betrifft neben den Nasennebenhöhlen vor allem die Speicheldrüsen, Knochenstrukturen sowie Abszesse des Mund-Rachenraumes. Auch hilft die

Bildgebung bei der Abgrenzung zwischen benignen und malignen Raumforderungen jeglicher Art im Mund-, Kiefer- und Gesichtsbereich [41].

In diesem Zuge hat sich das CT, meistens in Kombination mit Kontrastmittelgabe, als ein Standardverfahren im Rahmen des Tumorstagings etabliert [42]. Dies gilt sowohl für die Ausdehnung des Lokalbefunds als auch zur Abklärung einer möglichen Lymphknotenmetastasierung, welche im Mund-, Kiefer- und Gesichtsbereich meistens cervical imponiert. In manchen Fällen kann dies auch in Kombination mit einem Positronen-Emissions-Tomographen (PET) und einem CT im Sinne einer PET/CT-Untersuchung angewendet werden, um mögliche Fernmetastasen zu erkennen und die Therapie anpassen zu können [43, 44]. Des Weiteren kommt dem CT eine steigende Bedeutung im Rahmen einer individuellen Operationsplanung zu. High-Resolution-CTs sind notwendig, wenn bei dem Patienten eine Planung zur individuellen patientenspezifischen Rekonstruktion erfolgt. Anhand der hochauflösenden Bilder können Bohr- und Frässhablonen und individuelle Rekonstruktionsplatten geplant und angefertigt werden[45].

Digitale Volumentomographie

Der Begriff „digitale oder dentale Volumentomographie“ (DVT) gibt nur unzureichend die technische Funktionsweise dieser Bildgebung wieder. Deutlich aufschlussreicher ist der englische Ausdruck „Cone Beam“-Computertomographie (CBCT).

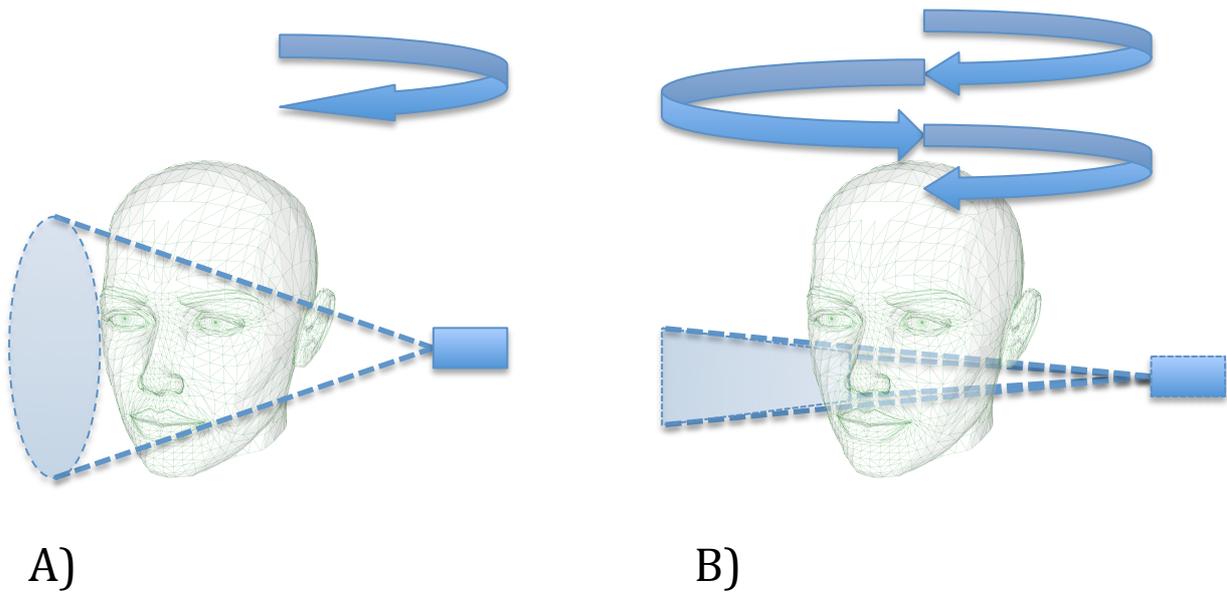


Abb. 3: schematischer Vergleich der Funktionsweise zwischen DVT und CT, modifiziert nach[3, 31]

A) einfache, konusförmige Rotation um den Kopf bei einem DVT

B) geschichtete, spiralförmige Rotation um den Kopf bei einem CT

Hieraus lässt sich der Hauptunterschied zu einem herkömmlichen CT ableiten. Anstelle eines aufgefächerten Röntgenstrahls wird bei dem DVT ein kegel- oder pyramidenförmiger Strahl verwendet. Dieser trifft auf einen flächigen Detektor. Durch die Verwendung eines kegelförmigen Strahls wird die Strahlung deutlich besser genutzt, und die Strahlenbelastung kann, ähnlich wie beim Multislice-CT, gesenkt werden. Zusätzlich wird keine spiralförmige Bewegung um das abzubildende Objekt durchgeführt, sondern maximal eine Kreisbewegung. Diese kann aber auch zur Erhöhung des Aufnahmevolumens (FoV) exzentrisch erfolgen. Bei einem Umlauf entstehen bis zu 600 Fluoroskopien als Rohdaten des gescannten Objekts. Die Strahlung kann dabei gepulst oder kontinuierlich abgegeben werden. Hierfür können geräteabhängig eine Röhrenspannung von 80 kV bis 120 kV und ein Röhrenstrom von 0,5 bis 10mA angelegt werden. Dabei wird meistens ein Flachdetektor beleuchtet. Dieser besteht aus Silizium, welches über Glasfaser einen Szintillator aktiviert. Die erzeugten Lichtquanten generieren anschließend eine entsprechende elektrische Ladung, welche nun gespeichert wird. Durch Selen kann auch eine direkte Quantendetektion stattfinden.

Verstärkerfolien können schwache Eingangssignale verstärken, allerdings verschlechtert dies die Bildqualität und findet daher kaum noch Anwendung.

Die nunmehr akquirierten Rohdaten können nur mit Hilfe von mathematischen Algorithmen zu einem Volumen zusammengesetzt werden. Meist findet ein modifizierter Feldkamp-Algorithmus Anwendung. Dieser rechnet die Bildpunkte zurück, als wären sie in Schichten aufgenommen worden. Hierdurch kann die Position der Absorption im Aufnahmevolumen interpoliert werden. Auf die Berechnung ist auch das Phänomen von Artefakten bei sehr röntgenundurchlässigen Materialien, wie dentale Metallkonstruktionen, zurückzuführen. Diese können strahlen- oder fächerförmig in der Aufnahme imponieren. Die Daten werden meist direkt in einem Grafikprozessor im Gerät weiterverarbeitet und anschließend nur noch an einen diagnostischen Arbeitsplatz weitergeleitet. Die dargestellten Graustufen entsprechen, im Gegensatz zum CT, nicht notwendigerweise den Hounsfield-Einheiten. Die Graustufen bei DVTs werden gerätespezifisch kalibriert [46].



Abb. 4: Beispiel für ein in dieser Studie verwendetes DVT-Gerät, das 5G von NewTom

Für das DVT ergeben sich nach der S2k-Leitlinie der DGZMK vom August 2013 verschiedene zahnmedizinische und kieferchirurgische Indikationen [47].

So stellt das DVT zwar in der Kariesdiagnostik keinen Mehrwert dar, allerdings kann bei endodontischen Behandlungen eine DVT-Aufnahme zusätzliche Informationen liefern. Dies betrifft vor allem Fälle, bei denen zweidimensionale Röntgenaufnahmen nicht genügend topographische Informationen liefern. Ähnlich verhält es sich bei parodontalen und prothetischen Fragestellungen. Auch hier wird das DVT nur in Einzelfällen als Ergänzungsdiagnostik zur Anwendung gebracht. Bei Zahnextraktionen, besonders Weisheitszahnentfernungen, ist diese Form der Bildgebung ebenfalls dann indiziert, wenn in der herkömmlichen Diagnostik Hinweise auf eine Lagebeziehung zu kritischen Strukturen bestehen und dies Einfluss auf das chirurgische Vorgehen haben kann.

Weitere Indikationen ergeben sich bei der dentalen Implantation. Sowohl Planung als auch Kontrolle stellen mögliche Indikationen für diese Form der 3D-Bildgebung dar. Eine Kombination mit „computer aided design/ computer aided manufacturing“ (CAD/CAM)-Systemen ist dabei möglich.

Sollte eine Abklärung bezüglich Ausdehnung und genauer Lage nötig sein, kann ein DVT hilfreiche Informationen in Bezug auf odontogene Tumore, Zysten, Osteomyelitis, Ostitis, Speichelsteine und Fremdkörper im Mund-, Kiefer- und Gesichtsbereich liefern. Ähnliches gilt für die Diagnostik der Kieferhöhlen, in deren Fall die zweidimensionale Bildgebung häufig dem DVT unterlegen ist. Zur Beurteilung von Kiefergelenken und Kieferfrakturen kann das DVT vor allem Informationen bezüglich der ossären Strukturen liefern. Sollte zusätzlich Weichgewebe betroffen sein, wäre dem CT oder MRT der Vorzug zu geben. Auch in der Kieferorthopädie gewinnt das DVT, in Bezug auf Dysgnathien, dentogenen Mehrfachanlagen oder retinierten Zähnen an Bedeutung [48].

Als weiteres Anwendungsgebiet wird in Zukunft die 3D-Navigation bei Operationen eine große Rolle spielen. Hierzu stehen dem Operateur intraoperativ DVTs im Sinne von 3D-C-Bögen zur Verfügung [3, 10, 31, 49-51].

4. Material & Methoden

Präparate

Die Datenaquise erfolgte mit 12, in Thiel konservierten, humanen Kopf-Halspräparaten nach Freigabe und Zulassung durch das anatomische Institut der Ludwig-Maximilians-Universität, München. Die Thielfixierung wurde zur Konservierung und besseren Darstellung von Weichgeweben verwendet [52, 53]. Die Präparate umfassten den gesamten Kopf-Halsbereich mit dem oberen Teil der Halswirbelsäule, Ober- und Unterkiefer, Mittelgesicht, Orbita mit Bulbus oculi sowie Cerebrum. 4 Köpfe enthielten metallische Zahnversorgungen im Sinne von Kronen, Brücken oder Teleskopen. Ein Präparat war mit einer cervicalen Wirbelkörperversteifung durch ausgedehnte Osteosynthese versehen worden. 7 der Präparate waren komplett unbezahlt in Ober- und Unterkiefer. Zur Datengewinnung und besseren Vergleichbarkeit wurden die gleichen Schädelpräparate bei allen untersuchten Geräten verwendet.

Datenakquise

Bilddatenakquise erfolgte mit 10 unterschiedlichen DVT-Geräten von acht verschiedenen Herstellern

| Gerät | Hersteller | Aufnahmevolumen | Röhrenspannung | Röhrenstrom | Auflösung |
|-------------------------|--|---|-----------------------------|-------------------------------|--|
| 3D Accutomo 170® | J. Morita, MFG Corp. Kyoto, Japan | 17x15cm , 14x10cm, 10x10cm, 17x5cm, 14x5cm, 10x5cm, 8x8cm, 6x6cm, 4x4cm | 50 - 90 kV | 1 – 10 mA | 0.08 mm, 0.125 u. 0.25 mm |
| | KaVo, Biberach | 16,5x 13,5cm , 16x 13 cm, 8x 8cm | 120kVp | 3-7mA | 0,4; 0,3 ; 0,25; 0,2 mm |
| 5G® | NewTom, Verona, Italy | 18x16cm , 15x12cm, 12x8cm, 8x8cm, 15x5cm, 6x6cm | 110kV | 1-20mA | 300µ, 250µm , 200µm, 150µm HighRes:150µm, 125µm, 100µm, 75µm |
| | E-Woo, Suwon, Korea by OrangeDental | 12x7cm , 8x5cm | 50-90kV | 2-10mA | 0,2mm |
| Galileos® | Sirona, Bensheim | 15cm x 15cm x 15cm | 85kV | 5-7mA | 0,3 ; 0,15 mm |
| Kodak 9000 3D® | Carestream Dental, Stuttgart | 50 x 37 mm oder max. 3 Volumina zusammen 93x74x37mm | 60-90kV | 2-15mA | 110 oder 200 µm |
| | Sirona, Bensheim | 8cm x 8cm (Ø x Höhe) | 60-90kV (90kV max 12 mA) | 3-16mA (16mA bei max 66kV) | 0,1mm |
| PaX-Duo3D® | VATECH Co, Ltd & E-Woo, Suwon, Korea by OrangeDental | 12x 8,5cm ; 8,5x 8,5cm; 8,5x 5cm; 5x 5cm | bis 90 kV | 2-10 mA | Schnittdicke 0-10mm, 0,2 x 0,2mm |
| | Planmeca Oy, Helsinki, Finnland | 8x8cm, 8x5cm, zusammengestztes Vol. 14x 10,5x 13cm | 54 –96 kV | 1 – 16 mA | 0,4 – 0,2 – 0,1 - 0,08 mm |
| Scanora 3D® | Soredex, Tuusula, Finnland | 6x6cm; 7,5x10cm; 7,5x14,5cm; 13 x 14,5cm | 85kV (+5kV) | 3,5mA (+0,5) max. 15mA | 0,133 – 0,35mm, 0,25mm |

Tabelle 1: tabellarische Übersicht über die verwendeten DVT-Geräte und Gerätespezifikationen

Aufstellung der verwendeten Geräte sowie Herstellerangaben zu Volumen, Röhrenspannung, Röhrenstrom und Auflösung (verwendete Einstellungen **hervorgehoben**)

sowie einem CT SOMATOM Definition AS (Siemens, München, Deutschland). Zur Positionierung der Präparate wurden diese in durchsichtige Gefrierbeutel mit einem Volumen von 20 Litern (PAPSTAR GmbH, Kall, Deutschland) verschlossen und anschließend mit Hilfe eines strahlendurchlässigen Kunststoffeimers in Stellung gebracht. Zur besseren Positionierung wurde Plastikfolie an den benötigten Stellen eingebracht. Um ein möglichst großes Volumen des Schädels abzudecken, mit Fokus auf Unter- und Oberkiefer sowie der Kieferhöhlen, erfolgte die exakte Ausrichtung mit Hilfe der von den Geräten zur Verfügung

gestellten Positionierungslaserlinien entlang der Frankfurter Horizontalen. Aufbissbehelfe oder andere mechanische Hilfen wurden nicht verwendet.

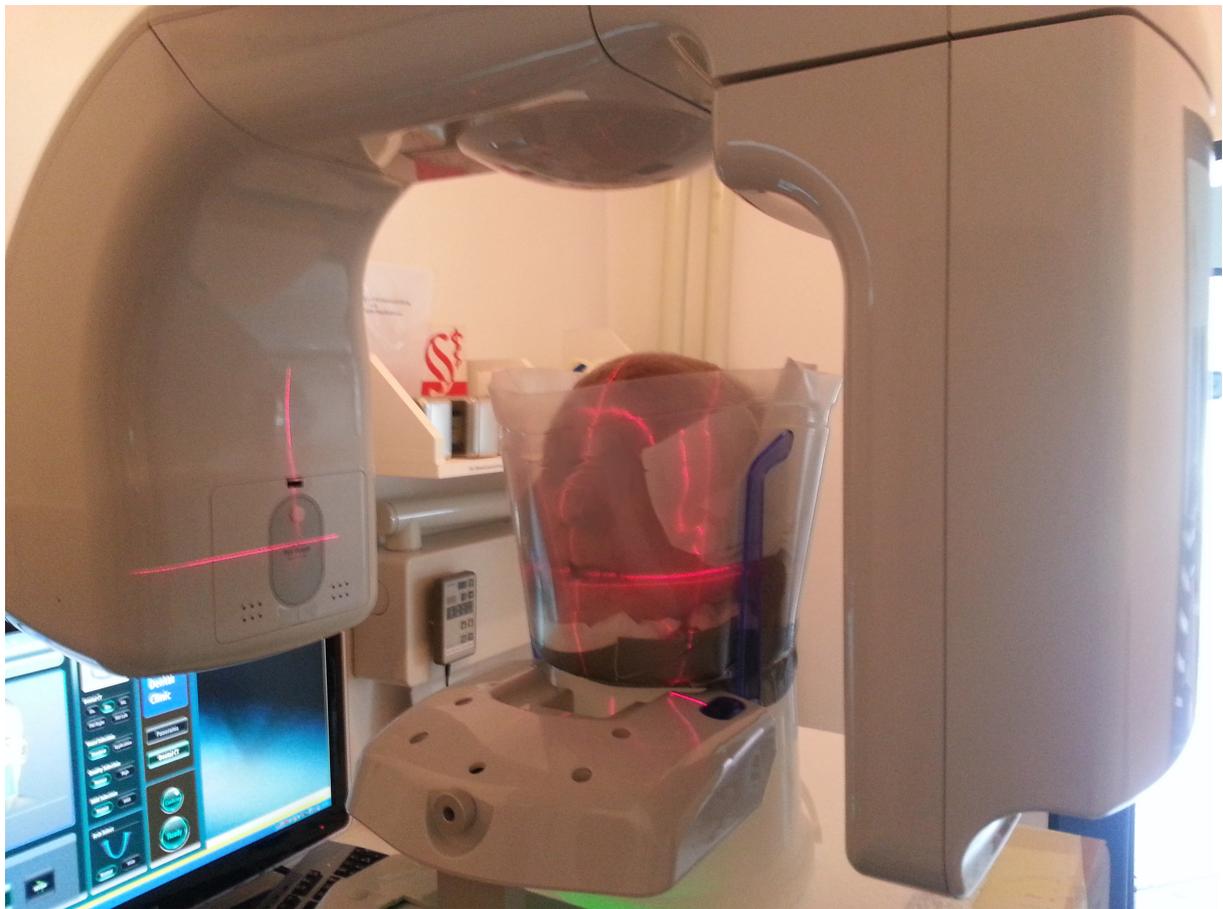


Abb. 5: Beispiel für die Positionierung des Schädels im DVT an Hand von Laserlinien

Darstellung der Lagerung und Ausrichtung des Schädels mit Hilfe von Laserlinien am PaX-Duo3D (VATECH)

Alle Aufnahmen wurden in der Einstellung mit dem größtmöglichen FoV unter einer festgelegten Auflösung durchgeführt und anschließend im DICOM-Format abgespeichert. Bei Geräten mit großem FoV wie dem Galileos, Scarona 3D, 3D Accuitomo 170, 3D eXam und 5G konnten Anteile der Orbita mit einer einzigen Aufnahme erfasst werden. Hier gilt als Einschränkung anzumerken, dass das Scarona 3D dies als eine Aufnahme wertete, allerdings zweimal eine Aufnahme gefahren werden musste, wobei die Patientenposition automatisch verändert wurde. Für die restlichen Geräte waren separate Aufnahmen von Ober- und Unterkiefer nötig. Das DVT von Carestream, das Kodak 9000 3D, und das ProMax von Planmeca können dieses große Volumen nur durch „stitching“ dreier Aufnahmen generieren.

Dies bedeutet, dass drei Aufnahmen mit jeweils neuer Positionierung der Röhren-Detektor-Einheit nötig sind, um aneinander gelagerte Bildgebungen zur Deckung zu bringen.

