

Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf

Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie

Prof. Dr. Dr. M. Heiland

**Bewertung des digitalen, volumetomografischen Scanners
NewTom[®] hinsichtlich verschiedener
Indikationsstellungen aus kieferorthopädischer und mund-,
kiefer- und gesichtschirurgischer Sicht**

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin

Der Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg

vorgelegt von:

Maximilian Schöllchen

aus Köln

Hamburg 2011

Angenommen von der Medizinischen Fakultät
der Universität Hamburg am: 19.09.2011

Veröffentlicht mit Genehmigung der Medizinischen
Fakultät der Universität Hamburg:

Prüfungsausschuss, der/die Vorsitzende: Prof. Dr. Dr. Heiland

Prüfungsausschuss: 1. Gutachter/in: PD Dr. Dr. Bleßmann

Prüfungsausschuss: 2. Gutachter/in: Prof. Dr. Habermann

1 Inhaltsverzeichnis

1	INHALTSVERZEICHNIS	3
2	WIDMUNG	5
3	EINLEITUNG	6
3.1	DIE DIGITALE VOLUMENTOMOGRAFIE.....	12
3.1.1	<i>Vom Röntgenbild zur digitalen Volumentomografie</i>	12
3.1.2	<i>Das Kegelstrahlverfahren der digitalen Volumentomografie</i>	18
3.1.3	<i>Charakteristika der DVT</i>	21
4	MATERIAL UND METHODEN	33
4.1	DER DVT-SCANNER NEWTOM.....	33
4.1.1	<i>NewTom 9000 und NewTom 3G</i>	36
4.2	DAS PATIENTENKOLLEKTIV.....	38
4.3	BEWERTUNG DER DATEN.....	40
4.3.1	<i>Durchführung</i>	40
4.3.2	<i>Bewertungsschemata</i>	40
4.4	STATISTIK.....	44
4.4.1	<i>Auswertung der Indikationsgruppen</i>	44
4.4.2	<i>Box- und Whisker-Plots</i>	44
4.4.3	<i>Weitere Datenauswertungen</i>	45
5	ERGEBNISSE	46
5.1	BILDQUALITÄT.....	46
5.2	Dritte Molaren.....	49
5.3	Verlagerung, Retention, Durchbruchbehinderung.....	51
5.4	Kiefergelenk.....	54
5.5	Lippen - Kiefer – Gaumenspalten.....	55
6	DISKUSSION UND SCHLUSSFOLGERUNG	57
6.1	DISKUSSION.....	57
6.2	SCHLUSSFOLGERUNG.....	66
7	ZUSAMMENFASSUNG	67
8	ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	68

9	LITERATURVERZEICHNIS	69
10	DANKSAGUNG.....	82
11	LEBENS LAUF	83
12	EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG	85

2 Widmung

Meinen Eltern

3 Einleitung

Die radiologische Bildgebung stellt einen der wichtigsten Pfeiler in der kieferorthopädischen und mund-, kiefer- und gesichtschirurgischen Diagnostik und Therapieplanung dar. Die Panoramaschichtaufnahme (PSA), das Fernröntgenseitenbild (FRS), sowie die Zahnfilmaufnahme sind - ob nun analog oder digital - die am häufigsten durchgeführten Routineaufnahmen. Rother gibt beispielsweise für die Durchführung einer PSA ein breit gefächertes Indikationsspektrum an: [81]

- Entwicklungsstörungen
- Fehlbildungen Kiefer, Gaumen, Zähne
- Zahnanlage
- retinierte verlagerte Zähne
- allgemeine Entwicklungsstörungen
Systemerkrankungen

- Pathologische Strukturveränderungen
- Erkrankungen des marginalen Parodontiums
- Approximalkaries
- Pulpaveränderungen (z.B. Dentikel, internes Granulom)
- periapikale ostitische Veränderungen
- Verletzungen
- Zysten
- gutartige und bösartige tumoröse Raumforderungen
- Osteomyelitis
- Fremdkörper

- generalisierte Erkrankungen mit Manifestationen in der Mundhöhle
 - Planung prothetischer Versorgungsmaßnahmen

 - Therapiekontrolle
- kieferorthopädische Behandlungen
- fest sitzende Restaurationen
- postoperative Verlaufssituationen
- posttraumatische Kontrollen

In diesem Zusammenhang betont Rother zwar die vielfältigen Indikationen der PSA, gibt jedoch auch zu bedenken, dass sie aufgrund ihres aufnahmetechnisch bedingten, eingeschränkten Auflösungsvermögens nur einen Übersichtscharakter haben kann und in vielen Fällen eine weiterführende dreidimensionale Bildgebung zur finalen Diagnostik nötig ist. [81,90]