Datenanalyse

Alle Bildanalysen erfolgten durch drei Fachärzte und drei Assistenzärzte für Mund-, Kiefer-, Gesichtschirurgie (Ausbildungsjahr 1 bis 3) an einem MacBook Pro (2014, Apple Inc., Cupertino, USA) unter Verwendung von OsiriX (Version 5.5 64-bit, Pixmeo Sàrl, Genf, Schweiz). Die Bilddatenauswertung erfolgte randomisiert und verblindet bei gedimmter Umgebungsbeleuchtung mit mindestens 96 Stunden zwischen den einzelnen Lesungen und nicht mehr als zwei Bilddatensätzen pro Session.

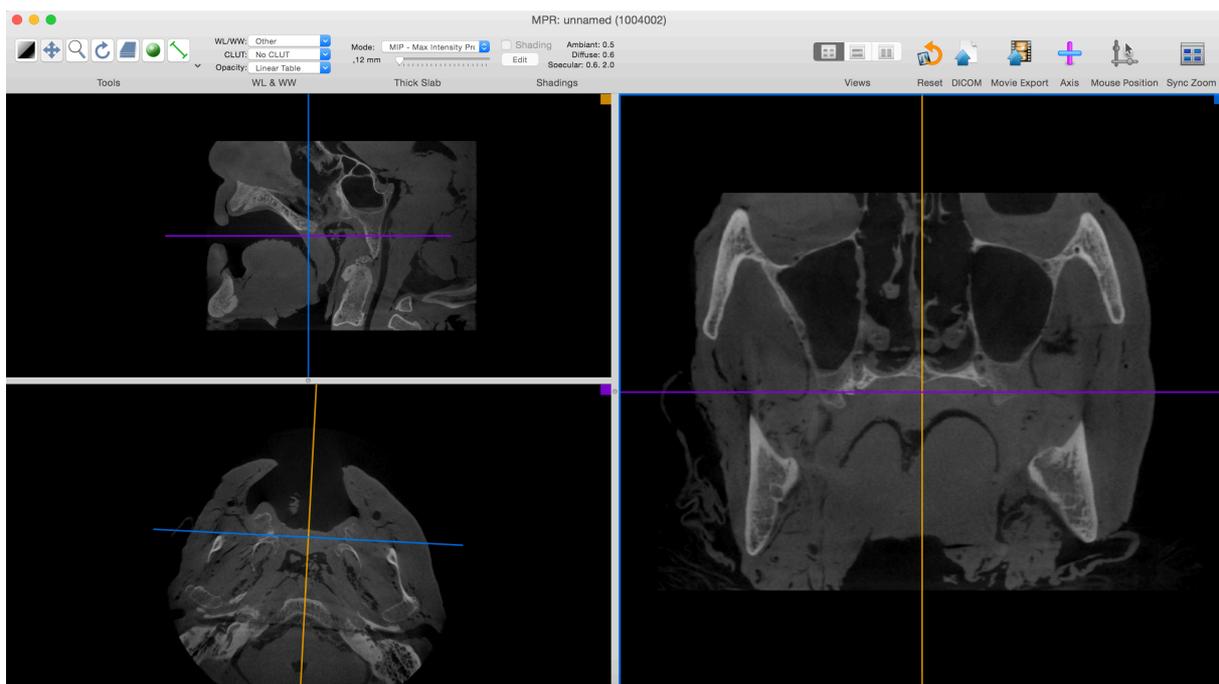


Abb. 6: Arbeitsoberfläche bei OsiriX

Darstellung der Arbeitsoberfläche von OsiriX zur Bewertung der Bildqualität von DVTs in 3 Bildebenen

Die Reihenfolge der Datensätze wurde nach dem Zufallsprinzip mit Hilfe einer Randomisierungstabelle durch einen unabhängigen Untersucher vorbereitet und den Befundern ohne zeitliche Beschränkung präsentiert. Die Aufnahmen konnten selbstständig

unter freier Ebenenwahl ohne Einschränkung von Kontrast- und Vergrößerungseinstellungen befundet werden.

Die Bilddatenanalyse erfolgte in vier Schritten. Als Erstes wurde die Bildqualität (i) insgesamt (ii) der knöchernen Gewebe sowie (iii) des Weichgewebes mit Hilfe einer viergliedrigen Skala beurteilt: 1 für eine sehr schlechte Bildqualität, 2 für eine schlechte Bildqualität, 3 für eine gute und 4 für eine sehr gut Bildqualität. Folgende Kriterien wurden zur Hilfestellung bei der Bewertung herangezogen: Kantenschärfe, verschwommene Grenzen, Kontrast zwischen Luft und Gewebe, Kontrast zwischen Knochen und Weichgewebe, Abgrenzung feiner Knochenstrukturen und Artefakte.

Anschließend folgte die Evaluierung der Darstellungsqualität spezifischer anatomischer Strukturen der Orbita, Maxilla und Mandibula mit folgender Skalierung: 1 die betreffende Struktur ist schlecht dargestellt, eine Diagnose ist nicht sicher möglich, 2 die betreffende Struktur ist angedeutet sichtbar, eine Diagnose ist erschwert möglich, 3 die betreffende Struktur ist gut dargestellt, eine Diagnose ist wahrscheinlich möglich, 4 feine Details der Struktur sind sehr gut dargestellt, eine Diagnose ist sicher möglich. Die spezifischen anatomischen Strukturen zur Evaluation sind in Tabelle 2 aufgeführt.

| Darstellung von anatomischen Strukturen | | |
|--|--|---|
| Strukturen der Orbita | Strukturen der Maxilla | Strukturen der Mandibula |
| <ul style="list-style-type: none"> • Unterer Begrenzung der Orbita • Mediale Begrenzung der Orbita • Laterale Begrenzung der Orbita mit Os zygomaticus • Strukturen des Sinus ethmoidales • Canalis opticus • Foramen infraorbitale • Extraoculäre Muskulatur | <ul style="list-style-type: none"> • Anteriore Begrenzung des Sinus maxillaris • Posteriore Begrenzung des Sinus maxillaris • Anteriorer Sextant/anteriore Zähne • Posteriorer Sextant/posteriore Zähne • Dentale Strukturen der Maxilla • Klare Abgrenzung der äußeren Kortikalis des Oberkiefers • Klare Darstellung der Spongiosa des Oberkieferknochens | <ul style="list-style-type: none"> • Processus condylaris (TMJ) • Processus coronoideus • Ramus mandibulae • Angelus mandibulae • Canalis mandibularis • Foramen mentale • Anteriorer Sextant/anteriore Zähne • Posteriorer Sextant/posteriore Zähne • Dentale Strukturen der Mandibula • Klare Abgrenzung der äußeren Kortikalis des Unterkiefers • Klare Darstellung der Spongiosa des Unterkieferknochens |

Tabelle 2: Aufteilung der untersuchten Strukturen auf Orbita, Maxilla und Mandibula

Anmerkung: mit anteriorem und posteriorem Sextant wurde der Kiefer geteilt, um Unterschiede bei der Darstellung im Volumen feststellen zu können.

Als vierten und letzten Schritt folgte der Vergleich zwischen dem beurteilten DVT-Gerät zu dem entsprechenden Datensatz des Goldstandards Computertomographie: ist die Bildqualität des DVT-Gerätes im Vergleich zu einer CT-Aufnahme 1 besser, 2 gleich oder 3 schlechter; ist die Aufnahme im Allgemeinen 1 besser, 2 gleich oder 3 schlechter. Hierbei wurden im Vergleich zu der Bildqualität auch Kriterien wie das FoV oder mögliche Diagnosemöglichkeiten im Mund-, Kiefer- und Gesichtsbereich hinzugenommen. Anschließend wurde eruiert, ob das entsprechende DVT-Gerät den Goldstandard CT ersetzen kann (1 Ja, 2 Nein) und ob das DVT-Gerät zusätzliche Informationen gegenüber dem CT bietet (1 Ja; 2 Nein).

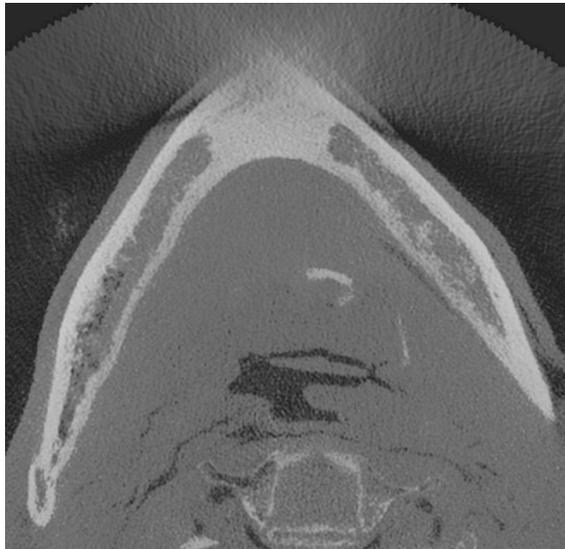
Statistische Analyse

Die statistische Analyse wurde mit Hilfe von IBM SPSS Statistics (Version 23, IBM Corp, Armonk, USA) ausgewertet. Für die Bewertung der Bildqualität sowie die Bewertung der anatomischen Strukturen der Orbita, Mandibula und Maxilla wurde ein Kruskal-Wallis-Test für unabhängige Stichproben mit einem Signifikanzniveau von $p < 0,05$ verwendet. Mit der gleichen statistischen Auswertung wurden auch die Ergebnisse nach unterschiedlichen Untersuchern (Assistenten und Fachärzte) aufgeteilt und bewertet. Zum Vergleich von DVT zu CT wurde ein Chi-Quadrat-Test herangezogen. Zusätzlich wurden deskriptive Statistiken und Analysen zu den einzelnen Fragestellungen angefertigt. Diese wurden ebenfalls zum Teil nach dem Ausbildungsstand der Untersucher aufgeteilt.

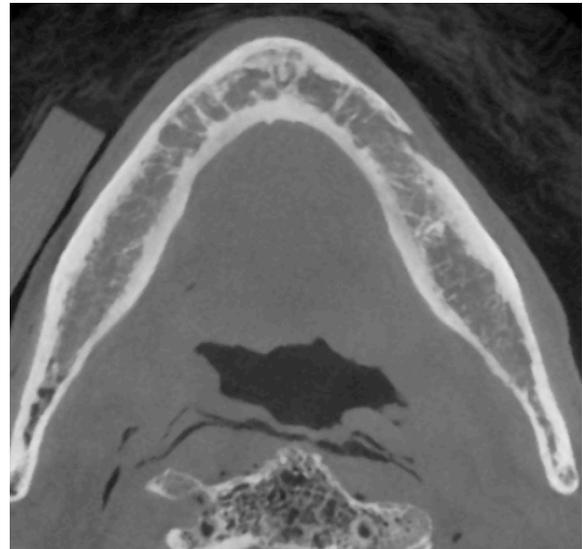
5. Ergebnisse

Bildqualität

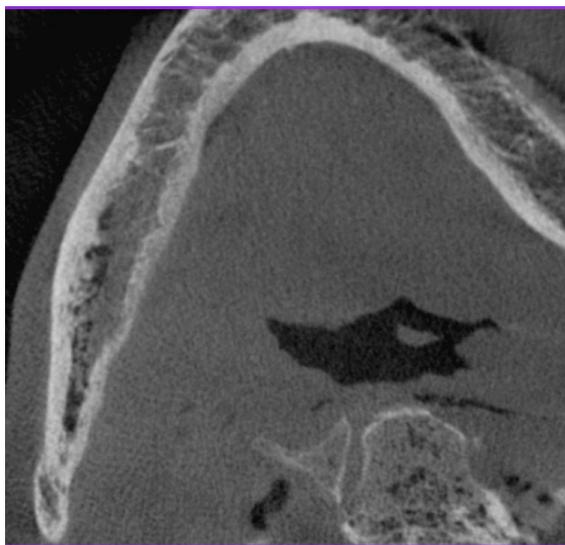
Bildqualität insgesamt



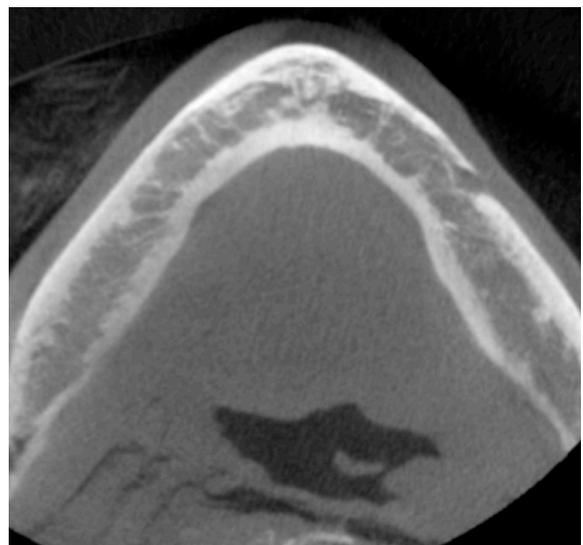
Galileos, Sirona



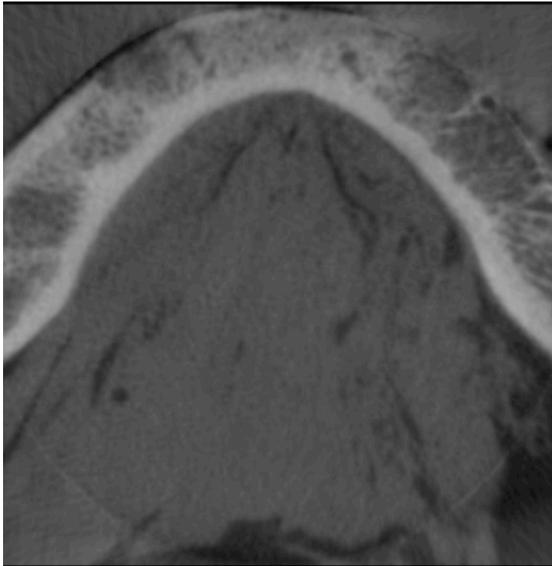
3D Accuitomo 170, J. Morita



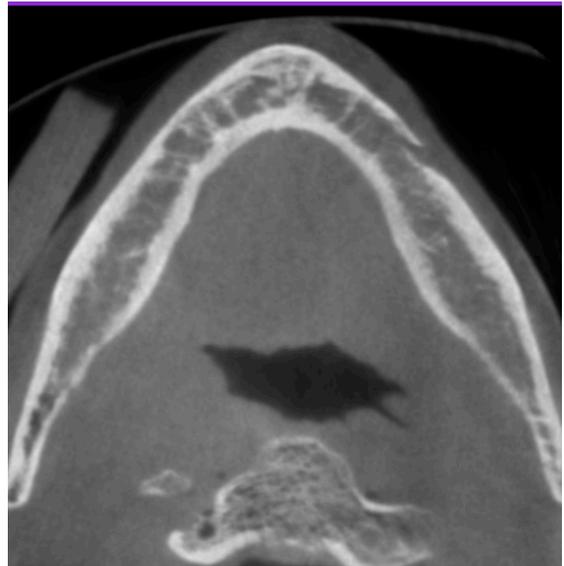
Orthophos XG 3D, Sirona



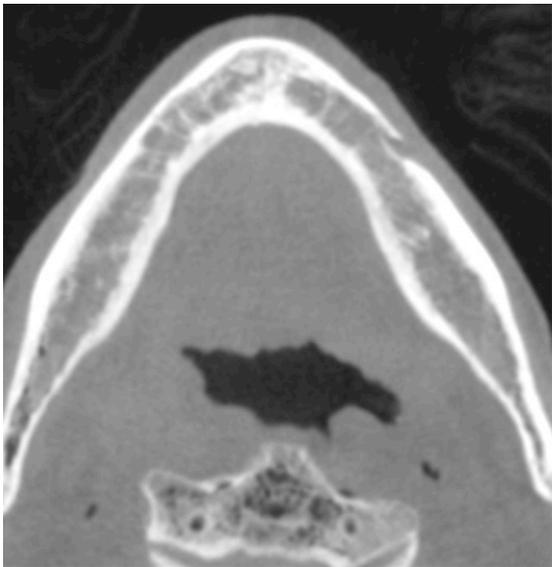
PaX-Duo3D, Vatech



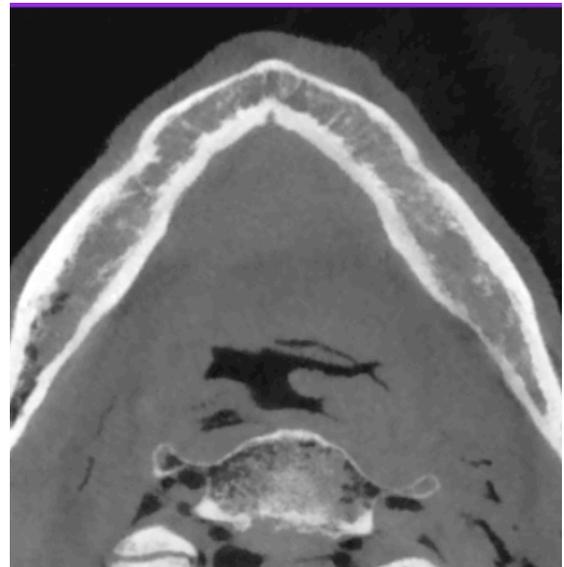
Kodak 9000 3D, Carestream Dental



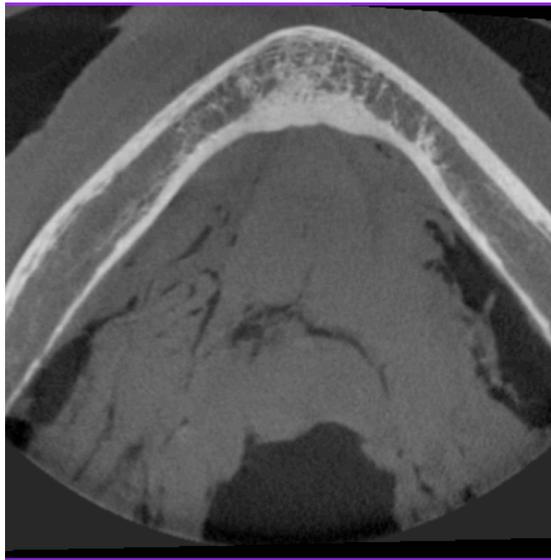
Scarona 3D, Soredex



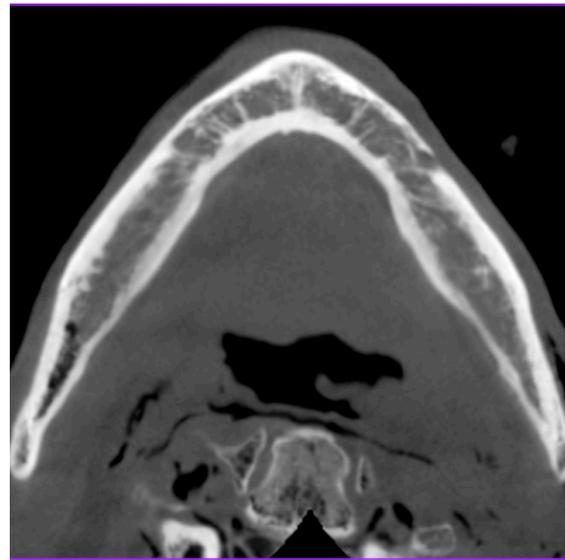
3D eXam, KaVo



5G, NewTom



Picasso, Vatech



ProMax, Planmeccca

Abb. 7: Beispiele für die Bildqualität insgesamt aller verwendeter Geräte in der axialen Darstellung

Für die Bildqualität insgesamt wurden bei 12 evaluierten Präparaten und 10 unterschiedlichen DVT-Geräten (Bilddatensätze n=120) von jeweils 6 Befundern insgesamt n=720 Bewertungen abgegeben. Eine Übersicht über die Gesamtverteilung aller Bewertungen ist in der Tabelle 3 dargestellt.

| Häufigkeit | Galileos® | 3D Accuitomo 170® | Orthophos XG 3D® | PaX-Duo3D® | Kodak 9000 3D® | Scanora 3D® | 3D eXam® | 5G® | Picasso® | ProMax® |
|---------------|-----------|-------------------|------------------|------------|----------------|-------------|----------|-----|----------|---------|
| sehr gut | 0 | 64 | 0 | 5 | 0 | 7 | 10 | 47 | 5 | 22 |
| gut | 7 | 8 | 17 | 50 | 10 | 56 | 58 | 24 | 60 | 49 |
| schlecht | 61 | 0 | 51 | 17 | 48 | 9 | 4 | 1 | 7 | 1 |
| sehr schlecht | 4 | 0 | 4 | 0 | 14 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| total | 72 | 72 | 72 | 72 | 72 | 72 | 72 | 72 | 72 | 72 |

Tabelle 3: Gesamtübersicht der Bewertungen der Bildqualität insgesamt der 6 Untersucher der 10 DVTs unter Angabe der Anzahl zu vergebenden Score und der Summe von Bewertungen für ein Gerät.