Auch in der Frakturdiagnostik und der folgenden Therapieplanung haben sich in der Vergangenheit deutliche Vorteile einer 3D-Bildgebung im Vergleich zur konventionellen Röntgendiagnostik gezeigt. Bei Frakturen des Mittelgesichts bilden die verschiedenen konventionellen Schädelaufnahmen - wie PSA, Schädel p.-a. 15°, Schädel p.-a. 0°, Nasennebenhöhlenübersichtsaufnahme, Orbitazielaufnahme, Gesichtsschädel (axial und seitlich) - sicherlich noch die Grundpfeiler der Röntgendiagnostik, bleiben aber häufig einen klaren Beweis einer Fraktur oder die genaue Darstellung etwaiger Dislokationsausmaße schuldig. Die komplexe und filigrane Anatomie im Bereich des Mittelgesichtes und der Mandibula macht eine suffiziente Beurteilung der Knochenverhältnisse anhand einer zweidimensionalen Summationsaufnahme teilweise unmöglich. Zu einem ähnlichen Ergebnis kamen auch Euler et al. 2001 in einer Arbeit, in der sie herausfanden, dass konventionelle Aufnahmen keine sichere Gewährleistung einer

komplikationslosen Implantatplanung (bsp. Plattenosteosynthese) bieten. Euler et al. untersuchten hierfür die Ergebnisse einer Unterschenkelversorgung (Talusregion) mittels Plattenosteosynthese. [16]

Schon 1978 beschrieben Schröder et al. die unzureichende Präzision im Bereich der zweidimensionalen Bildgebung in der Beurteilung von Orbitabodenfrakturen und empfahlen eine konventionelle Tomografie. [84]

So wird heute die Durchführung einer CT bei den meisten Frakturen im Bereich des Schädels und des Kiefers als bildgebendes Verfahren ausdrücklich empfohlen - sei es durch Chacon et al. bei der Diagnostik von Kiefergelenkfrakturen oder durch Tanrikulu et al., Austermann und Tanaka bei Mittelgesichtsfrakturen. [3,8,67,97,98]

Neben dem diagnostischen Mehrgewinn, den eine dreidimensionale Bildgebung liefert, kann auch der therapeutische Nutzen enorm sein - wenn man beispielsweise an eine navigierte chirurgische Frakturversorgung denkt.

Aber auch in anderen anatomischen Bereichen als dem Bereich der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, wie beispielsweise dem Kniegelenk, wurde eine deutliche Überlegenheit der dreidimensionalen Frakturdiagnostik in Studien gezeigt. Zwar konnte in diesem Bereich in der überwiegenden Zahl der Fälle eine Fraktur auch konventionell diagnostiziert werden, eine genaue Klassifikation machte aber dennoch häufig eine Tomografie notwendig. [46]

So ist es auch nicht verwunderlich, dass in den letzten Jahren dreidimensionale Bildgebungsverfahren eine immer größere Rolle gerade in der kieferorthopädischen und -chirurgischen Diagnostik und Therapieplanung einnehmen. Diese bieten, wie bereits erwähnt, gegenüber zweidimensionalen Verfahren den entscheidenden Vorteil der überlagerungsfreien Darstellung eines dreidimensionalen Bildes, was gerade bei vielen kieferorthopädischen Fragestellungen wie z. B. komplexen Zahndurchbruchstörungen und Zahnverlagerungen von entscheidender Bedeutung zur Therapieplanung sein kann. [17,66]

Hatcher et al. geben eine Auflistung von kieferorthopädischen Indikationen für die eine dreidimensionale Bildgebung nötig sein kann. [27]

Laut Hatcher trifft dies zu für die Beurteilung:

- der Zahnwurzelposition der Schneidezähne zur Retraktionstherapie
- der Knochensubstanz der hinteren Maxilla, die für eine distalisierungskörperliche Bewegung zur Verfügung steht
- der Knochensubstanz im laterobuccalen Segment, die für eine dentale Expansion zu Verfügung steht
- der Informationen über die nasopharyngeale Luftwegsituation
- der Nähe der Oberkieferzahnwurzeln zum Sinus maxillaris
- der dreidimensionalen Ausmaße einer Kieferatrophie
- der dreidimensionalen Ausmaße eines Knochendefekts und überzähligen Zähnen bei Patienten mit Lippen–Kiefer-Gaumenspalten
- der axial korrigierten Übersicht des Kiefergelenks

Die 1967 entwickelte Computertomografie stellt seit Jahren für Hochkontraststrukturen das führende Verfahren in der dreidimensionalen Bildgebung dar. Dies trifft auch für den kieferorthopädischen und –chirurgischen Sektor zu.

Den oben genannten Vorteilen, die eine dreidimensionale CT-Aufnahme gegenüber einer konventionellen Aufnahme bietet, stehen jedoch die höhere Strahlenbelastung, der höhere Preis und auch der höhere Aufwand, der mit diesem Verfahren einhergeht, gegenüber. Da das kieferorthopädische Patienten-klientel zum Zeitpunkt der Behandlung oftmals noch sehr jung ist, kommt gerade dem Aspekt der Strahlenhygiene in dieser Fachrichtung eine besondere Bedeutung zu.