Bei der Beurteilung der Bildqualität insgesamt zeigten sich deutliche Unterschiede bei der Evaluation der verschiedenen DVT-Geräte. So wurde das Gerät 3D Accuitomo 170 am häufigsten mit der Bewertung sehr gut evaluiert (n=64), gefolgt von dem 5G von NewTom (n=47) und dem ProMax (n= 22). Die meisten Bewertungen sehr schlecht (n=14) sowie

schlecht (n=48) wurden für das Kodak 9000 3D abgegeben. Auch die Geräte von Sirona, das Orthophos XG 3D (n=51 schlecht und n=4 sehr schlecht), sowie das Galileos (n=61 schlecht und n=4 sehr schlecht), hoben sich im unteren Bewertungsbereich für die Bildqualität insgesamt hervor.

Große Unterschiede zwischen den zwei Befundergruppen (Assistenten und Fachärzte) konnten in Bezug auf die insgesamt Bildqualität nicht festgestellt werden (s. Abbildung 9 und 10).

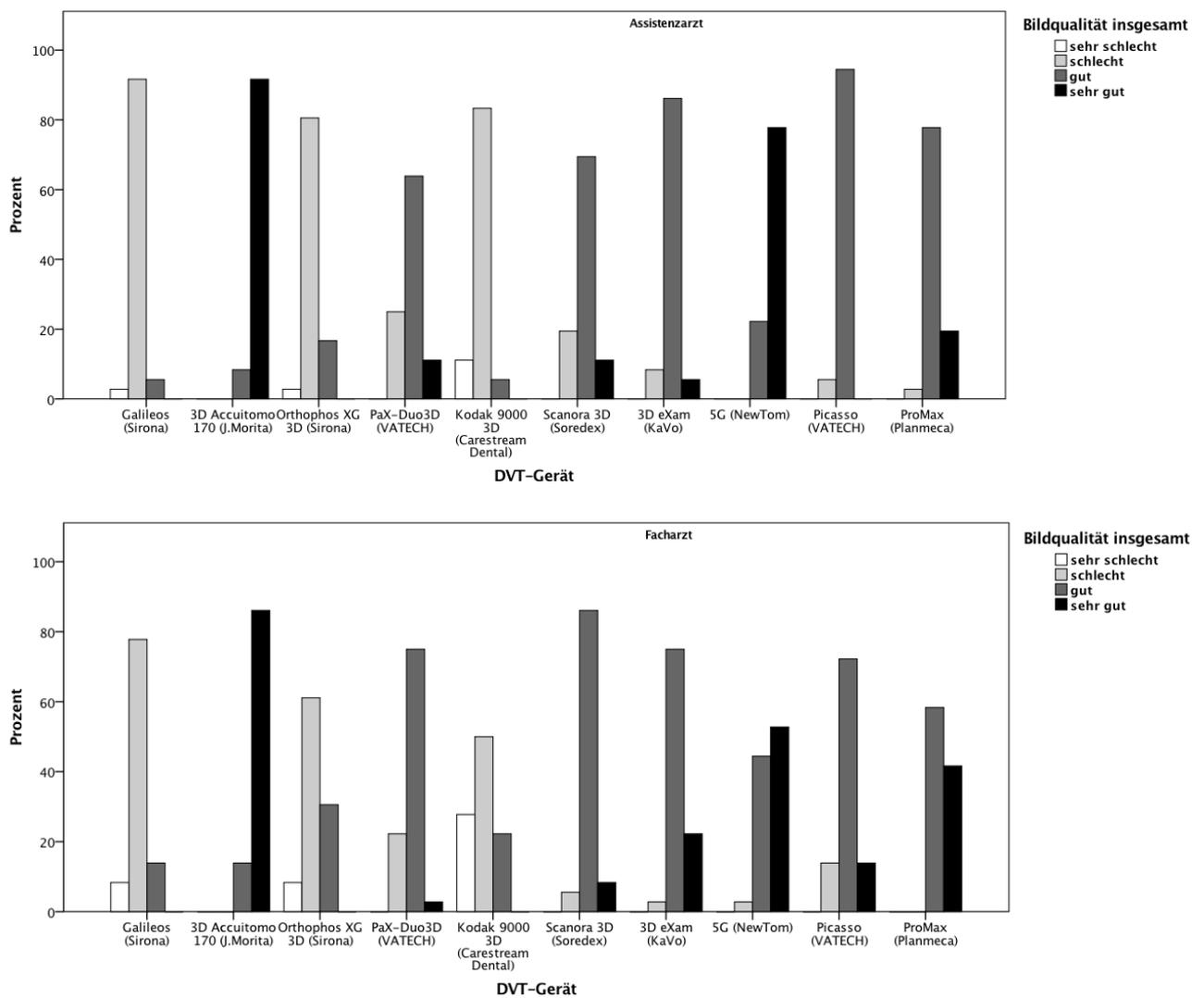
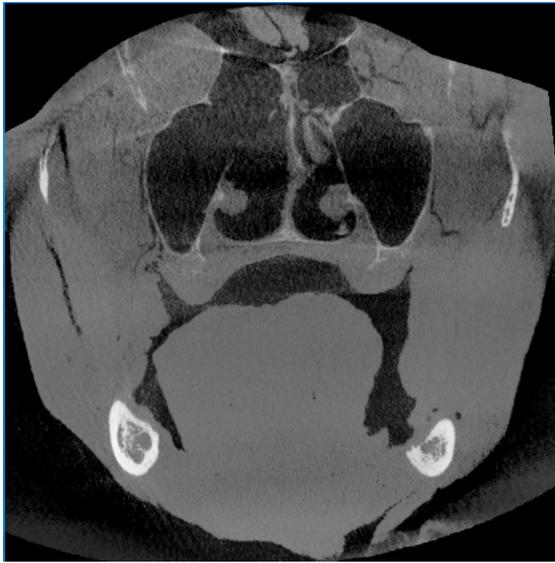


Abb. 8 und 9: Balkendiagramm der Bewertungen zwischen Assistenzärzten und Fachärzten in Bezug auf die Bildqualität insgesamt

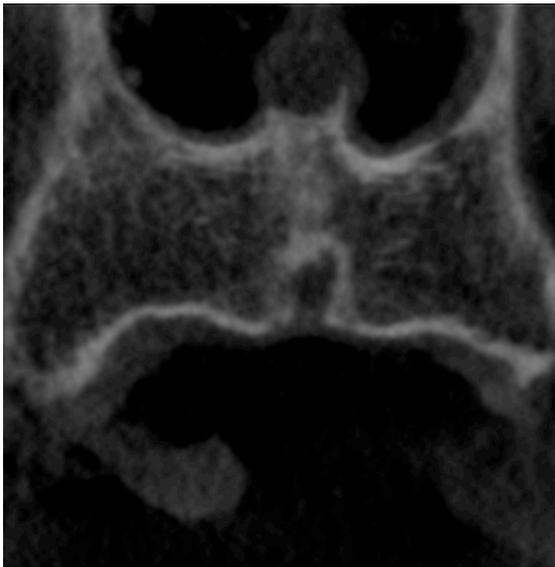
Bildqualität Weichgewebe



Galileos, Sirona



3D Accuitomo 170, J. Morita



Kodak 9000 3D, Carestream Dental



5G, NewTom

Abb. 10: Beispiele für die Weichgewebsdarstellung von 4 verschiedenen Geräten in der coronaren Schnittebene

Die Darstellung der Weichgewebsstrukturen durch die DVT-Geräte zeigte insgesamt schlechtere Bewertungen, jedoch mit nur geringfügigen Unterschieden zwischen den einzelnen Geräten (Tabelle 4).

| Häufigkeit | Galileos® | 3D Accuitomo 170® | Orthophos XG 3D® | PaX-Duo3D® | Kodak 9000 3D® | Scanora 3D® | 3D eXam® | 5G® | Picasso® | ProMax® |
|---------------|-----------|-------------------|------------------|------------|----------------|-------------|----------|-----|----------|---------|
| sehr gut | 0 | 15 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 8 | 1 | 1 |
| gut | 0 | 36 | 0 | 11 | 0 | 6 | 23 | 29 | 13 | 31 |
| schlecht | 23 | 19 | 27 | 46 | 14 | 52 | 39 | 33 | 44 | 35 |
| sehr schlecht | 49 | 2 | 45 | 15 | 58 | 14 | 10 | 2 | 14 | 5 |
| total | 72 | 72 | 72 | 72 | 72 | 72 | 72 | 72 | 72 | 72 |

Tabelle 4: Übersicht und Verteilung der Auswertung der Weichgewebdarstellung

Die Verteilung der Bewertungen, getrennt für Assistenten und Fachärzte sind in den Abbildungen 12 und 13 dargestellt.

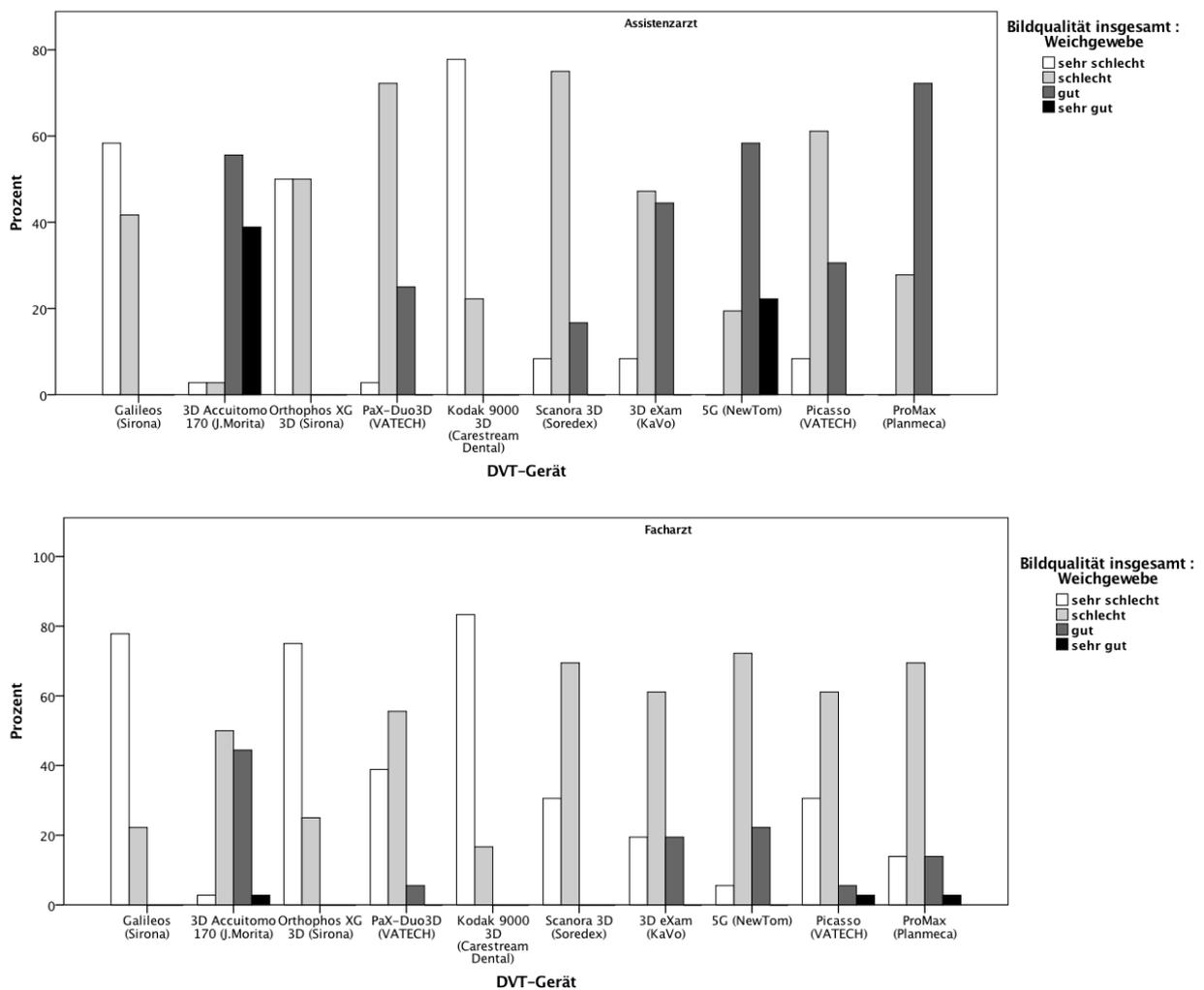
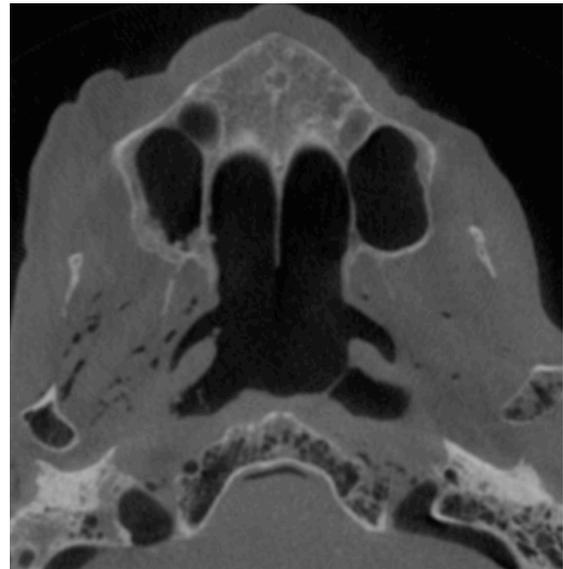


Abb. 11 und 12: Balkendiagramm der Bewertungen zwischen Assistenzärzten und Fachärzten in Bezug auf die Bildqualität der Weichgewebe

Bildqualität knöcherne Strukturen



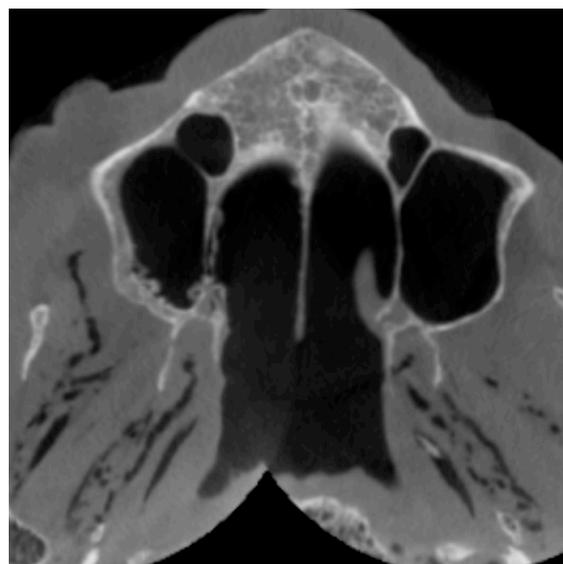
3D Accuitomo 170, J. Morita



3D eXam, KaVo



Orthophos XG 3D, Sirona



ProMax, Planmecca

Abb. 13: Beispiele für die Darstellung knöcherner Strukturen von 4 verschiedenen Geräten in der axialen Schnittebene

Alle DVT-Geräte erhielten bei der Bewertung der Bildqualität von knöchernen Strukturen bessere Ergebnisse als bei der Bewertung der Weichgewebe (Tabelle 5).

| Häufigkeit | Galileos® | 3D Accutomo 170® | Orthophos XG 3D® | PaX-Duo3D® | Kodak 9000 3D® | Scanora 3D® | 3D eXam® | 5G® | Picasso® | ProMax® |
|---------------|-----------|------------------|------------------|------------|----------------|-------------|----------|-----|----------|---------|
| sehr gut | 0 | 64 | 0 | 9 | 0 | 10 | 14 | 51 | 31 | 41 |
| gut | 19 | 8 | 30 | 55 | 20 | 60 | 54 | 20 | 35 | 31 |
| schlecht | 51 | 0 | 38 | 8 | 41 | 2 | 4 | 1 | 6 | 0 |
| sehr schlecht | 2 | 0 | 4 | 0 | 11 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| total | 72 | 72 | 72 | 72 | 72 | 72 | 72 | 72 | 72 | 72 |

Tabelle 5: Übersicht und Verteilung zur Auswertung der Darstellung von knöchernen Strukturen

Auch bei dieser Fragestellung zeigte sich, wie bei der allgemeinen Bildqualität und der Darstellung von Weichgewebe, zwischen den Geräten ein ähnliches Bewertungsmuster im Vergleich zwischen Assistenzärzten und Fachärzten (Abbildungen 15 und 16).

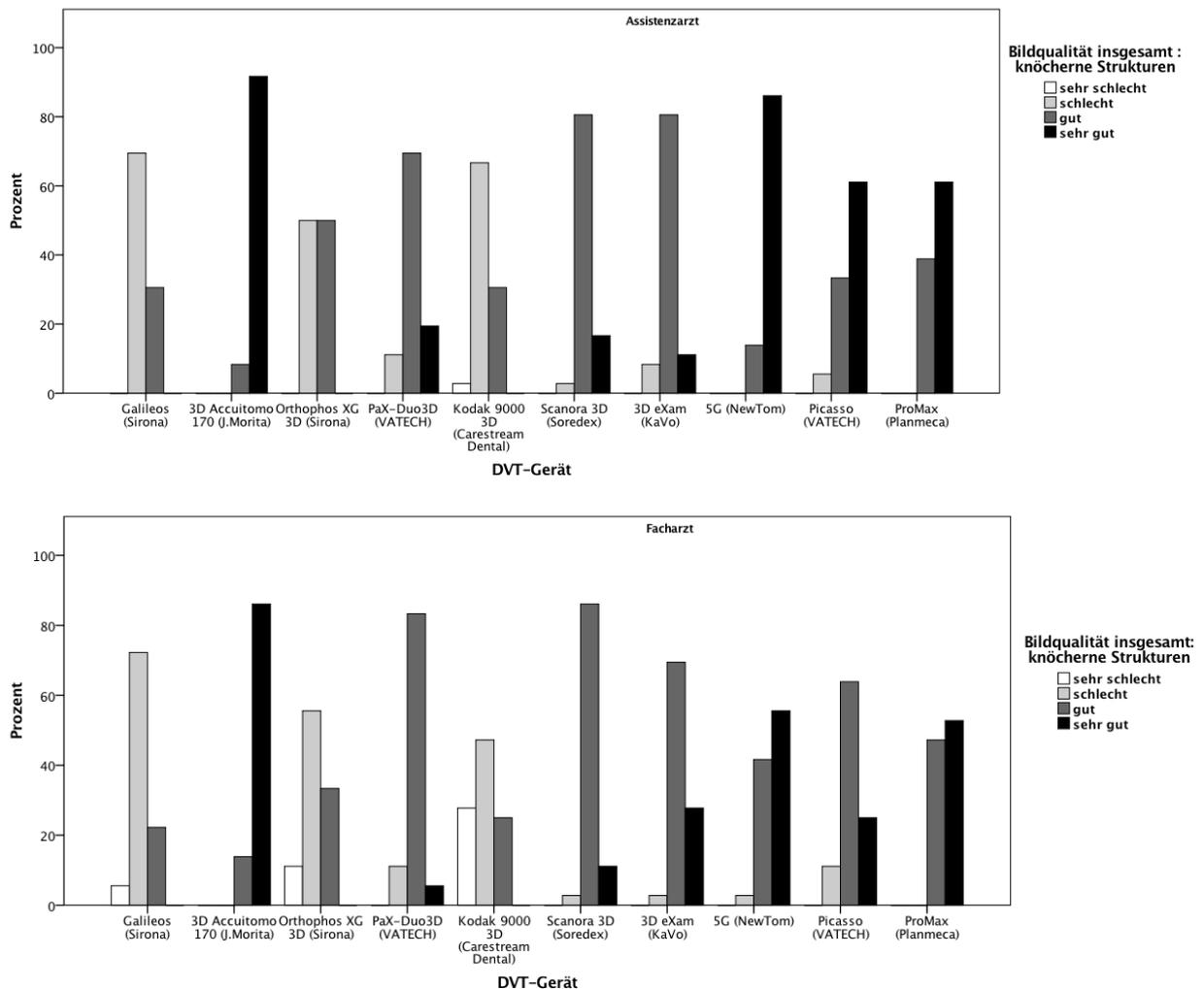


Abb. 14 und 15: Balkendiagramm der Bewertungen zwischen Assistenzärzten und Fachärzten in Bezug auf die Bildqualität der knöchernen Strukturen

Darstellungsqualität spezifischer anatomischer Strukturen

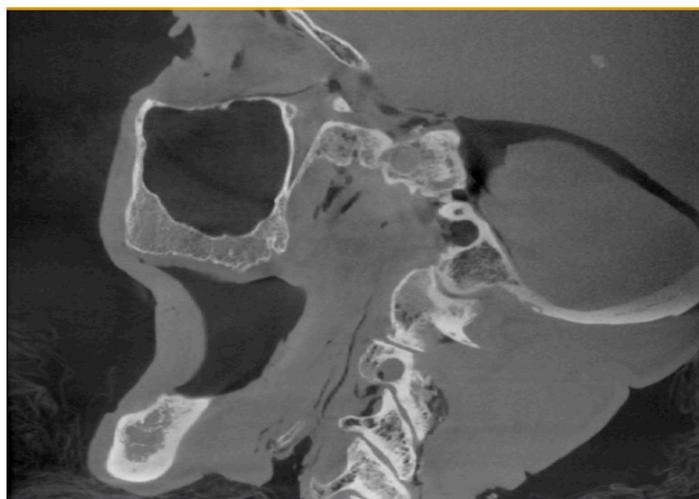
Zur Beurteilung von jeweils 25 spezifischen anatomischer Strukturen (Orbita, Maxilla, Mandibula) wurden insgesamt bei 12 evaluierten Präparaten und 10 unterschiedlichen DVT Geräten (n=3000), von jeweils 6 Befundern insgesamt n=14 412 von 18 000 möglichen Bewertungen abgegeben. Eine Übersicht über die Gesamtverteilung aller Bewertungen ist in Tabelle 6 dargestellt. Hierbei gibt die Anzahl an Bewertungen pro Gerät einen Aufschluss über das Untersuchungsvolumen, welches für die Präparate zur Verfügung stand.



axiale Schnittebene



coronare Schnittebene



sagittale Schnittebene

Abb. 16: Beispiele für die Darstellung von anatomischen Strukturen des 3D Accuitomo 170 von J. Morita in allen 3 Schnittebenen

| Häufigkeit | Galileos® | 3D Accuitomo 170® | Orthophos XG 3D® | PaX-Duo3D® | Kodak 9000 3D® | Scanora 3D® | 3D eXam® | 5G® | Picasso® | ProMax® |
|--|-------------|-------------------|------------------|-------------|----------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|
| feine Details der Struktur sind sehr gut dargestellt, Diagnose wäre sicher möglich | 31 | 1307 | 47 | 294 | 27 | 332 | 371 | 887 | 490 | 860 |
| die betreffende anatomischen Struktur ist gut dargestellt, eine Diagnose wäre wahrscheinlich möglich | 432 | 304 | 553 | 797 | 403 | 1046 | 948 | 633 | 566 | 625 |
| die betreffende Struktur ist angedeutet sichtbar, eine Diagnose wäre erschwert möglich | 986 | 43 | 389 | 259 | 347 | 284 | 351 | 165 | 107 | 103 |
| die betreffende Struktur ist schlecht dargestellt, eine Diagnose wäre nicht sicher möglich | 211 | 2 | 35 | 39 | 65 | 26 | 21 | 7 | 5 | 14 |
| Total | 1660 | 1656 | 1024 | 1389 | 842 | 1688 | 1691 | 1692 | 1168 | 1602 |

Tabelle 6: Darstellung der Bewertungen aller anatomischen Strukturen der 10 getesteten DVTs

Maximal wären pro Gerät 1800 Bewertungen möglich gewesen.

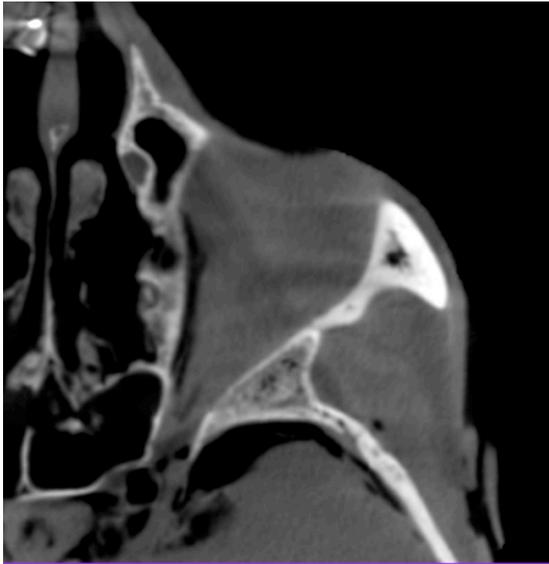
Orbita



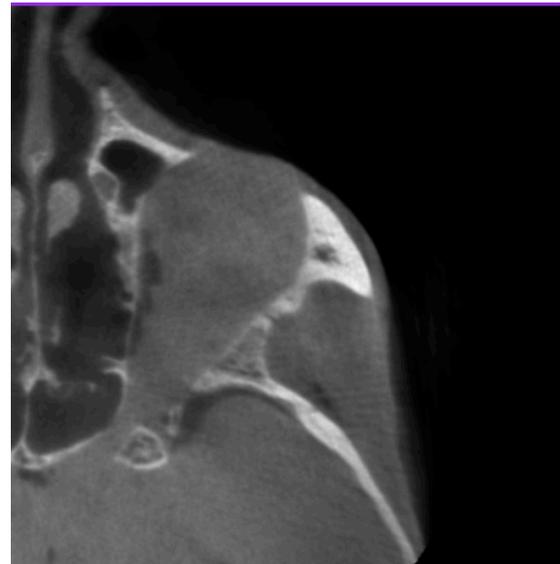
3D Accuitomo 170, J. Morita



Galileos, Sirona



ProMax, Planmecca



Scarona 3D, Soredex

Abb. 17: Beispiele für die Darstellung anatomischer Strukturen einer Orbita links von 4 verschiedenen Geräten in der axialen Schnittebene

| Häufigkeit | Galileos® | 3D Accuitomo 170® | Orthophos XG 3D® | PaX-Duo3D® | Kodak 9000 3D® | Scanora 3D® | 3D eXam® | 5G® | Picasso® | ProMax® |
|--|------------|-------------------|------------------|------------|----------------|-------------|------------|------------|-----------|------------|
| feine Details der Struktur sind sehr gut dargestellt, Diagnose wäre sicher möglich | 5 | 312 | 0 | 27 | 0 | 66 | 69 | 220 | 26 | 143 |
| die betreffende anatomischen Struktur ist gut dargestellt, eine Diagnose wäre wahrscheinlich möglich | 94 | 126 | 18 | 152 | 0 | 296 | 283 | 205 | 44 | 208 |
| die betreffende Struktur ist angedeutet sichtbar, eine Diagnose wäre erschwert möglich | 275 | 27 | 21 | 137 | 0 | 115 | 134 | 72 | 19 | 65 |
| die betreffende Struktur ist schlecht dargestellt, eine Diagnose wäre nicht sicher möglich | 97 | 2 | 3 | 29 | 0 | 22 | 17 | 6 | 2 | 11 |
| Total | 471 | 467 | 42 | 345 | 0 | 499 | 503 | 503 | 91 | 427 |

Tabelle 7: Tabellarische Darstellung der Bewertungen aller anatomischen Strukturen der Orbita der 10 getesteten DVTs

Maximal waren pro Gerät 504 Bewertungen möglich.

Zur Beurteilung der Orbita wurden insgesamt 7 spezifische Strukturen evaluiert (siehe Tabelle 7). Das Kodak 9000 3D erscheint in dieser Bewertung nicht, da aufgrund eines sehr kleinen FoV diese Strukturen auch bei einem separaten Scan des Oberkiefers nicht mit abgebildet wurden. Wie in Abbildung 19 dargestellt, wurde insgesamt das Gerät 3D Accuitomo 170 von J. Morita signifikant mit der höchsten Bewertung versehen (Mittelwert $3,6 \pm 0,3$). Gefolgt durch das 5G von NewTom (Mittelwert von $3,3 (\pm 0,5)$) und den Geräten

von Vatech und Planmecca (Mittelwert je $3,1 \pm 0,4$). Die schlechtesten Bewertungen bekamen das Galileos (Mittelwert $2,0 \pm 0,3$) und das Orthophos XG 3D (Mittelwert $2,3 \pm 0,4$) von Sirona. Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Bewertergruppen (Abbildung 20).

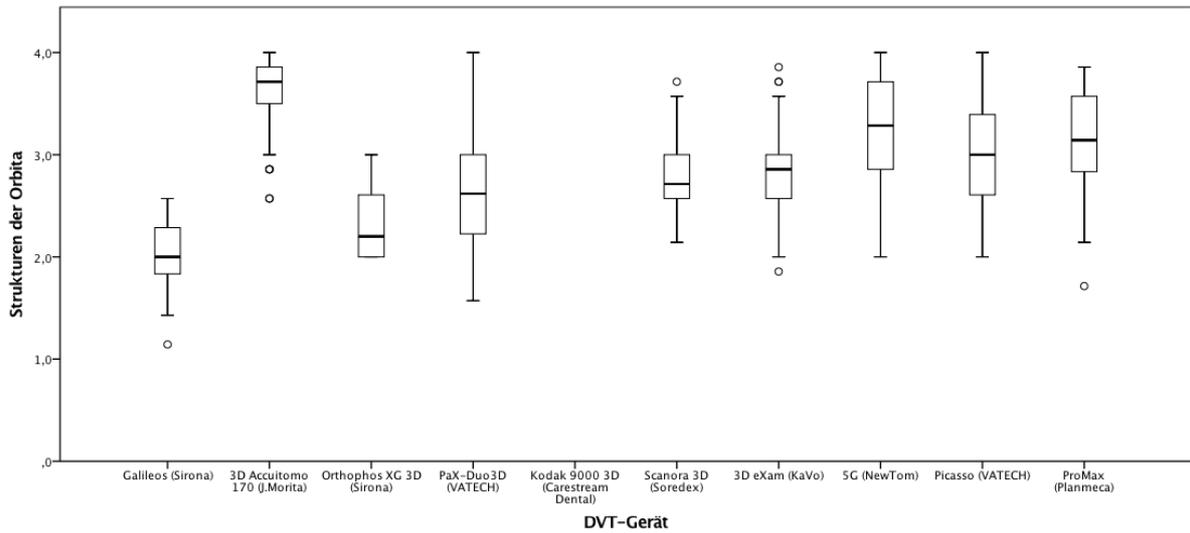


Abb. 18: Balkendiagramm der Bewertungen aller Tester in Bezug auf die Darstellung von Strukturen der Orbita

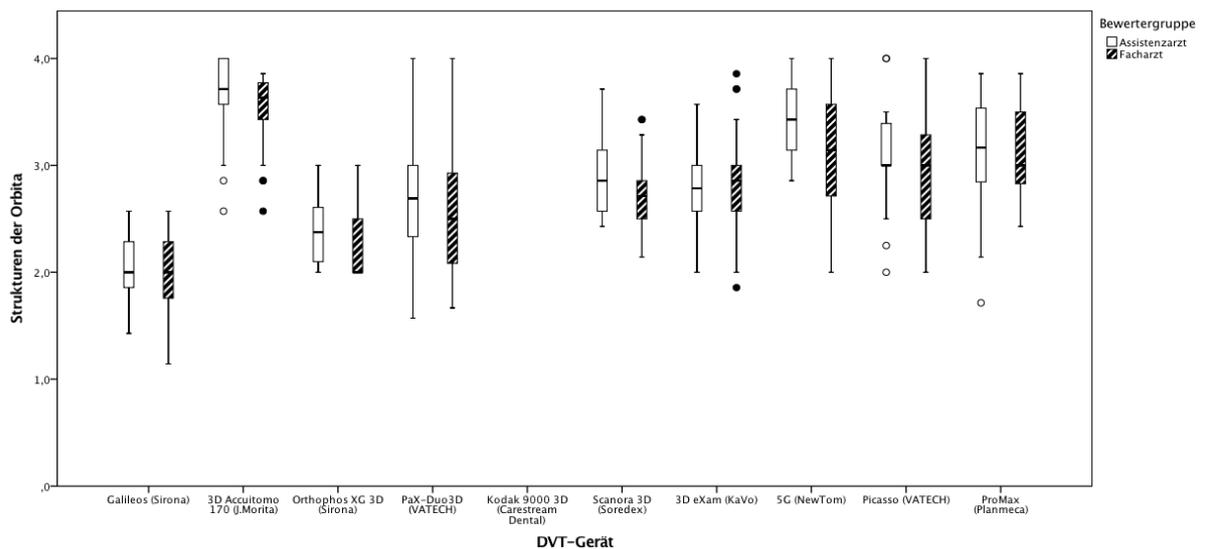
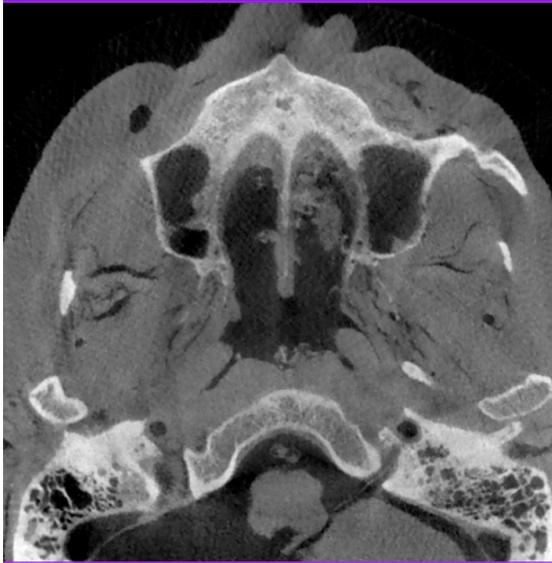


Abb. 19: Balkendiagramm der Bewertungen mit der Unterscheidung zwischen Assistenzärzten und Fachärzten in Bezug auf die Darstellung von Strukturen der Orbita

Maxilla



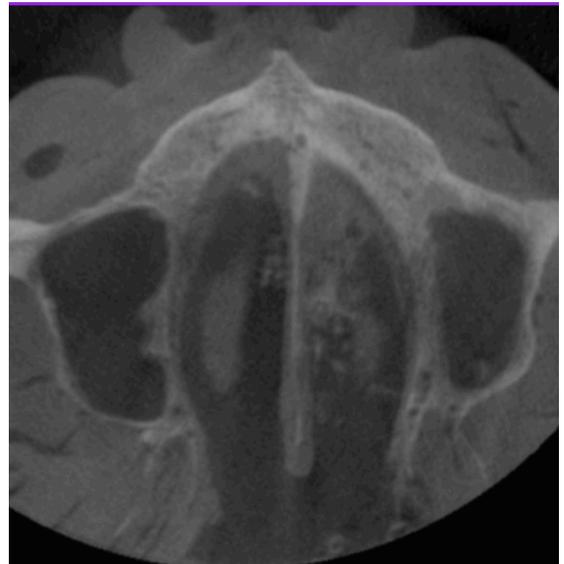
5G, NewTom



3D eXam, KaVo



Kodak 9000 3D, Carestream Dental



PaX-Duo3D, Vatech

Abb. 20: Beispiele für die Darstellung anatomischer Strukturen der Maxilla von 4 verschiedenen Geräten in der axialen Schnittebene

| Häufigkeit | Galileos® | 3D Accuitomo 170® | Orthophos XG 3D® | PaX-Duo3D® | Kodak 9000 3D® | Scanora 3D® | 3D eXam® | 5G® | Picasso® | ProMax® |
|---|------------|-------------------|------------------|------------|----------------|-------------|------------|------------|------------|------------|
| feine Details der Struktur sind sehr gut dargestellt, Diagnose wäre sicher möglich | 2 | 371 | 11 | 102 | 1 | 96 | 99 | 254 | 204 | 261 |
| die betreffende anatomische Struktur ist gut dargestellt, eine Diagnose wäre wahrscheinlich möglich | 85 | 72 | 200 | 284 | 154 | 297 | 251 | 147 | 196 | 173 |
| die betreffende Struktur ist angedeutet sichtbar, eine Diagnose wäre erschwert möglich | 286 | 2 | 208 | 57 | 207 | 51 | 93 | 44 | 40 | 10 |
| die betreffende Struktur ist schlecht dargestellt, eine Diagnose wäre nicht sicher möglich | 72 | 0 | 21 | 2 | 39 | 1 | 2 | 0 | 0 | 1 |
| Total | 445 | 445 | 440 | 445 | 401 | 445 | 445 | 445 | 440 | 445 |

Tabelle 8: Tabellarische Darstellung der Bewertungen aller anatomischen Strukturen der Maxilla der 10 getesteten DVTs

Maximal waren pro Gerät 504 Bewertungen möglich.