Die von den Italienern Mozzo und Procacci 1998 erstmals in der Zahnmedizin eingeführte digitale Volumentomografie stellt ein Verfahren dar, welches die Vorzüge der CT im Bezug auf die Bildgebung, bei einer gleichzeitig sehr viel geringeren Strahlenbelastung für den Patienten verspricht. Das heißt, dass die

überlagerungsfreie dreidimensionale Darstellung mit einer geringeren Strahlenexposition als bei der CT für den Patienten erreicht werden soll. [9,60,65,66,79,86]

Das Indikationsspektrum der DVT umfasst, genau wie die CT, den Bereich, in dem eine dreidimensionale Bildgebung einen Vorteil in der Diagnostik oder Therapieplanung gegenüber einem zweidimensionalen Bild aufweist. Einige Studien haben die DVT hinsichtlich ihrer Qualität zur Beantwortung verschiedener Fragestellungen bei unterschiedlichen Indikationen überprüft. Dabei wurde sie in der Mehrzahl der Fälle für die Diagnostik oder Therapieplanung als geeignet befunden. Sollten sich diese Ergebnisse in weiteren Studien bestätigen, stellt sich die Frage, ob die DVT, gerade unter Berücksichtigung ihrer geringen Strahlenbelastung, die CT in vielen kieferorthopädischen und –chirurgischen Fragestellungen als bildgebendes Verfahren der Wahl in Zukunft komplett ablösen wird. [6,10,20,22,25,26,27,31,33,34,36,37,39,44,66,88,95]

Arnheiter et. al. prognostizieren der DVT, zusätzlich zu den bereits klinisch erprobten Indikationen, für die Zukunft ein immer größer werdendes Anwendungsspektrum mit immer spezielleren Fragestellungen. So nennen sie beispielsweise die lasergesteuerten Herstellungen von kieferorthopädischen und –chirurgischen Modellen als mögliches Einsatzgebiet. [2]

Cevianes et. al. befanden die DVT als valides und reproduzierbares Verfahren zur präoperativen Planung sowie der postoperativen Kontrolle bei Patienten, bei denen orthognathe kieferchirurgische Eingriffe durchgeführt wurden. [6]

Aber auch andere Fachrichtungen der Medizin integrieren die DVT in ihr radiologisches Diagnostikspektrum. So zeigten Dalchow et al. und auch Kurzweg et al. den Nutzen in der Therapieplanung von Cochlea-Implantaten im HNO-medicinischen Bereich. Shi et al. zeigten, dass außerdem die Möglichkeit einer radiologischen Beurteilung der oberen Halswirbelsäule besteht. [10,48,95]

Diese Arbeit soll Aspekte der digitalen Volumtomografie zum Gegenstand haben und die Qualität der erstellten Aufnahmen speziell unter kieferorthopädischen und kieferchirurgischen Gesichtspunkten wissenschaftlich bewerten. Au-

ßerdem soll überprüft werden, ob die DVT das Potential hat, die CT in der kieferorthopädischen Diagnostik und Therapieplanung zu ergänzen oder gar zu ersetzen. Die DVT-Datensätze dieser Arbeit wurden mit dem DVT-Scanner NewTom 9000 und seinem Nachfolgegerät NewTom 3G, die im Universitätsklinikum Hamburg Eppendorf verwendet werden erzeugt. Mittlerweile bieten noch einige andere Hersteller, wie z.B. KAVO, IMTEC, EWOO, Soredex, Sirona, Prexion, Hitachi, Myray, Gendex, Morita, I-CAT, Ornagedental, Kodak, PreXion Accuitomo und Planmeca, Geräte an, die die DVT-Technik integriert haben. Die angebotenen Geräte unterscheiden sich hardwareseitig vor allem in der Patientenpositionierung (liegend, sitzend oder stehend), der Größe des abgebildeten Volumens und den verwendeten Detektortechnologien. Die Software unterscheidet sich zum Teil in den verwendeten Rekonstruktionsalgorithmen und zusätzlichen Funktionalitäten der Ausgabe-Software.

Im Folgenden wird ein kurzer Überblick über die digitale Volumentomografie bezüglich ihrer Entstehung, Charakteristika, Möglichkeiten sowie der Abgrenzung zu anderen bildgebenden Verfahren wie der Computertomografie gegeben.

3.1 Die digitale Volumentomografie

3.1.1 Vom Röntgenbild zur digitalen Volumentomografie

Die digitale Volumentomografie ist ein, 1998 durch die Italiener Mozzo und Proccacci entwickeltes, in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde eingesetztes, bildgebendes Verfahren zur dreidimensionalen Darstellung der menschlichen anatomischen Verhältnisse im Mund-, Kiefer- und Gesichtsbereich. [65,79]

Dabei basiert die DVT-Technik, wie auch schon viele zweidimensionale Bildgebungsverfahren in der ZMK-Heilkunde (z.B. PSA und Zahnfilm), und das dreidimensionale Bildgebungsverfahren der Computertomografie auf der von Wilhelm C. Röntgen entdeckten Röntgenstrahlung. [78]

3.1.1.1 Röntgenstrahlen und konventionelle Tomografie

Die von Wilhelm C. Röntgen im Jahre 1895 entdeckten „X-Strahlen“ (Röntgenstrahlen) waren einer der Meilensteine in der Diagnostik der Medizin. Sie machten es den Medizinern erstmals möglich, Einblicke in das Innere des Menschen zu bekommen, ohne ihn sezieren zu müssen.

Wilhelm C. Röntgen machte die Entdeckung, dass wenn man eine hohe Spannung an eine Katode anlegt und damit Elektronen sehr stark beschleunigt, diese bei ihrem Abbremsen auf einer Anode Energie frei werden lassen. Der größte Teil diese Energie wird dabei in Form von Wärme frei. Neben anderer Strahlung wird jedoch etwa 1% der Energie in Form von charakteristischer Röntgenstrahlung frei, welche die Fähigkeit besitzt, einen mit einer fotografischen Emulsion beschichteten Film zu schwärzen, ähnlich wie auch Licht es vermag. Diese Emulsion kann zum Beispiel auf der Basis von Silberbromid hergestellt werden. [71,74,78,89]

Die von Wilhelm C. Röntgen entdeckte Strahlung besitzt außerdem die Fähigkeit, den menschlichen Körper zu durchdringen, wobei dessen verschiedene Gewebestrukturen eine unterschiedliche Menge der Strahlung absorbieren. Der Absorptionsgrad hängt von der Ordnungszahl des Elements, der Dicke und der Dichte des durchleuchteten Gewebes ab.

Das auf dem Film entstandene Bild, das durch die unterschiedliche Absorption der menschlichen Gewebe ein Muster an verschiedenen Schwärzungsgraden aufweist, stellt damit im Prinzip den „Schattenriss“ des abgebildeten Menschen dar. Dabei projizieren sich die dreidimensionalen anatomischen Strukturen des Menschen auf eine zweidimensionale Abbildung. Das bedeutet, dass die hintereinander liegenden Strukturen sich überlagern und damit schwer einer räumlichen Anordnung zuzuordnen sind. Aus diesem Grund ist es so gut wie immer notwendig eine „zweite Ebene“ abzubilden, sprich den abzubildenden Körper von vorne und von der Seite zu durchleuchten, um eine Struktur einer bestimmten Schicht im Körper zuordnen zu können.

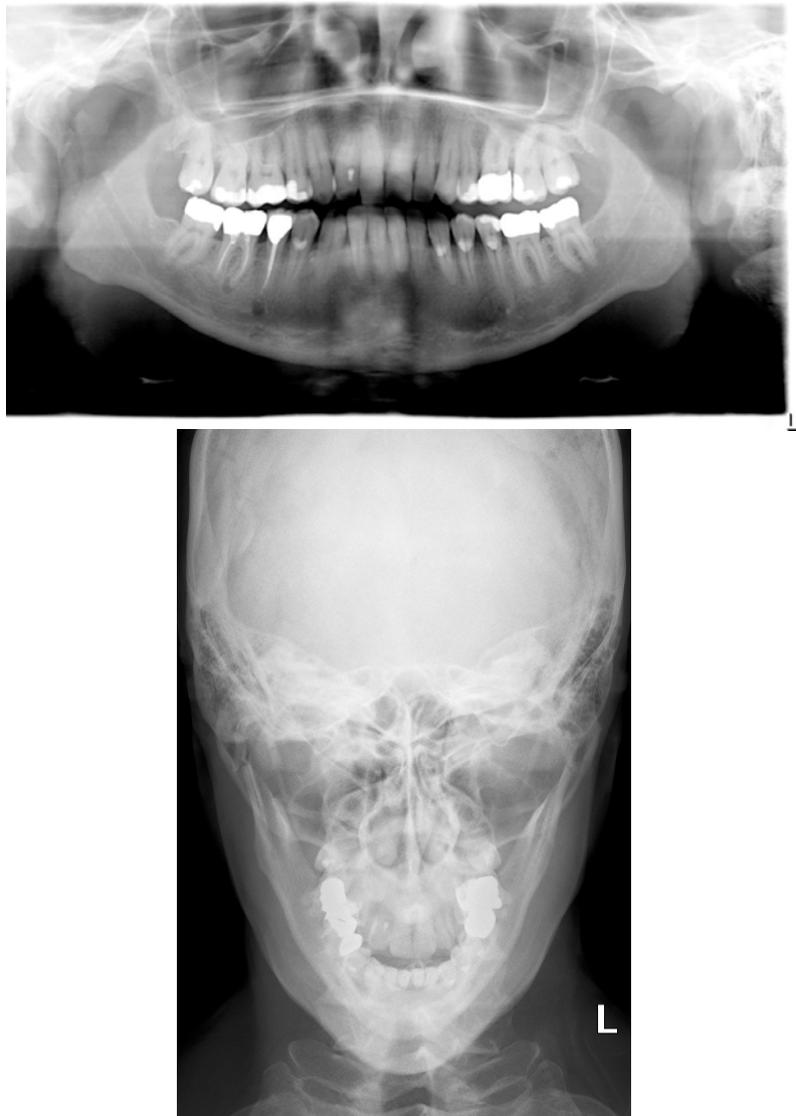


Abb. 1: Während auf der PSA die rechtsseitige Collum mandibulae Fraktur allenfalls zu erahnen ist, ist der Bruchspalt in der p.a. 15° Aufnahme (2. Ebene) unten deutlich zu erkennen.