Zur Beurteilung der Maxilla wurden insgesamt 7 spezifische Strukturen evaluiert (siehe Tabelle 8). Im Vergleich zu den Strukturen der Orbita, zeigten sich bei der Darstellung der maxillären Strukturen für alle Geräte bessere Bewertungen (Abbildung 22). Die signifikant beste Bewertung der Geräte erhielt auch bei dieser Fragestellung das 3D Accuitomo 170 von J. Morita (Mittelwert $3,8 \pm 0,3$). Allerdings folgten diesmal das ProMax von Planmecca (Mittelwert $3,6 \pm 0,4$), das 5G von NewTom ($3,5 \pm 0,6$) und das Picasso von Vatech ($3,4 \pm 0,5$). Bei dieser Fragestellung konnte auch das Kodak 9000 3D von Carestream miteinbezogen werden, welches Ergebnisse (Mittelwert $2,3 \pm 0,5$) ähnlich dem Orthophos XG 3D (Mittelwert $2,4 \pm 0,5$) und dem Galileos von Sirona (Mittelwert $2,0 \pm 0,4$) erbrachte. Es zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Bewertergruppen (Abbildung 23)

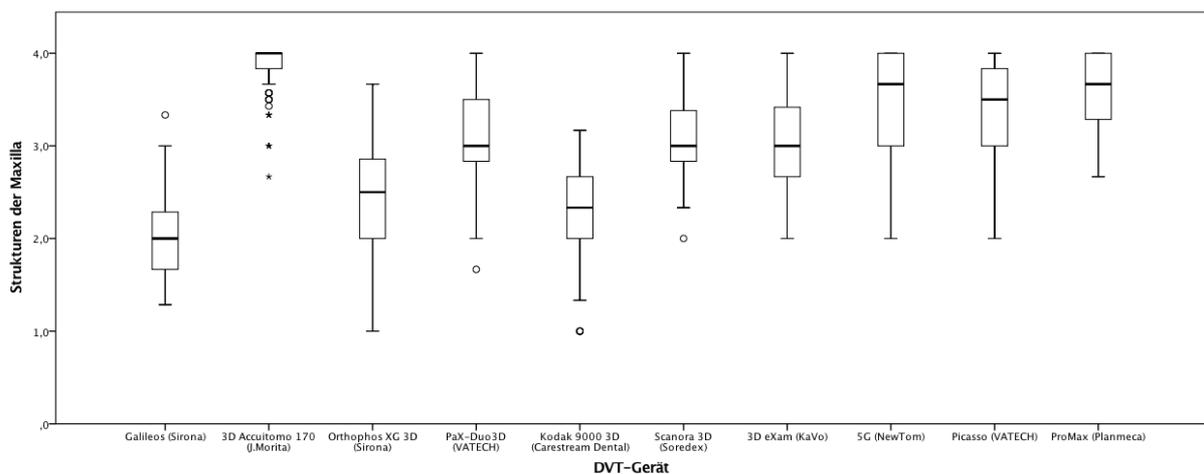


Abb. 21: Balkendiagramm der Bewertungen aller Tester in Bezug auf die Darstellung von Strukturen der Maxilla

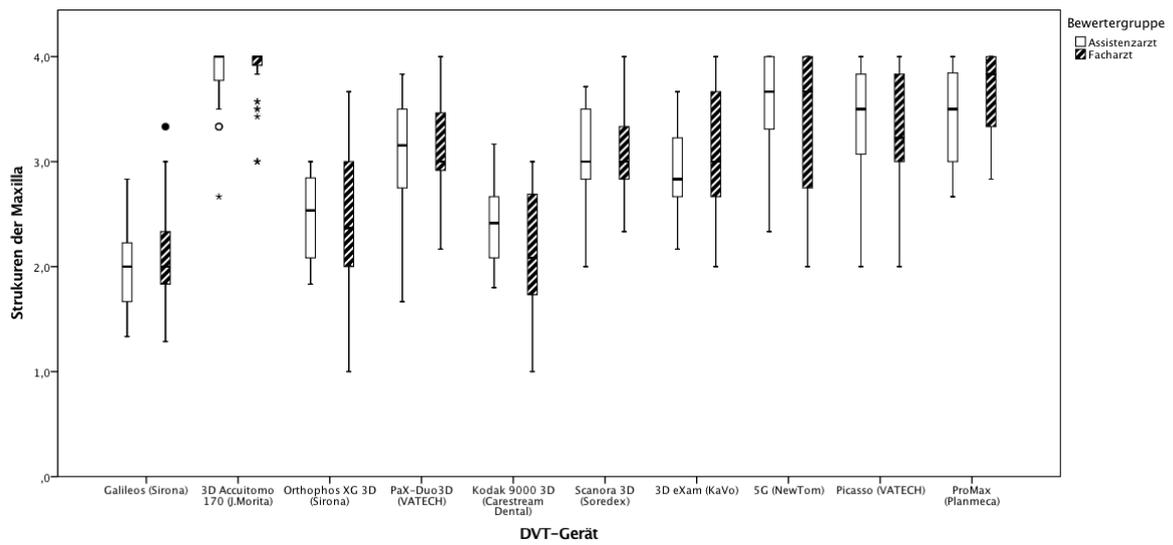
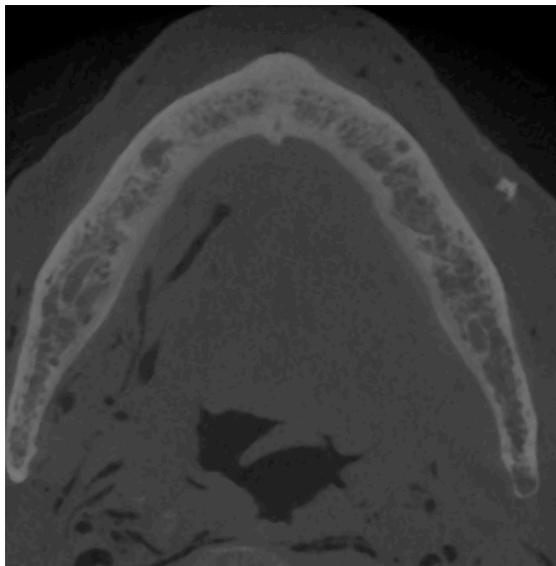
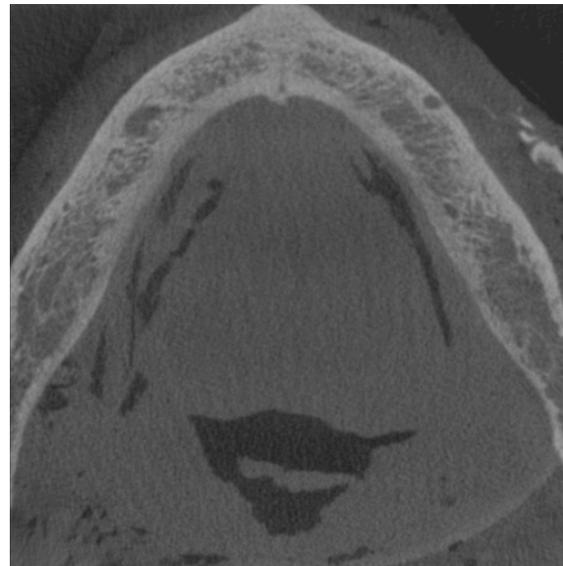


Abb. 22: Balkendiagramm der Bewertungen mit der Unterscheidung zwischen Assistenzärzten und Fachärzten in Bezug auf die Darstellung von Strukturen der Maxilla

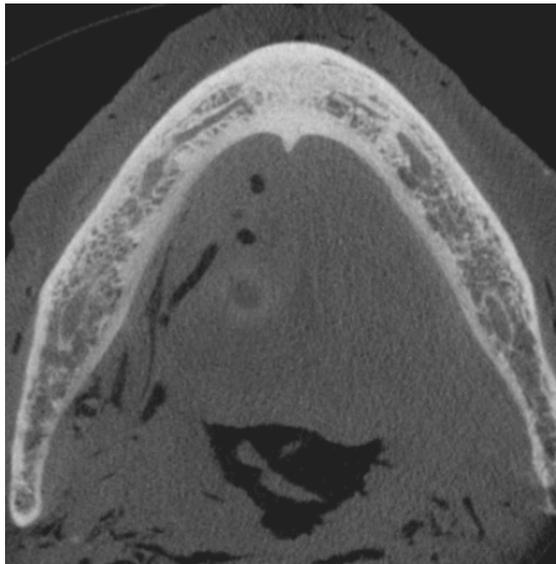
Mandibula



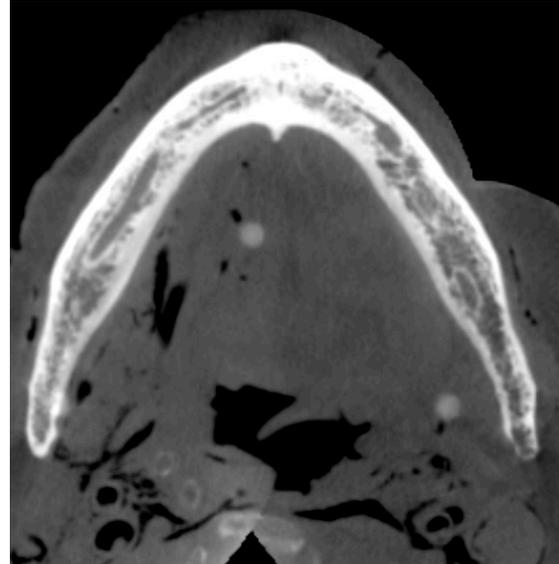
3D Accuitomo 170, J. Morita



Orthophos XG 3D, Sirona



Picasso, Vatech



ProMax, Planmecca

Abb. 23: Beispiele für die Darstellung anatomischer Strukturen der Mandibula von 4 verschiedenen Geräten in der axialen Schnittebene

| Häufigkeit | Galileos® | 3D Accuitomo 170® | Orthophos XG 3D® | PaX-Duo3D® | Kodak 9000 3D® | Scanora 3D® | 3D eXam® | 5G® | Picasso® | ProMax® |
|--|------------|-------------------|------------------|------------|----------------|-------------|------------|------------|------------|------------|
| feine Details der Struktur sind sehr gut dargestellt, Diagnose wäre sicher möglich | 24 | 624 | 36 | 165 | 26 | 170 | 203 | 413 | 260 | 456 |
| die betreffende anatomischen Struktur ist gut dargestellt, eine Diagnose wäre wahrscheinlich möglich | 253 | 106 | 335 | 361 | 249 | 453 | 414 | 281 | 326 | 244 |
| die betreffende Struktur ist angedeutet sichtbar, eine Diagnose wäre erschwert möglich | 425 | 14 | 160 | 65 | 140 | 118 | 124 | 49 | 48 | 28 |
| die betreffende Struktur ist schlecht dargestellt, eine Diagnose wäre nicht sicher möglich | 42 | 0 | 11 | 8 | 26 | 3 | 2 | 1 | 3 | 2 |
| Total | 744 | 744 | 542 | 599 | 441 | 744 | 743 | 744 | 637 | 730 |

Tabelle 9: Tabellarische Darstellung der Bewertungen aller anatomischen Strukturen der Mandibula der 10 getesteten DVTs

Maximal waren pro Gerät 792 Bewertungen möglich.

Zur Beurteilung der Mandibula wurden insgesamt 11 spezifische Strukturen evaluiert (Tabelle 9). Wie in Abbildung 25 dargestellt, wurde das 3D Accuitomo 170 von J. Morita signifikant am besten bewertet (Mittelwert $3,8 \pm 0,3$). Es folgten das ProMax von Planmecca (Mittelwert $3,6 \pm 0,4$), das 5G von NewTom (Mittelwert $3,5 \pm 0,5$) und das Picasso von Vatech (Mittelwert $3,3 \pm 0,5$). Insgesamt wurden die Darstellungen der Mandibula bei allen Geräten besser bewertet (Abbildung 25) als bei den vorangegangenen Strukturen der Orbita und der Maxilla, was sich auch in den am schlechtesten abschneidenden Bewertungen widerspiegelte: Galileos (Mittelwert $2,3 \pm 0,4$), Kodak 9000 3D (Mittelwert $2,6 \pm 0,5$)

Orthophos XG 3D (Mittelwert $2,7 \pm 0,4$). Es zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Bewertergruppen (Abbildung 26).

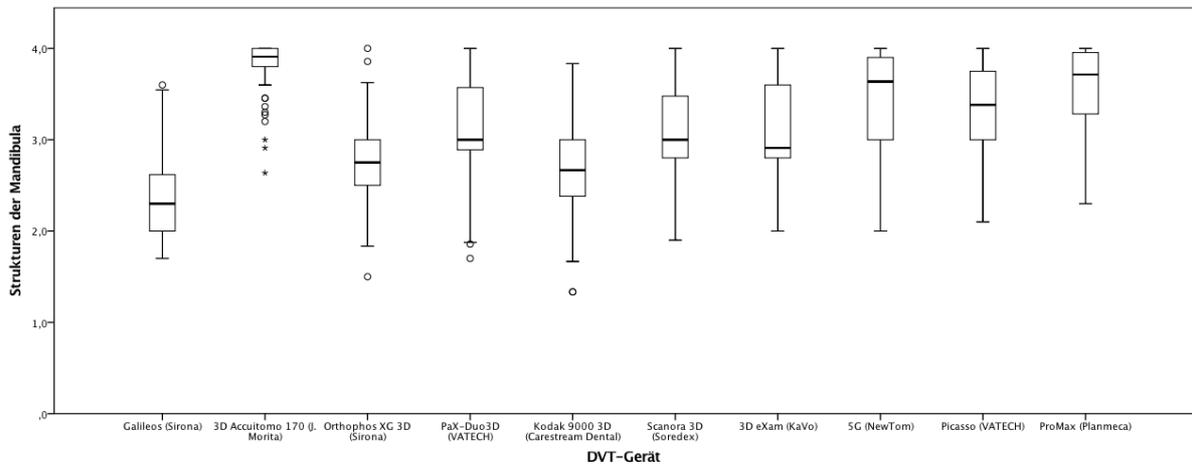


Abb. 24: Balkendiagramm der Bewertungen aller Tester in Bezug auf die Darstellung von Strukturen der Mandibula

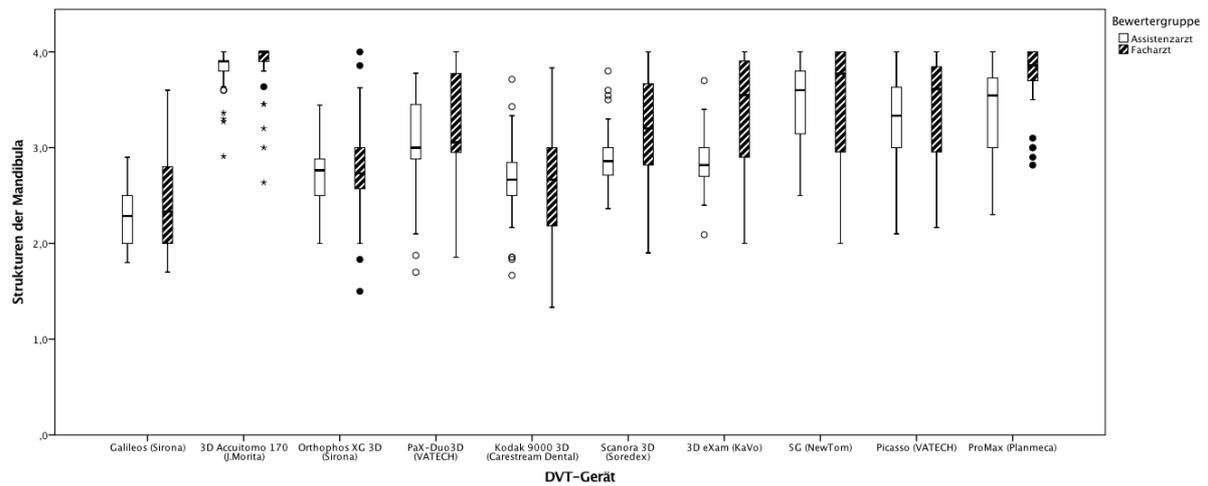


Abb. 25: Balkendiagramm der Bewertungen mit der Unterscheidung zwischen Assistenzärzten und Fachärzten in Bezug auf die Darstellung von Strukturen der Mandibula

Vergleich digitale Volumentomographie vs. Computertomographie



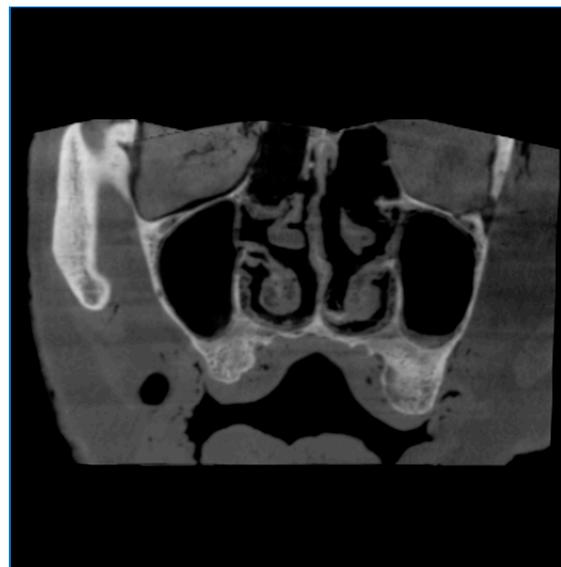
CT SOMATOM Definition AS, Siemens



5G, NewTom



3D Accuitomo 170, J. Morita



ProMax, Planmeca

Abb. 26: Beispiele für die Bildqualität in der coronaren Schnittebene zwischen CT und 3 DVT-Geräten

| Häufigkeit | Galileos® | 3D Accuitomo 170® | Orthophos XG 3D® | PaX-Duo3D® | Kodak 9000 3D® | Scanora 3D® | 3D eXam® | 5G® | Picasso® | ProMax® |
|------------|-----------|-------------------|------------------|------------|----------------|-------------|----------|-----|----------|---------|
| besser | 0 | 58 | 1 | 18 | 1 | 14 | 11 | 38 | 26 | 30 |
| gleich | 4 | 11 | 13 | 24 | 6 | 29 | 38 | 24 | 26 | 32 |
| schlechter | 68 | 3 | 58 | 30 | 65 | 29 | 23 | 10 | 20 | 10 |
| total | 72 | 72 | 72 | 72 | 72 | 72 | 72 | 72 | 72 | 72 |

Tabelle 10: Aufteilung der Bewertungen in Bezug auf die Bildqualität zwischen DVT und CT

Es wurden für jedes Gerät von den sechs Ärzten insgesamt 72 Bewertungen abgegeben.

Die Bildqualität aller DVT-Geräte wurde durch alle sechs Befunder mit einem Ergebnis von 27,4% als besser, 28,8% als gleich und 43,9% als schlechter im Vergleich zum CT bewertet, mit starken Abweichungen zwischen den unterschiedlichen Geräten (Tabelle 10). Insgesamt wurde die Bildqualität des 3D Accuitomo 170(J. Morita) und des 5G (NewTom) als signifikant besser bewertet als der Goldstandard CT. Hingegen wurde die Bildqualität vor allem der Geräte Galileos, Orthophos XG 3D von Sirona, das Kodak 9000 3D von Carestream Dental und das PaX-Duo3D von Vatech schlechter als die CT-Aufnahmen bewertet (Tabelle 10).