Lange stellten diese „überlagerten“ Bilder die einzige Möglichkeit der radiologischen Darstellung des menschlichen Körpers dar.

Durch ein spezielles radiologisches Verfahren gelang es jedoch, trotzdem ein überlagerungsfreies Bild zu erzeugen. Die zu diesem Zweck entwickelte konventionelle Tomografie war ein Verfahren, bei dem man die Überlagerungsfreiheit dadurch erreichte, dass man die sich nicht in der Abbildungsebene befindli-

chen Strukturen verwischte und damit unscharf machte. Dieses „Verwischen“ erreichte man dadurch, dass man den Patienten auf einem beweglichen Tisch lagerte und Röntgenröhre und Filmkassette sich um einen festgelegten Zentrierpunkt bewegen ließ. Aus definierten Schichtwinkeln (SW) wurden dann mit der gleichen Filmkassette mehrere Aufnahmen gemacht, die ein Bild auf dieser Filmkassette erzeugten. Alle Strukturen, die sich in der Schichtebene (SE) befanden überlagerten sich dabei und wurden scharf abgebildet (Punkt B1 und B2 in Abb. 2), während alle sich nicht in dieser Ebene befindlichen Strukturen getrennt voneinander abgebildet und damit unscharf dargestellt wurden. Dies führte dazu, dass sich letztendlich eine einzelne überlagerungsfreie Schicht ergab. [76]

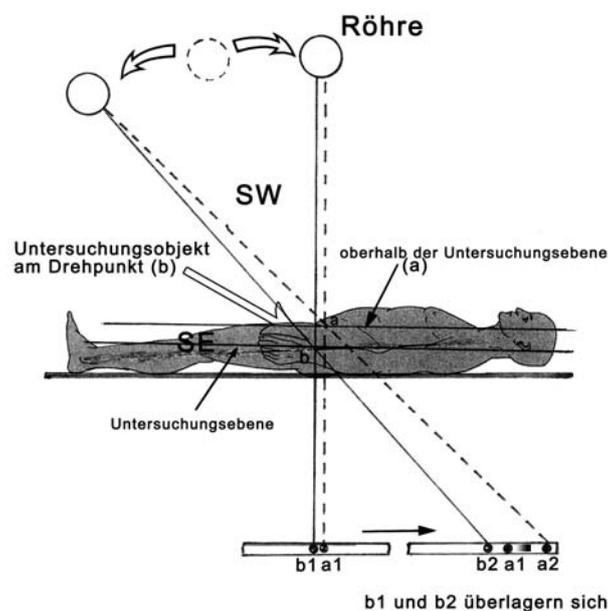


Abb. 2: Prinzip der konventionellen Tomografie. Während sich Punkt b1 und b2 übereinander projizieren und damit scharf abgebildet werden, werden Punkt a1 und a2 nicht übereinander abgebildet und damit unscharf abgebildet. Damit erscheinen nur die in der Schichtebene liegenden Punkte scharf und sind damit überlagerungsfrei.

3.1.1.2 Die Computertomografie

Die von Godfrey N. Hounsfield 1967 eingeführte Computertomografie stellte durch ihre digitale Röntgentechnik dann endlich eine neuere und einfachere Möglichkeit dar, diese überlagerungsfreie Schichtdarstellung des Menschen zu erzeugen.

Bei der von Hounsfield vorgestellten Technik wird die zuvor verwendete Filmkassette durch einen Detektor ersetzt. Dieser besteht aus einer Zeile von Halbleiterelement-Pixeln, welche die auftreffenden Röntgenphotonen messen, während sich Röntgenröhre und -detektor um den liegenden Patienten drehen. Während der Aufnahme wird die Abschwächung der Röntgenstrahlen durch den Detektor registriert und an eine angeschlossene Recheneinheit weitergegeben. Da dieser die jeweiligen Konfigurationen von Röhre und Detektor bekannt sind, kann sie aus den gemessenen Daten eine überlagerungsfreie Schichtaufnahme errechnen. Die detektierten Daten (Abschwächungsgrade der Röntgenstrahlen) werden dann in die nach Hounsfield benannten Hounsfieldeinheiten eingeteilt und in verschiedenen Grauwerten auf dem Monitor dargestellt. [78,92]

Der Strahlengang der Röntgenstrahlen ist dabei fächerförmig und damit zweidimensional. Bei einer 360° - Drehung wird daher nur ein einzelnes überlagerungsfreies axiales Schichtbild und kein dreidimensionales Volumen abgebildet. Erst in einer zweiten Rekonstruktion kann die Recheneinheit, durch die Vernetzung vieler übereinander liegender Schichten, ein dreidimensionales Bild rekonstruieren, was eine gewisse Anzahl an Schichten und eine damit einhergehende relativ große Strahlenbelastung für den Patienten bedeutet. [78]

Das dreidimensionale Volumen kann nach der Rekonstruktion durch die Recheneinheit in verschiedenen Formen wiedergegeben werden - sei es in axialer, coronarer oder sagittaler Ebenendarstellung oder als dreidimensionale Rekonstruktion.

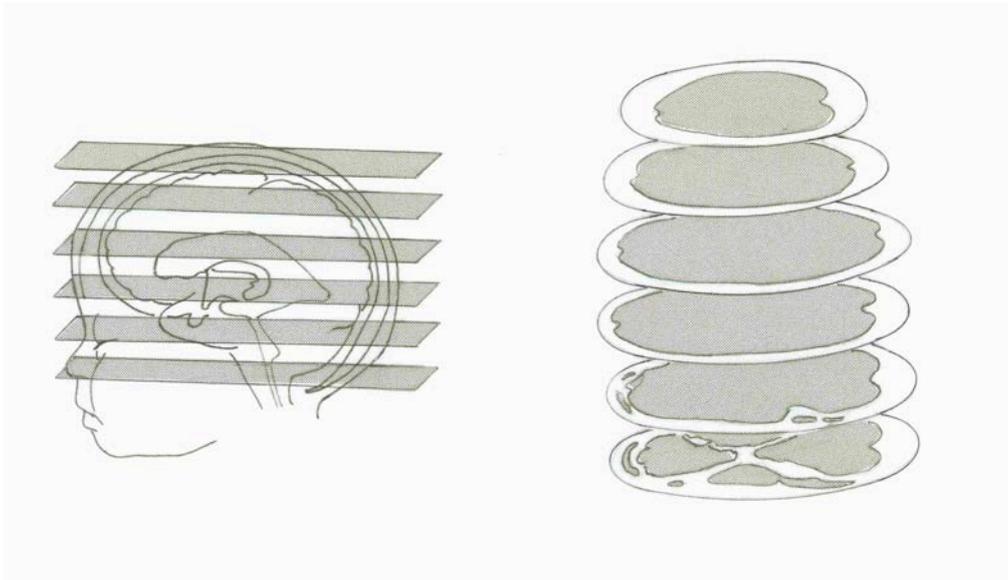


Abb. 3: Darstellung der einzelnen Schnittbilder (rechts) einer CT-grafischen Bildgebung

3.1.2 Das Kegelstrahlverfahren der digitalen Volumentomografie

Wie bereits erwähnt, führten Mozzo und Proccaci 1998 das Verfahren der digitalen Volumentomografie zur überlagerungsfreien Darstellung anatomischer Strukturen erstmalig in der Zahnmedizin ein. [65]

Die grundsätzliche Neuerung, welche die digitale Volumentomografie gegenüber der Computertomografie bietet, ist, dass in diesem Verfahren der gesamte Datensatz für die Darstellung eines dreidimensionalen Bild direkt bei der Aufnahme durch nur eine 360° - Rotation und nicht erst durch das Übereinanderlegen von Schichtaufnahmen in einer Sekundärrekonstruktion entsteht. Ein konus- / kegelförmiger Strahl macht dies möglich. Aufgrund dieser Aufnahmetechnik wird das Verfahren auch als Kegelstrahltomografie bzw. cone-beam computed tomography (CBCT) bezeichnet. Die Aufnahmetechnik dieses Verfahrens ermöglicht damit die dreidimensionale Darstellung in einer kürzeren Aufnahmezeit und mit einer geringen Strahlenbelastung für den Patienten als die CT.

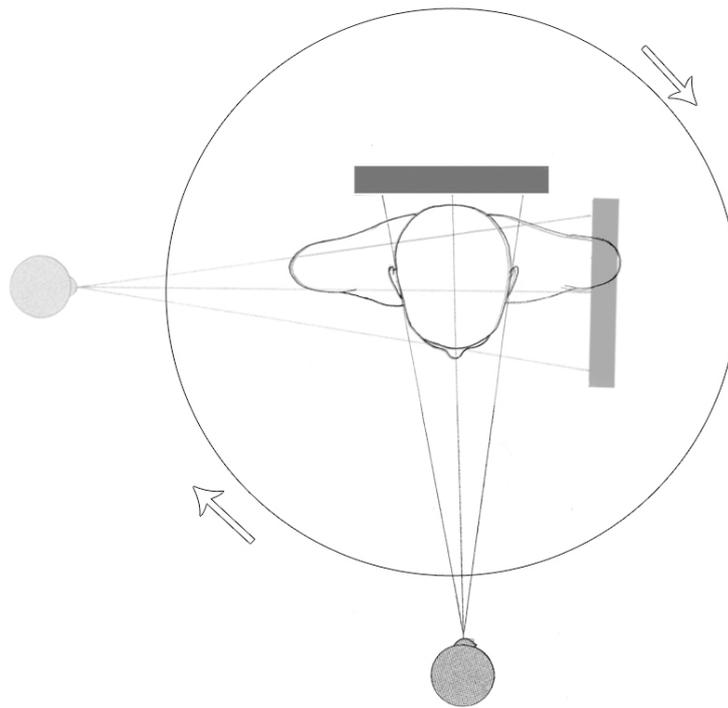


Abb. 4: Darstellung des konus- oder auch kegelförmigen Röntgenstrahles bei der 360° Rotation um den Patienten, wie er bei der DVT angewandt wird.