Im Vergleich der beiden Untersuchergruppen zeigte sich ein signifikanter Unterschied. Durch die Fachärzte wurden die Datensätze der DVT-Geräte im Vergleich zum CT insgesamt als schlechter bewertet als durch die Assistenzärzte (Abbildungen 28 und 29).

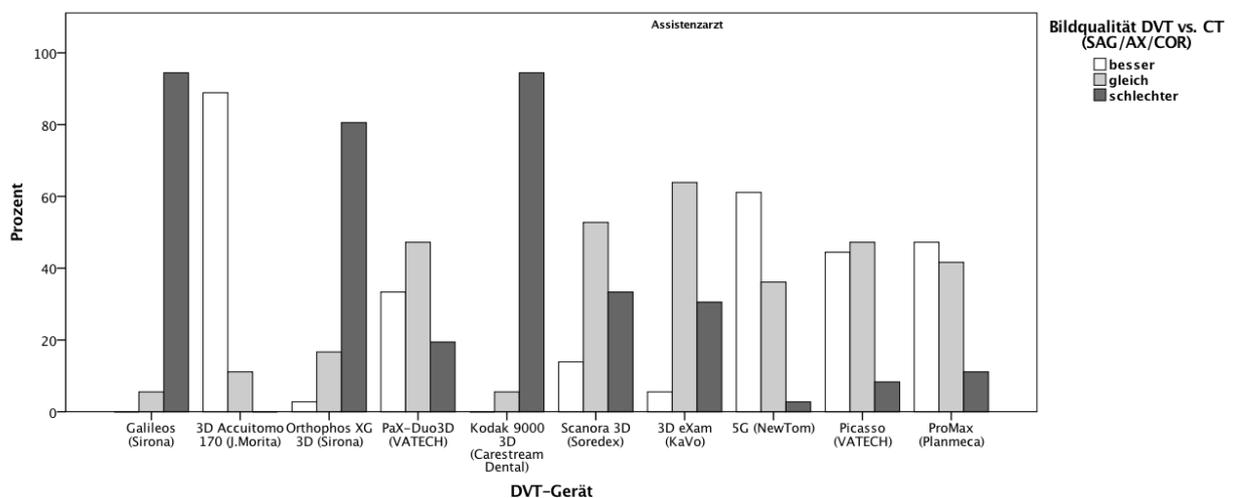


Abb. 27: Balkendiagramm der Bewertungen von Assistenzärzten in Bezug auf die Bildqualität zwischen DVT und CT

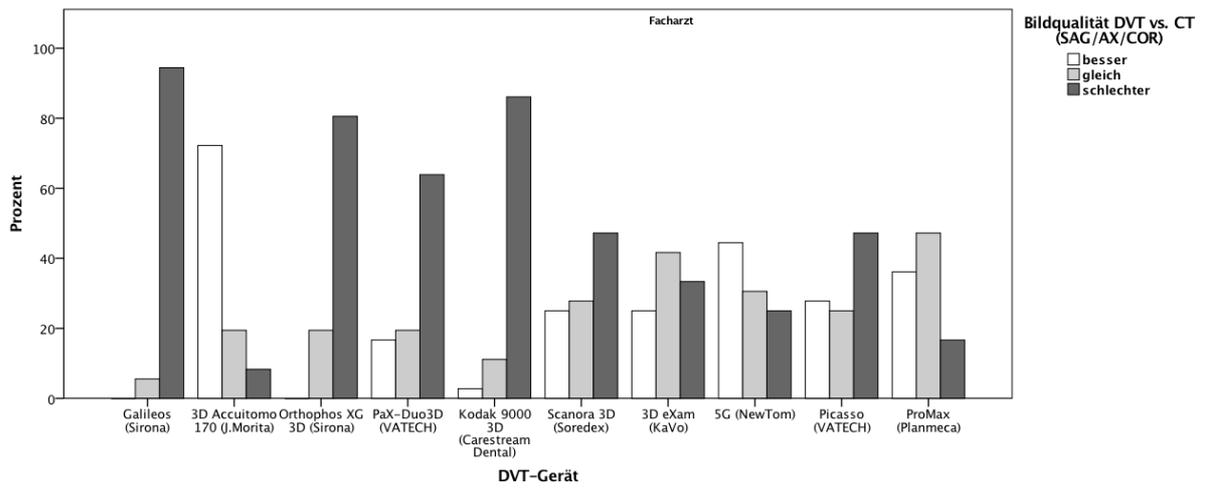


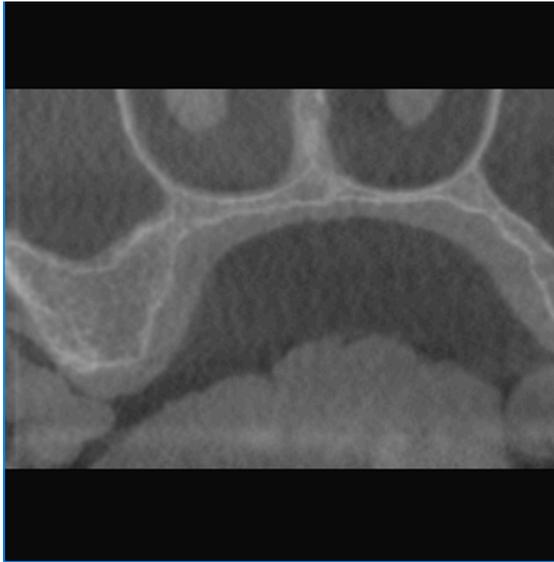
Abb. 28: Balkendiagramm der Bewertungen von Fachärzten in Bezug auf die Bildqualität zwischen DVT und CT



CT SOMATOM Definition AS, Siemens



Galileos, Sirona



Kodak 9000 3D, Carestream Dental



Orthophos XG 3D, Sirona

Abb. 29: Beispiele für die Gesamtdarstellung der Präparate in der coronaren Schnittebene zwischen CT und 3 DVT-Geräten

| Häufigkeit | Galileos® | 3D Accuitomo 170® | Orthophos XG 3D® | PaX-Duo3D® | Kodak 9000 3D® | Scanora 3D® | 3D eXam® | 5G® | Picasso® | ProMax® |
|------------|-----------|-------------------|------------------|------------|----------------|-------------|----------|-----|----------|---------|
| besser | 0 | 55 | 1 | 11 | 1 | 14 | 8 | 35 | 14 | 23 |
| gleich | 5 | 13 | 11 | 27 | 4 | 35 | 45 | 28 | 30 | 35 |
| schlechter | 67 | 4 | 60 | 34 | 67 | 23 | 19 | 9 | 28 | 14 |
| total | 72 | 72 | 72 | 72 | 72 | 72 | 72 | 72 | 72 | 72 |

Tabelle 11: Aufteilung der Bewertungen in Bezug auf die Gesamtbewertung zwischen DVT und CT. Es wurden für jedes Gerät von den sechs Ärzten insgesamt 72 Bewertungen abgegeben.

Wie in der Tabelle 11 dargestellt, zeigte die Gesamtbewertung DVT gegenüber dem Goldstandard CT ähnliche Ergebnisse wie bereits bei dem Bildqualitätsvergleich. Es wurden im Durchschnitt über alle DVT-Geräte 22,5% mit besser, 32,4% mit gleich und 45,1% mit schlechter als das CT bewertet. Auch bei einer Unterscheidung zwischen den Untersuchergruppen zeigten sich ähnliche Tendenzen wie zuvor bei der Bildqualität (Abbildungen 31 und 32).

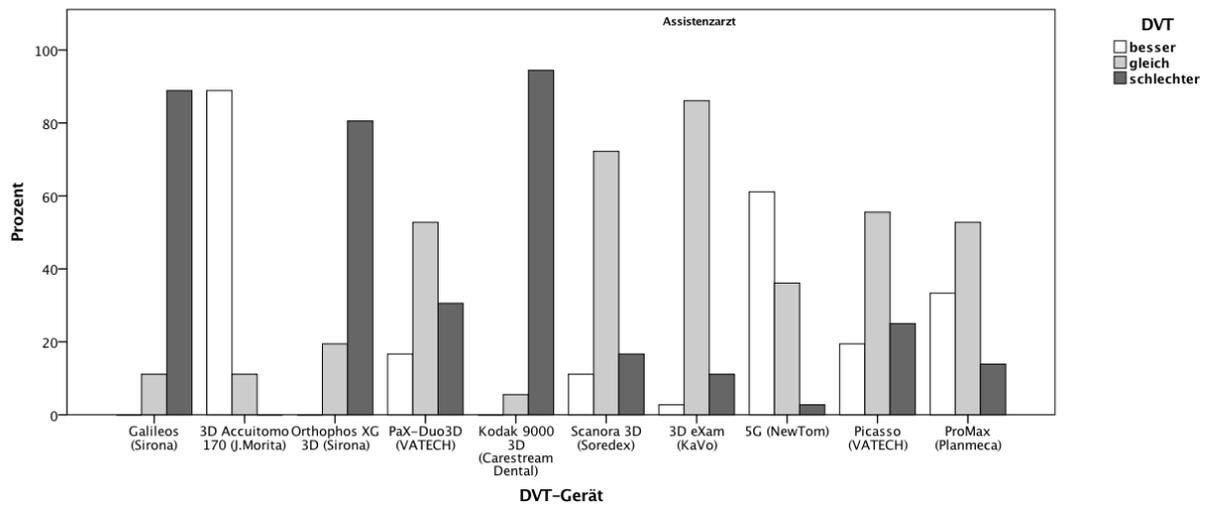


Abb. 30: Balkendiagramm der Bewertungen von Assistenzärzten in Bezug auf die Gesamtdarstellung zwischen DVT und CT

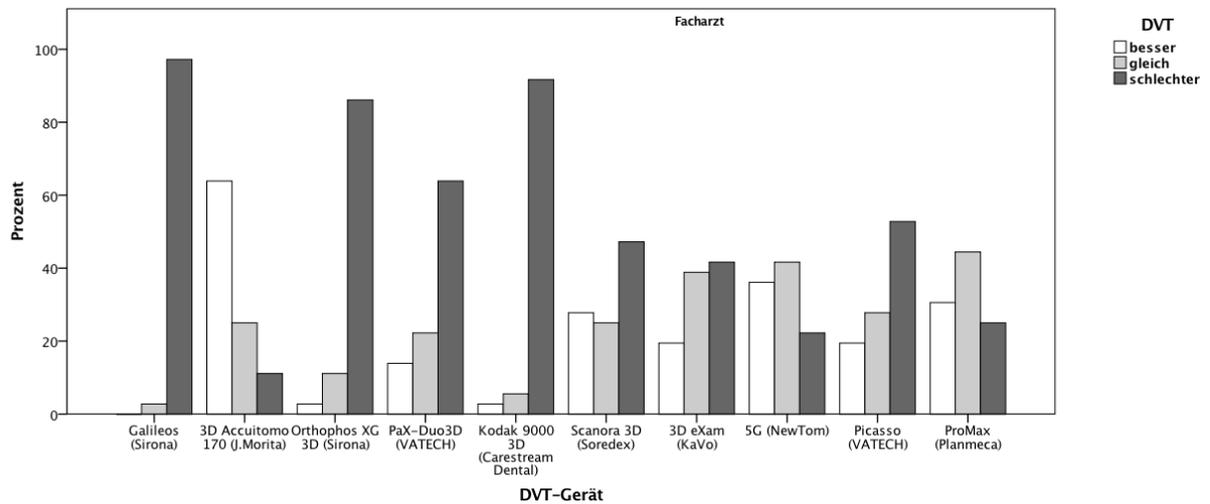
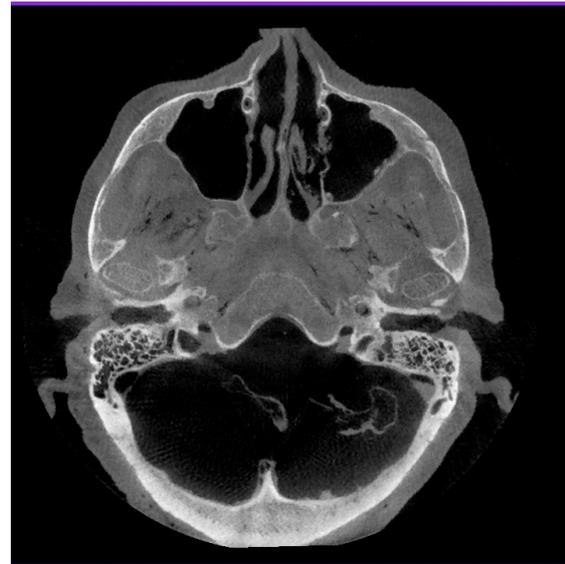


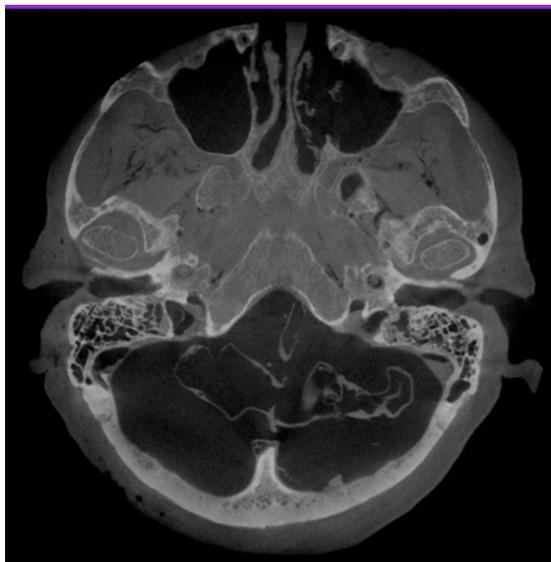
Abb. 31: Balkendiagramm der Bewertungen von Fachärzten in Bezug auf die Gesamtdarstellung zwischen DVT und CT



CT SOMATOM Definition AS, Siemens



5G, NewTom



3D Accuitomo 170, J. Morita



Galileos, Sirona

Abb. 32: Beispieldarstellungen der Präparate in der axialen Schnittebene von CT und 3 DVT-Geräten in Bezug auf die Fragestellung „Kann das DVT das CT ersetzen?“

| Häufigkeit | Galileos® | 3D Accuitomo 170® | Orthophos XG 3D® | PaX-Duo3D® | Kodak 9000 3D® | Scanora 3D® | 3D eXam® | 5G® | Picasso® | ProMax® |
|------------|-----------|-------------------|------------------|------------|----------------|-------------|----------|-----|----------|---------|
| Ja | 3 | 56 | 12 | 36 | 3 | 42 | 46 | 49 | 37 | 41 |
| Nein | 69 | 16 | 60 | 36 | 69 | 30 | 26 | 23 | 35 | 31 |

Tabelle 12: Verteilung der Antworten auf die Frage: „Kann das DVT das CT ersetzen?“

Es wurden für jedes Gerät von den sechs Ärzten insgesamt 72 Bewertungen abgegeben.

In 45,2% der Fälle aller DVT-Geräte waren die Befunder der Meinung, dass die DVT-Geräte in der Lage seien den Goldstandard CT zu ersetzen (Tabelle 12). Die Unterscheidung zwischen den Untersuchergruppen zeigte erneut einen signifikanten Unterschied zwischen den erfahreneren Fachärzten und den Assistenten in der Beurteilung dieser Fragestellung (Abbildungen 34 und 35).

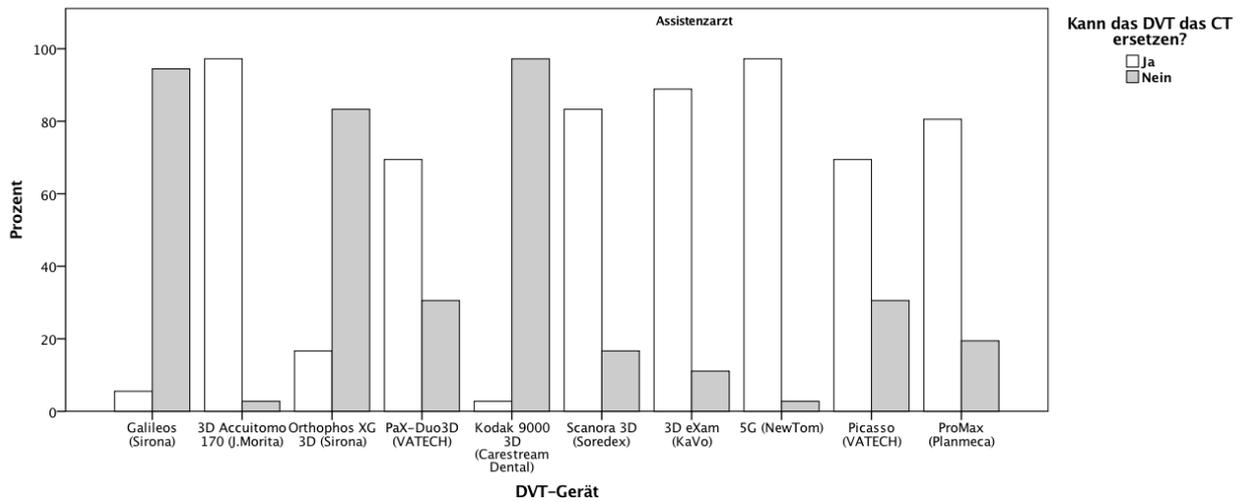


Abb. 33: Balkendiagramm der Bewertungen von Assistenzärzten in Bezug auf die Frage „Kann das DVT das CT ersetzen?“

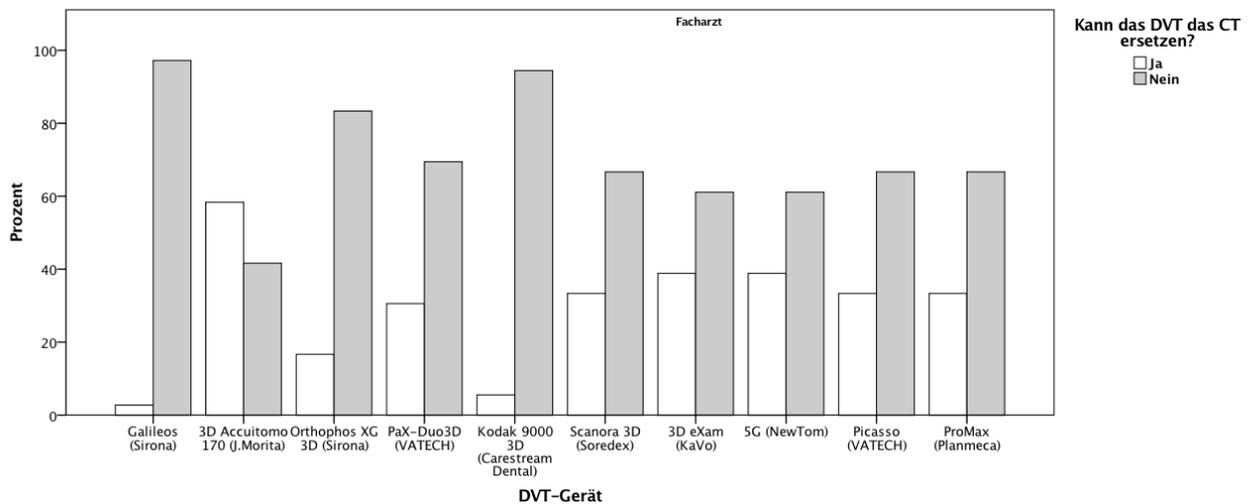
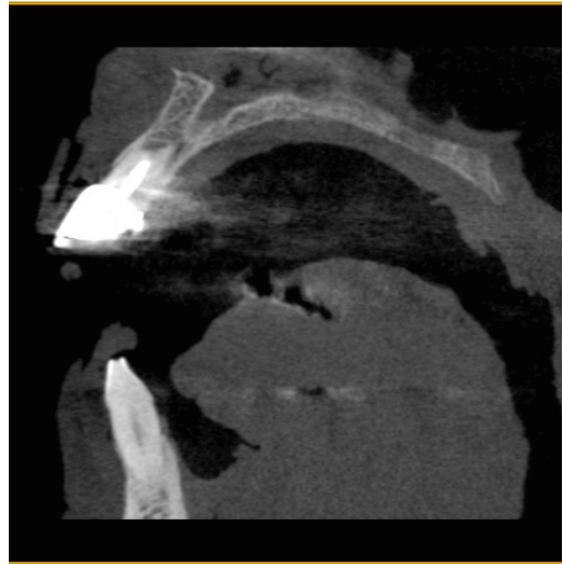