Der Detektor der DVT-Geräte stellt eine Fläche dar, der genau wie bei der Computertomografie die einfallenden Röntgenphotonen detektiert, während Röhre und Detektor isozentrisch um das abzubildende Volumen um 360° rotieren. Damit ist es möglich bei einem einzigen Umlauf eine dreidimensionale überlagerungsfreie Abbildung eines definierten Volumens zu berechnen. [4,80,88,112]

In diesem Zusammenhang sollte erwähnt werden, dass auch beim Fächerstrahlensystem der modernen Mehrzeilen-CT-Scanner die äußersten Strahlen nicht mehr streng parallel verlaufen und damit der Übergang zwischen Fächer- und Kegelstrahlensystemen fließend ist. Der eigentliche Unterschied liegt also nicht so sehr in der Aufnahmegeometrie, sondern vielmehr im 3D-Bildrekonstruktionsverfahren, welches sich bei der DVT erheblich von der bis

dato eingesetzten 2-D-Schichtaufnahmen-Rekonstruktion der CT unterscheidet. [110]

Die in den digitalen Bildgebungsverfahren eingesetzten Recheneinheiten benutzen für ihre Bildberechnungen immer wieder weiterentwickelte Berechnungsalgorithmen. Der in der DVT zur Rekonstruktion wohl am häufigsten angewandte Algorithmus ist der von L. A. Feldkamp, L.C. Davis und J. W. Kress entwickelte Feldkampalgorithmus, bei welchem der Kegelstrahl in seine fächerförmigen Strahlenflächen zurückgesetzt wird, um dann, ähnlich wie bei der CT-Bildrekonstruktion, zweidimensionale Schichtabbildungen zu einem dreidimensionalen Konstrukt zu rekonstruieren. [5,111]

Natürlich gibt es neben den technischen Weiterentwicklungen der DVT – Scanner auch immer wieder Neuerungen und Weiterentwicklungen bei den Berechnungsalgorithmen zur Rekonstruktion der dreidimensionalen Bilder, welche die Qualität und die Möglichkeiten dieses bildgebenden Verfahrens verbessern und erweitern. [23]

Das primär berechnete dreidimensionale Volumen ist mit seiner Größe jedoch den geometrischen Restriktionen und der Gerätegröße unterworfen, weshalb es nicht verwunderlich ist, dass die DVT zunächst in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde eingesetzt wurde, da hier relativ kleine, aber mit vielen anatomischen Strukturen versehene Volumina im Mittelpunkt des Interesses stehen. [88]

3.1.3 Charakteristika der DVT

3.1.3.1 Strahlenbelastung

Die Strahlenbelastung ist für den Patienten bei der digitalen Volumentomografie deutlich geringer als bei der Computertomografie. Mehrere dosimetrische Studien, bei denen die beiden Verfahren verglichen wurden, haben dies gezeigt. [9,60,65,66,81,86]

In vielen dieser Studien wurde dabei das Alderson-Rando-Phantom zur exakten Bestimmung der Strahlendosis verwendet. Dies ist eine Isocyanid-Nachbildung des menschlichen Weichteilgewebes, die über ein Skelett gespannt ist. Thermoluminiszenzdosimeter können an jeder gewünschten Stelle anatomisch genau auf der Oberfläche oder innerhalb des Phantoms platziert, und mit ihrer Hilfe die auftreffenden Strahlendosis an jedem beliebigen Punkt präzise detektiert werden. [70,86]

In einer Studie von Wörtche et al. ergaben die mit der DVT durchgeführten Aufnahmen eine Strahlenbelastung, die nur etwa einem Siebtel bis einem Zehntel der Strahlendosis der CT entsprach - und dies bei nur geringen Qualitätseinbußen der Bildqualität. Mozzo et al. kamen in einer ähnlichen Studie auf eine bis zu sechsmal geringere Strahlendosis der DVT. [65,104]

Eine Arbeit von Schulze et al., bei der die Strahlenbelastung verschiedener bildgebender Verfahren ebenfalls mit Hilfe des Alderson-Rando-Phantoms ermittelt wurden, zeigte zwei- bis dreifach höhere Werte der CT im Vergleich zur DVT. [86]

Damit zeigt sich, dass die DVT in Punkto Strahlenbelastung einen deutlichen Vorteil gegenüber der Computertomografie aufweist, weshalb sie besonders bei jungen Patienten, wie sie in der Kieferorthopädie/Mund,- Kiefer- und Gesichtschirurgie z. B. wegen Lippen-Kiefer-Gaumenspalten in Behandlung sind, der

Computertomografie gegenüber in Bezug auf Strahlenbelastung einen deutlichen Vorteil aufweist.