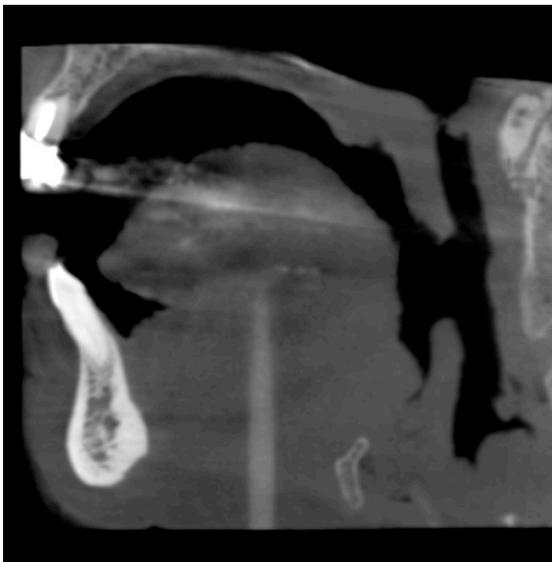
Abb. 34: Balkendiagramm der Bewertungen von Fachärzten in Bezug auf die Frage „Kann das DVT das CT ersetzen?“



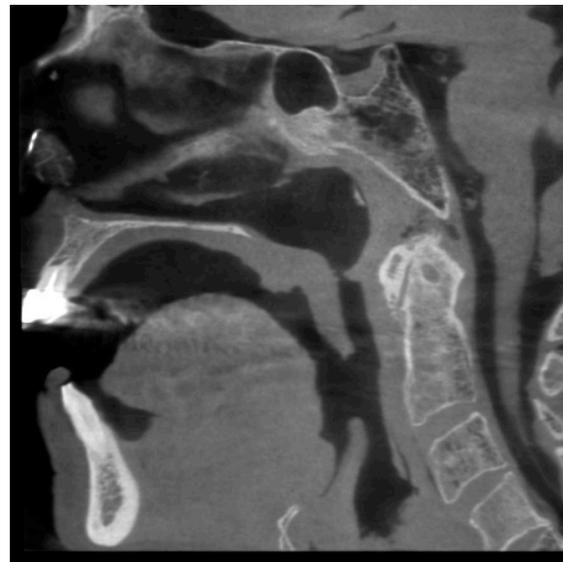
CT SOMATOM Definition AS, Siemens



Picasso, Vatech



ProMax, Planmecca



Scarona 3D, Soredex

Abb. 35: Beispieldarstellungen der Präparate in der axialen Schnittebene von CT und 3 DVT-Geräten in Bezug auf die Fragestellung „Bietet das DVT Zusatzinformationen im Vergleich zum CT?“

| Häufigkeit | Galileos® | 3D Accuitomo 170® | Orthophos XG 3D® | PaX-Duo3D® | Kodak 9000 3D® | Scanora 3D® | 3D eXam® | 5G® | Picasso® | ProMax® |
|------------|-----------|-------------------|------------------|------------|----------------|-------------|----------|-----|----------|---------|
| Ja | 3 | 47 | 10 | 26 | 8 | 19 | 20 | 36 | 34 | 35 |
| Nein | 69 | 25 | 62 | 46 | 64 | 53 | 52 | 36 | 38 | 37 |

Tabelle 13: Verteilung der Antworten auf die Frage: „Bietet das DVT Zusatzinformationen im Vergleich zum

CT?“ Es wurden für jedes Gerät von den sechs Ärzten insgesamt 72 Bewertungen abgegeben.

In 33,1% der Fälle waren die Befunder der Meinung, dass durch das DVT zusätzliche Informationen gegenüber dem Goldstandard CT geliefert werden (Tabelle 13). Von allen Bewertern wurde vor allem das 3D Accuitomo 170 häufig für diese Frage mit ja (n=47) bewertet. Aber auch hier zeigten die beiden Untersuchergruppen unterschiedliche Tendenzen (Abbildungen 37 und 38).

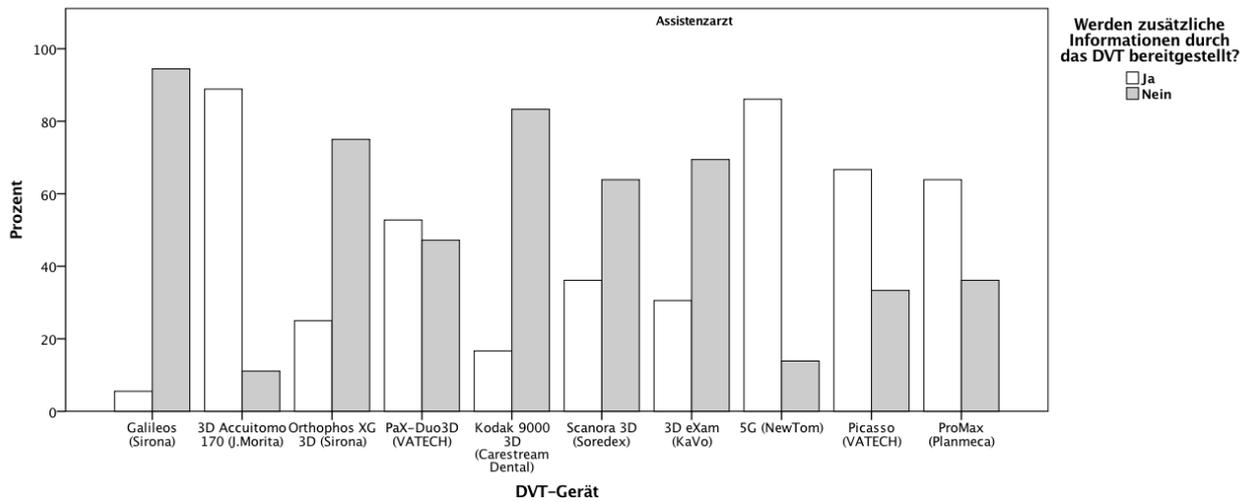


Abb. 36: Balkendiagramm der Bewertungen von Assistenzärzten in Bezug auf die Frage „Bietet das DVT Zusatzinformationen im Vergleich zum CT?“

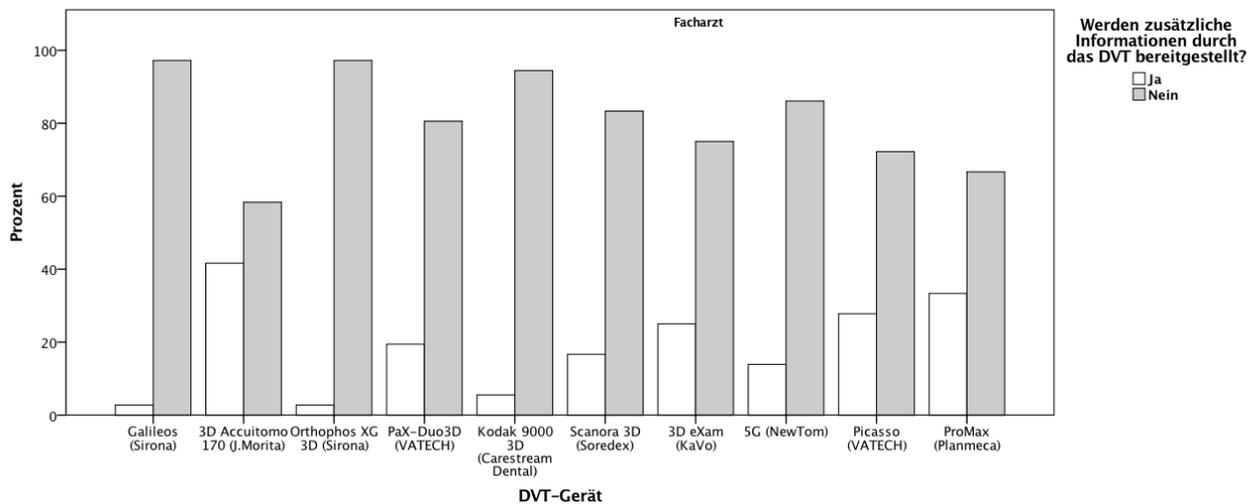


Abb. 37: Balkendiagramm der Bewertungen von Fachärzten in Bezug auf die Frage „Bietet das DVT Zusatzinformationen im Vergleich zum CT?“

6. Diskussion

Ziel dieser Studie war es, herauszufinden, ob es einen Unterschied in der Bildqualität zwischen verschiedenen DVT-Geräten gibt und diese mit dem Goldstandard CT zu vergleichen. Des Weiteren wurde untersucht, ob es einen Unterschied in der Darstellungsgenauigkeit spezifischer anatomischer Strukturen und somit einer möglichen Diagnosestellung gibt. Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass alle bewerteten DVT-Geräte dreidimensionale Aufnahmen in guter Bildqualität liefern, mit Ausnahme von drei Geräten. Diese drei Geräte zeigen auch ein deutliches Leistungsdefizit im Vergleich zum Goldstandard CT. Bei den Fachärzten erhielt das DVT schlechtere Bewertungen im Vergleich zum CT. Auch wurde das DVT als Ersatz für das CT deutlich kritischer von dieser Prüfergruppe angesehen. Knöchernen Strukturen hingegen waren mit allen DVT-Geräten in guter Qualität darzustellen, eine Feststellung, die für Weichgewebe nicht zuzutreffen scheint. Die Darstellungsqualität von Weichgewebe ist schlechter. Die Darstellungsqualität spezifischer anatomischer Strukturen und somit die Möglichkeit einer sicheren Diagnosestellung war mit allen beurteilten Geräten gut möglich. Das DVT 3D Accuitomo 170, J. Morita erhielt in allen Kategorien die besten Bewertungen.

Bereits eine Vielzahl von Studien befassten sich mit der Bild- und Darstellungsqualität einzelner DVT-Geräte [47, 54]. Suomalainen et al. [14] zeigte sich eine adäquate Bildqualität für Fragestellungen im Bereich des Fachgebiets der MKG bei DVT-Geräten im Vergleich zu MSCTs, bei geringerer effektiver Dosis. Bei einem Vergleich mit low-dose-Protokollen von MSCTs zeigte sich eine gute Auflösung und eine mit dem DVT vergleichbare Dosis. Allerdings wurden nur vier DVT-Geräte und 2 CTs für den Vergleich genutzt. Zusätzlich wurden auch unterschiedliche FoVs der Geräte gegenübergestellt.

Xin Liang et al. stellten in ihrer Studie [12] mit 5 DVTs und insgesamt 13 verschiedenen Aufnahmen einer Mandibula an Hand von 11 anatomischen Strukturen fest, dass sich bei der

subjektiven Bewertung der Bilder im Vergleich zu einem CT Unterschiede ergaben. Bei dieser Untersuchung schnitt das Accuitomo 3D von Morita am Besten ab. Es zeigte sich sogar bei der Bildqualität dem MSCT überlegen. Knochentrabekel und die Anteile des Parodontiums erhielten statistisch signifikant schlechtere Bewertungen als die restlichen anatomischen Strukturen. Diese Erkenntnisse spiegeln sich auch in dieser Studie wieder, mit dem besseren Abschneiden der Mandibula im Vergleich zu der Maxilla. Es wurde bei ähnlichen Bewertungsmaßstäben eine vergleichbare Reihenfolge der Geräte erzielt, auch wenn die Ergebnisse nicht direkt gegen ein MSCT als Standard gegengerechnet wurden.

Studien von Loubele et al. zeigten beim Vergleich von DVT und MSCT Unterschiede in der subjektiven Bewertung der Bildqualität. Diese Autoren zeigten, dass das Parodont und die Lamina dura bei dem DVT besser abgebildet wurden, wohingegen die Gingiva und die Kortikalis besser bei dem CT dargestellt wurden. Allerdings wurde die Bildqualität nur an einer Maxilla mit einem DVT und einem MSCT durchgeführt [55]. In einer Folgestudie zeigte die Arbeitsgruppe, dass DVT-Geräte an Phantomen mehr Details zeigen als das MSCT, da hier die Bildqualität stärker von Artefakten gestört wurde. Der Übergang von Luft zu Weichgewebe konnte von den 4 untersuchten DVT-Geräten aber nur unzureichend dargestellt werden [56]. Van Dessel et al. präsentierten Daten in denen das 3D Accuitomo 170 von J. Morita die Trabekelstruktur an der Mandibula (n=8) ähnlich korrekt wie ein mikro-CT darstellte [57].

An 5 konservierten Schädelpräparaten ohne Weichgewebe wurden mit einer Mikrosäge 10 Osteotomien im Bereich des Mittelgesichts gesetzt, mit einem NewTom VGI und MSCT gescannt und anschließend von 3 Gutachtern bewertet. Es zeigte sich bei dem kleinsten FoV des DVT-Gerätes die beste diagnostische Aussage über die Frakturen [17]. Bei dem MSCT handelte es sich jedoch um einen 16-Zeiler unklaren Baujahres. In einer vergleichbaren Studie mit 15 getrockneten Unterkiefern, ebenfalls mit künstlichen Knochenläsionen versehen, zeigte sich das DVT gleichwertig zu einem 64-Zeiler MSCT [18].

Bei einem Messvergleich von festgelegten Strecken zwischen KaVo 3D eXam und einem MSCT an 10 Photopolymer-Unterkiefermodellen mit fixierten Messpunkten, zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen dem DVT und dem MSCT [58].

Anhand eines speziell angefertigten Prüfkörpers konnten die DVTs 3D Accutomo 170 (J. Morita), 3D eXam (KaVo) und Sidexis (Sirona) mit einem MSCTs verglichen werden. In Bezug auf die räumliche Darstellung erzielten die Geräte ähnliche Ergebnisse. Allerdings zeigte ein Vergleich der Hounsfield-Einheiten, dass DVT-Geräte in keinsten Weise auf diese Werte kalibriert wurden [59].

Bei dem Vergleich der subjektiven Bildqualität von OPGs, erhalten durch digitale Panoramaröntgengeräte und herausgerechnet aus DVT-Bilddatensätzen, zeigten sich ähnliche Ergebnisse wie in unserer Studie. So wurden auch bei den gerechneten OPGs Strukturen der Mandibula besser dargestellt als die der Maxilla [60]. In Bezug auf Wurzelkanalfüllungen zeigte sich das DVT zumindest bei korrekt und knapp abgefüllten Wurzelkanälen OPG und Einzelzahnfilm überlegen [61].

Auch zeigte sich, dass erfahrene Untersucher bei Fragestellungen bezüglich der subjektiven Bildqualität bei unterschiedlichen Bildeinstellungen mit geringerer Strahlenbelastung und damit verbundener schlechterer Bildqualität, sich noch sicher zutrauten z.B. zu Implantieren [62]. Dies widerspricht jedoch nicht den Ergebnissen unserer Studie, wonach erfahrenere Kieferchirurgen die Bilder der DVT-Geräte kritischer betrachten. Die Bewertung, dass Aussagen über den Unterkiefer schwieriger zu treffen sind als im Oberkiefer, lässt sich in diesem Fall mit nur einem Phantomkopf und dünnem Canalis N. alveolaris inferior begründen. Aus diesem Grund wurden in der nun durchgeführten Studie 12 Köpfe verwendet, um individuelle anatomische Begebenheiten möglichst auszugleichen. Trotzdem waren bei bestimmten Präparaten einzelne Strukturen schwierig zu erfassen, was sich in der Bewertung fast aller Geräte niederschlug.

Dem entgegen stehen zum Beispiel Studienergebnisse zur Bewertung von Zahnwurzelresorptionen durch unterschiedliche DVT-Geräte. Hier zeigte das ProMax 3D, gefolgt von Galileos und 3D Acciutomo die besten Ergebnisse [11]. Hieraus ergibt sich, dass bei dentalen Strukturen durchaus eine andere Reihenfolge im Abschneiden der einzelnen Geräte möglich ist.

Diverse Studien versuchten die Bildqualität von DVT-Geräten mit Hilfe von Phantomköpfen zu objektivieren [13, 56, 63]. Dabei sollte sowohl die Bildqualität verschiedener Gewebe, als auch die Anfälligkeit gegenüber Aufhärtungsartefakten untersucht werden. In der hier durchgeführten Studie wurde bewusst die subjektive Einschätzung der Bildqualität von biologischen Präparaten gewählt, da diese für den Betrachter, bzw. befundenden Arzt, eine größere Nähe zu der Praxis darstellen. Die verwendeten anatomischen Präparate enthielten dabei auch metallene Fremdkörper, vor allem im Sinne von prothetischen Zahnversorgungen. Der Effekt der daraus resultierenden Aufhärtungsartefakte auf die Bildqualität wurde an dieser Stelle nicht gesondert untersucht, fand jedoch durch das akquirierte Bildmaterial auch Eingang in die subjektive Bewertung. Dieser Verhalt unterstreicht die große Praxisnähe der vorliegenden Studie.

Zusätzlich zu dem Ansatz, die unterschiedlichen Geräte mit Hilfe von Bildqualitätsmerkmalen zu untersuchen, kann auch die Strahlenexposition für den Patienten als zusätzlicher Parameter untersucht werden [14, 21, 22, 64, 65]. Der Aspekt der Strahlenbelastung für den Patienten durch die DVT-Diagnostik ist von großer Wichtigkeit. Dies war jedoch nicht Bestandteil, der in dieser Studie erfassten Fragestellung. Die Untersuchung und Evaluierung der Strahlenexposition sollte jedoch Gegenstand von zukünftigen Studien sein.

Bei einem Vergleich zwischen den verschiedenen anatomischen Bereichen, zeigten sich die besten Ergebnisse bei der Betrachtung der Mandibula, dann der Maxilla und abschließend der Orbita. Dies kann dahingehend interpretiert werden, dass die Mandibula anteilig die meisten,

für die Bewertung hinzugezogenen, knöchernen Strukturen mit einer dickeren Kompakta vorwies. Die meisten bewerteten Strukturen des Weichgewebes entfielen dahingegen auf die Orbita. Zwischen den Geräten zeigten sich zu jeder Zeit statistisch signifikante Unterschiede. Auch wenn sich bei dieser Fragestellung nur geringe Unterschiede zwischen Fachärzten und Assistenzärzten zeigten, kann dennoch aus den Ergebnissen die Aussage abgeleitet werden, dass erfahrene Kieferchirurgen das DVT kritischer beurteilen.

Dieser Effekt kommt noch deutlicher zum Vorschein bei dem Vergleich der DVT-Geräte mit dem CT. So zeigten die Ergebnisse über alle Untersucher, dass überzeugend nur das 3D Accuitomo 170 von J. Morita bessere Darstellungen lieferte als das CT. Während die Assistenzärzte die meisten DVTs als zumindest gleichwertig erachteten, konnte bei dieser Fragestellung nur das 3D Accuitomo 170 von J. Morita die Gruppe Fachärzte überzeugen. Bei der Frage nach zusätzlichen diagnostischen Informationen, die durch das DVT im Vergleich zu dem CT gewonnen werden, wurde die Spaltung zwischen den Untersuchergruppen noch deutlicher. Das 3D Accuitomo 170 war daher auch das einzige Gerät, welches laut beiden Untersucher-Gruppen ein CT ersetzen könnte. Die Gründe für das schlechtere Abschneiden der anderen Geräte erkläre sich nicht nur aus der schlechteren Bildqualität, auch ein geringes FoV kann Einfluss auf die Bewertung im Vergleich zu dem CT gehabt haben.

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass es bereits schon heute mit den DVT-Geräten möglich sein könnte das CT zu ersetzen, und zum Teil sogar zusätzliche Informationen bereitzustellen, vor allem wenn es um die diagnostische Beurteilung von knöchernen Strukturen geht.

Als limitierender Faktor der Studie muss die subjektiven Evaluation der Bildqualität des DVTs und des CTs angesehen werden. Jedoch gibt es derzeit keine Möglichkeit eine Beurteilung effektiv zu objektivieren. Um eine bestmögliche, praxisnahe Bewertung der Leistungsfähigkeit der unterschiedlichen DVT-Geräte zu gewährleisten, wurde die

Datenanalyse durch 6 unabhängige Untersuchern durchgeführt. Eine weitere Trennschärfe erfolgt durch die Aufteilung in 2 Gruppen unterschiedlichen Ausbildungsstandes. Eine weitere Limitation ist die Heterogenität der verschiedenen Gerätespezifikationen und Leistungsfähigkeiten. Eine absolute Angleichung der Aufnahmewerte war technisch nicht möglich. Um die bestmögliche Vergleichbarkeit zu gewährleisten erfolgte die Datengewinnung mit den am besten geeigneten Einstellungen, die für jedes einzelne Gerät zur Verfügung standen.

Auch unterschieden sich die Geräte in Bezug auf das Volumen und die Anzahl an Aufnahmen zu sehr, um eine völlig einheitliche Bewertung zu gewährleisten. Des Weiteren wurde immer nur ein Gerät eines spezifischen DVT-Modells getestet. Eine intra-Variabilität innerhalb der gleichen Gerätegruppe kann somit nicht ausgeschlossen werden. Durch den täglichen Gebrauch und der unterschiedlichen Laufzeiten, kann ein Verschleiß sowie gerätetypische Eigenschaften nicht ausgeschlossen werden.

Auch wenn die Beeinflussung von Aufhärungsartefakte durch entsprechende Präparate in die Bewertung der Geräte miteinbezogen wurde, so gab es aufgrund der statischen Akquise der Präparate keine Bewegungsartefakte, welche die Bildqualität weiter hätten schmälern können. Zudem handelt es sich bei den anatomischen Präparaten um Körperspenden älterer Menschen, welche vor allem im Bereich des Ober- und Unterkiefers bereits deutliche Atrophien erkennen ließen. Diese Präparate kamen nichtdestotrotz der in vivo-Situation am Nächsten und waren nicht durch Phantomschädel ersetzbar. Eine weitere Schwierigkeit war die Ausrichtung der Präparate im Gerät zur Aufnahme. Die Verwendung von optischen Positionierungshilfen verhalf zur Minimierung von Lagerungsfehlern.

Des Weiteren wurde die Bildqualität der Geräte mit Hilfe einer einzigen Software evaluiert. Dies bedeutete die Abspeicherung der Daten im DICOM-Format. Ein Qualitätsverlust durch die Konvertierung der Daten kann hierbei nicht ausgeschlossen werden. Eine Evaluierung durch die mitgelieferte Gerätesoftware stellte ein nicht praktikables Vorgehen dar.

Gerade die unterschiedlichen Auslegungen der Geräte und ihr Umgang mit einer einheitlichen Auswertungssoftware stellt eine der Stärken dieser Studie dar.

Zur weiteren Objektivierung der Ergebnisse wäre es möglich verschiedene Messstrecken an den Präparaten zu erheben und zu vergleichen. Auch der Teilaspekt der Darstellung von Aufhärtungsartefakten könnte in zukünftigen Studien zwischen den verschiedenen Geräten näher untersucht werden. Mit entsprechender Messtechnik könnte auch die tatsächliche Strahlenexposition bei den durchgeführten Untersuchungen erhoben und im Hinblick auf neue low-dose-Protokolle bewertet werden.

7. Schlussfolgerung

Es konnte in dieser Studie gezeigt werden, dass das DVT mit seiner jetzigen Leistungsfähigkeit für die Anwendung im Mund-, Kiefer- und Gesichtsbereich gut geeignet ist. Hierbei erzielte das Gerät Accuitomo 170 von J. Morita überdurchschnittlich gute Ergebnisse über das gesamte getestete Spektrum hinweg.

Bei den getesteten DVT-Geräten zeigten sich bessere Leistungen bei der Abbildung von knöchernen Strukturen im Vergleich zu weichgeweblichen. Eine bessere Bildgebung als das CT stellen die meisten DVTs momentan nicht dar. Welches Gerät im einzelnen für den Arzt die beste Wahl darstellt, ergibt sich aus den jeweiligen Anforderungen an das Gerät.

Neuere Technologien werden dem DVT die Möglichkeit geben, sich weiter im MKG-Bereich zu etablieren und neue Anwendungen zu erschließen.

8. Literaturverzeichnis

1. Röntgen, W.C., *Über eine neue Art von Strahlen*. 1972, München: Krafft, Fritz Kindler. 106 S.
2. Zöller, J.E., *Digitale Volumetomografie in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde Grundlagen, Diagnostik und Behandlungsplanung*. 2., vollst. neu bearb. und erw. Aufl. ed. 2013, Berlin [u.a.]: Zöller, Joachim E. Neugebauer, Jörg Quintessenz-Verl. IX, 278 S.
3. Kramme, R., *Medizintechnik Verfahren - Systeme - Informationsverarbeitung ; mit 161 Tabellen*. 4., vollst. überarb. und erw. Aufl. ed. 2011, Berlin [u.a.]: Springer. XXIII, 1071 S.
4. Mozzo, P., et al., *A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results*. Eur Radiol, 1998. **8**(9): p. 1558-64.
5. Ahmad, M., J. Jenny, and M. Downie, *Application of cone beam computed tomography in oral and maxillofacial surgery*. Aust Dent J, 2012. **57**: p. 82-94.
6. Dammann, F., et al., *Diagnostic imaging modalities in head and neck disease*. Dtsch Arztebl Int, 2014. **111**(23-24): p. 417-23.
7. Scarfe, W.C., et al., *Maxillofacial cone beam computed tomography: essence, elements and steps to interpretation*. Aust Dent J, 2012. **57 Suppl 1**: p. 46-60.
8. Zbijewski, W., et al., *A dedicated cone-beam CT system for musculoskeletal extremities imaging: design, optimization, and initial performance characterization*. Med Phys, 2011. **38**(8): p. 4700-13.
9. Heiland, M., et al., *Intraoperative imaging of zygomaticomaxillary complex fractures using a 3D C-arm system*. Int J Oral Maxillofac Surg, 2005. **34**(4): p. 369-75.
10. Pohlenz, P., et al., *Intraoperative cone-beam computed tomography in oral and maxillofacial surgery using a C-arm prototype: first clinical experiences after treatment of zygomaticomaxillary complex fractures*. J Oral Maxillofac Surg, 2009. **67**(3): p. 515-21.
11. Alqerban, A., et al., *Comparison of 6 cone-beam computed tomography systems for image quality and detection of simulated canine impaction-induced external root resorption in maxillary lateral incisors*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2011. **140**(3): p. e129-39.
12. Liang, X., et al., *A comparative evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT) Part I. On subjective image quality*. Eur J Radiol, 2010. **75**(2): p. 265-9.
13. Bamba, J., et al., *Image quality assessment of three cone beam CT machines using the SEDENTEXCT CT phantom*. Dentomaxillofacial Radiology, 2013. **42**(8): p. 20120445.
14. Suomalainen, A., et al., *Dosimetry and image quality of four dental cone beam computed tomography scanners compared with multislice computed tomography scanners*. Dentomaxillofac Radiol, 2009. **38**(6): p. 367-78.
15. Cohnen, M., et al., *Radiation dose in dental radiology*. Eur Radiol, 2002. **12**(3): p. 634-7.
16. Elstrom, U.V., et al., *Evaluation of image quality for different kV cone-beam CT acquisition and reconstruction methods in the head and neck region*. Acta Oncol, 2011. **50**(6): p. 908-17.
17. Eskandarlou, A., et al., *Comparison between cone beam computed tomography and multislice computed tomography in diagnostic accuracy of maxillofacial fractures in dried human skull: an in vitro study*. Dental Traumatology, 2014. **30**(2): p. 162-168.

18. Gaia, B.F., et al., *Comparison between cone-beam and multislice computed tomography for identification of simulated bone lesions*. Braz Oral Res, 2011. **25**(4): p. 362-8.
19. Eshak, M., et al., *Cone beam CT evaluation of the presence of anatomic accessory canals in the jaws*. Dentomaxillofac Radiol, 2014. **43**(4): p. 20130259.
20. Howard-Swirzinski, K., et al., *Length and geometric patterns of the greater palatine canal observed in cone beam computed tomography*. Int J Dent, 2010. **2010**.
21. Ludlow, J.B., et al., *Effective dose of dental CBCT—a meta analysis of published data and additional data for nine CBCT units*. Dentomaxillofacial Radiology, 2015. **44**(1): p. 20140197.
22. Loubele, M., et al., *Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications*. Eur J Radiol, 2009. **71**(3): p. 461-8.
23. Schneider, A.C., et al., *Characteristics and dimensions of the sinus membrane in patients referred for single-implant treatment in the posterior maxilla: a cone beam computed tomographic analysis*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2013. **28**(2): p. 587-96.
24. Shelley, A.M., P. Brunton, and K. Horner, *Subjective image quality assessment of cross sectional imaging methods for the symphyseal region of the mandible prior to dental implant placement*. Journal of dentistry, 2011. **39**(11): p. 764-770.
25. Schulze, R., et al., *Artefacts in CBCT: a review*. Dentomaxillofacial Radiology, 2011. **40**(5): p. 265-273.
26. Benic, G.I., et al., *In vitro assessment of artifacts induced by titanium dental implants in cone beam computed tomography*. Clin Oral Implants Res, 2013. **24**(4): p. 378-83.
27. Pauwels, R., et al., *Quantification of metal artifacts on cone beam computed tomography images*. Clin Oral Implants Res, 2013. **24 Suppl A100**: p. 94-9.
28. Gerlach, N.L., et al., *Accuracy of Assessing the Mandibular Canal on Cone-Beam Computed Tomography: A Validation Study*. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2014. **72**(4): p. 666-671.
29. Gerlach, N.L., et al., *Accuracy of bone surface size and cortical layer thickness measurements using cone beam computerized tomography*. Clinical Oral Implants Research, 2013. **24**(7): p. 793-797.
30. Jager, L., et al., *CT of the normal temporal bone: comparison of multi- and single-detector row CT*. Radiology, 2005. **235**(1): p. 133-41.
31. Pauwels, R., et al., *Technical aspects of dental CBCT: state of the art*. Dentomaxillofacial Radiology, 2015. **44**(1): p. 20140224.
32. Reiser, M., *Radiologie 104 Tabellen*. 2., korrigierte Aufl. ed. 2006, Stuttgart: Thieme. XXIV, 732 S.
33. Harten, U., *Physik für Mediziner eine Einführung ; mit 27 Tabellen*. 13., bearb. Aufl. ed. 2011, Berlin ; Heidelberg [u.a]: Springer. XIII, 382 S.
34. Alkadhi, H., *Wie funktioniert CT? eine Einführung in Physik, Funktionsweise und klinische Anwendungen der Computertomographie*. 2011, Berlin [u.a.]: Springer. XVIII, 272 S.
35. Suetens, P., *Fundamentals of medical imaging*. 2. ed. ed. 2009, Cambridge, UK: Cambridge University Press. VIII, 253 S.
36. Adiotomre, A., et al., *Results from the first year as a major trauma radiology unit in the UK*. Clin Radiol, 2014. **69**(8): p. 812-21.
37. Harvey, J.J. and A.T. West, *The right scan, for the right patient, at the right time: the reorganization of major trauma service provision in England and its implications for radiologists*. Clin Radiol, 2013. **68**(9): p. 871-86.

38. Righi, S., et al., *Diagnosis and imaging of orbital roof fractures: a review of the current literature*. Oral and Maxillofacial Surgery, 2015: p. 1-4.
39. Imai, T., et al., *Mandibular fracture patterns consistent with posterior maxillary fractures involving the posterior maxillary sinus, pterygoid plate or both: CT characteristics*. Dentomaxillofacial Radiology, 2014. **43**(2): p. 20130355.
40. Temple, N., et al., *Neuroimaging in adult penetrating brain injury: a guide for radiographers*. J Med Radiat Sci, 2015. **62**(2): p. 122-31.
41. Kösling, S., *Bildgebung HNO-Heilkunde*. 2010, Berlin [u.a.]: Springer. XV, 593 S.
42. Hricak, H., *Bildgebung in der Onkologie Diagnostik und Bewertung ; das Wesentliche für das Konsil Oncologic imaging <dt.>*. 1. Aufl. ed. 2009, München: Urban & Fischer. XV, 304 S.
43. Wolff, K.-D., M. Follmann, and A. Nast, *Diagnostik und Therapie des Mundhöhlenkarzinoms*. Dtsch Arztebl International, 2012. **109**(48): p. 829-35.
44. Mohnike, W., G. Hör, and H. Schelbert, *PET-, CT-Atlas interdisziplinäre onkologische, neurologische und kardiologische PET/CT-Diagnostik ; mit 32 Tabellen*. 2. Aufl. ed. 2011, Berlin [u.a.]: Springer. XIII, 1264 S.
45. Wilde, F., C.P. Cornelius, and A. Schramm, *Computer-Assisted Mandibular Reconstruction using a Patient-Specific Reconstruction Plate Fabricated with Computer-Aided Design and Manufacturing Techniques*. Craniomaxillofac Trauma Reconstr, 2014. **7**(2): p. 158-66.
46. Pauwels, R., et al., *CBCT-based bone quality assessment: are Hounsfield units applicable?* Dentomaxillofacial Radiology, 2015. **44**(1): p. 20140238.
47. Kau, C.H., et al., *Cone-beam computed tomography of the maxillofacial region--an update*. Int J Med Robot, 2009. **5**(4): p. 366-80.
48. Kapila, S.D. and J.M. Nervina, *CBCT in orthodontics: assessment of treatment outcomes and indications for its use*. Dentomaxillofacial Radiology, 2015. **44**(1): p. 20140282.
49. Miracle, A.C. and S.K. Mukherji, *Conebeam CT of the head and neck, part 1: physical principles*. AJNR Am J Neuroradiol, 2009. **30**(6): p. 1088-95.
50. Miracle, A.C. and S.K. Mukherji, *Conebeam CT of the head and neck, part 2: clinical applications*. AJNR Am J Neuroradiol, 2009. **30**(7): p. 1285-92.
51. Pohlenz, P., et al., *Clinical indications and perspectives for intraoperative cone-beam computed tomography in oral and maxillofacial surgery*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2007. **103**(3): p. 412-7.
52. Thiel, W., *[The preservation of the whole corpse with natural color]*. Ann Anat, 1992. **174**(3): p. 185-95.
53. Thiel, W., *[Supplement to the conservation of an entire cadaver according to W. Thiel]*. Ann Anat, 2002. **184**(3): p. 267-9.
54. De Vos, W., J. Casselman, and G.R. Swennen, *Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature*. Int J Oral Maxillofac Surg, 2009. **38**(6): p. 609-25.
55. Loubele, M., et al., *A comparison of jaw dimensional and quality assessments of bone characteristics with cone-beam CT, spiral tomography, and multi-slice spiral CT*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2007. **22**(3): p. 446-54.
56. Loubele, M., et al., *Comparative study of image quality for MSCT and CBCT scanners for dentomaxillofacial radiology applications*. Radiation Protection Dosimetry, 2008. **129**(1-3): p. 222-226.
57. Van Dessel, J., et al., *A comparative evaluation of cone beam CT and micro-CT on trabecular bone structures in the human mandible*. Dentomaxillofac Radiol, 2013. **42**(8): p. 20130145.

58. Poeschl, P.W., et al., *Comparison of cone-beam and conventional multislice computed tomography for image-guided dental implant planning*. Clin Oral Investig, 2013. **17**(1): p. 317-24.
59. Blendl, C., et al., *[Investigation on the 3 D geometric accuracy and on the image quality (MTF, SNR and NPS) of volume tomography units (CT, CBCT and DVT)]*. Rofo, 2012. **184**(1): p. 24-31.
60. Pittayapat, P., et al., *An in vitro comparison of subjective image quality of panoramic views acquired via 2D or 3D imaging*. Clin Oral Investig, 2013. **17**(1): p. 293-300.
61. Demiralp, K.O., et al., *Assessment of endodontically treated teeth by using different radiographic methods: an ex vivo comparison between CBCT and other radiographic techniques*. Imaging Sci Dent, 2012. **42**(3): p. 129-37.
62. Lofthag-Hansen, S., A. Thilander-Klang, and K. Grondahl, *Evaluation of subjective image quality in relation to diagnostic task for cone beam computed tomography with different fields of view*. Eur J Radiol, 2011. **80**(2): p. 483-8.
63. Esmacili, F., et al., *Beam Hardening Artifacts: Comparison between Two Cone Beam Computed Tomography Scanners*. J Dent Res Dent Clin Dent Prospects, 2012. **6**(2): p. 49-53.
64. Ludlow, J.B. and M. Ivanovic, *Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2008. **106**(1): p. 106-14.
65. Schulze, D., et al., *Radiation exposure during midfacial imaging using 4- and 16-slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography*. Dentomaxillofac Radiol, 2004. **33**(2): p. 83-6.

9. Danksagung

Mein Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Michael Ehrenfeld für die Möglichkeit zur Promotion an der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie der LMU München.

Mein besonderer Dank gilt meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Christoph Pautke für die freundliche Überlassung des wissenschaftlichen Themas und die konsequente Betreuung dieser Arbeit.

Ich danke meinem Kollegen Dr. med. Dr. med. dent. Oliver Ristow, dass wir diese Arbeit zusammen durchführen konnten und für die vielen Wochenenden, in denen wir Süddeutschland bereisen konnten. Des Weiteren verdanke ich ihm den Einblick in die wissenschaftliche Arbeitsweise.

Mein Dank gilt auch den Kollegen, die sich die Zeit genommen haben, die DVT-Aufnahmen zu beurteilen und auszuwerten.

Ferner möchte ich mich bei den niedergelassenen Kollegen für die großzügige Unterstützung durch ihre DVT-Geräte bedanken, ohne die diese Studie nicht möglich gewesen wäre.

Abschließend möchte ich meiner Familie danken, die mich bei diesem Projekt unterstützt hat und es mit ermöglicht hat, diese Arbeit abschließen zu können.