Es soll dennoch nicht unerwähnt bleiben, dass die DVT im Vergleich zu einer PSA eine höhere Strahlendosis darstellt, weshalb die Notwendigkeit eines dreidimensionalen Bildes immer einer rechtfertigenden Indikation bedarf. [9,41,58,59]

3.1.3.2 Ausnutzung der erzeugten Röntgenstrahlen

Aus allen in der Röntgenröhre erzeugten Röntgenstrahlen wird ein großer, nicht auf das gewünschte Strahlenfeld fokussierter Anteil ausgeblendet und damit nicht genutzt. Dadurch wird der Patient nur den für die Aufnahme notwendigen Strahlenanteilen ausgesetzt. Das Strahlenbündel, das nach der Einblendung zur Anfertigung der Aufnahme genutzt wird, nennt man Nutzstrahlenbündel. Je schmaler der diagnostisch gewünschte Strahlenanteil ist, desto größer ist folglich auch die nicht genutzte Menge der erzeugten Strahlung. Mit ihrem konusförmigen Strahlenfeld bedeutet dies, dass bei der DVT im Vergleich zur CT, bei der nur ein fächerförmiger Strahl genutzt wird, ein sehr viel größerer Anteil der erzeugten Strahlung genutzt wird und dem Nutzstrahlenbündel zuzuordnen ist. Damit ist die Effizienz der DVT gegenüber der des CT als eindeutig höher einzuschätzen. [110]

3.1.3.3 Hochauflösende dreidimensionale Darstellung von Strukturen im kieferorthopädischen und –chirurgischen Gebiet

Marmulla et al. überprüften in einer Studie die geometrische Genauigkeit des NewTom-DVT-Gerätes, um dessen Verwendbarkeit im Hinblick auf Implantationsdiagnostik und -planung kritisch zu beurteilen. Dabei konnte gezeigt werden, dass das geometrische Auflösungsvermögen absolut ausreichend zur dreidi-

mensionalen Implantationsplanung ist und damit das NewTom zu dieser Indikationsstellung empfohlen werden kann. Weitere Studien konnten die geometrisch genaue Darstellung für eine große Anzahl weiterer zahnärztlicher, kieferorthopädischer und –chirurgischer Indikationen bestätigen und beschrieben die Bildqualität für diagnostische Zwecke als ausreichend und verglichen mit der CT in vielen Fällen als gleichwertig.

[1,13,24,40,45,47,51,53,54,55,56,61,63,64,69,72,83,99,100,102,103]

3.1.3.4 Möglichkeit individuell festgelegter, überlagerungsfreier Rekonstruktionen

Der einmal radiologisch erhobene Datensatz ermöglicht eine Vielzahl von Rekonstruktionsverfahren zur Darstellung der Volumendaten und kann jeweils an die individuellen Bedürfnisse des Betrachters angepasst werden. [113]

So können die Daten beispielsweise als dreidimensionales Bild oder aber untergliedert in die drei zweidimensionalen Hauptebenen dargestellt werden. Dies ist in Abb. 5 verdeutlicht.

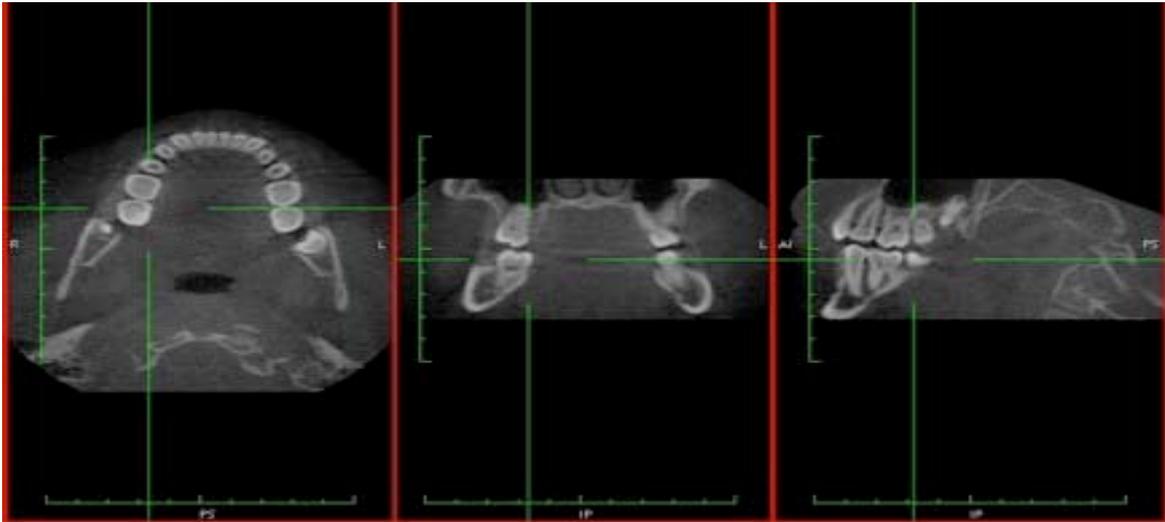


Abb. 5: Axial-, Sagittal- und Coronarebene, so wie die Darstellung in dreidimensionaler Rekonstruktion.

Die dreidimensionale Rekonstruktion kann dabei auf verschiedene Arten erfolgen; zum einen in einem volumenbasierten Verfahren, wobei die knöchernen Strukturen transparent dargestellt werden (Abb. 5) und zum anderen in einem oberflächenbasierten Verfahren, welches die knöchernen Strukturen solide und damit nicht transparent wiedergibt und damit dem menschlichen Blick entspricht. [113]

Abb. 6 zeigt eine dreidimensionale Bilddarstellung, die nach dem oberflächenbasierten Rekonstruktionsverfahren angefertigt wurde:

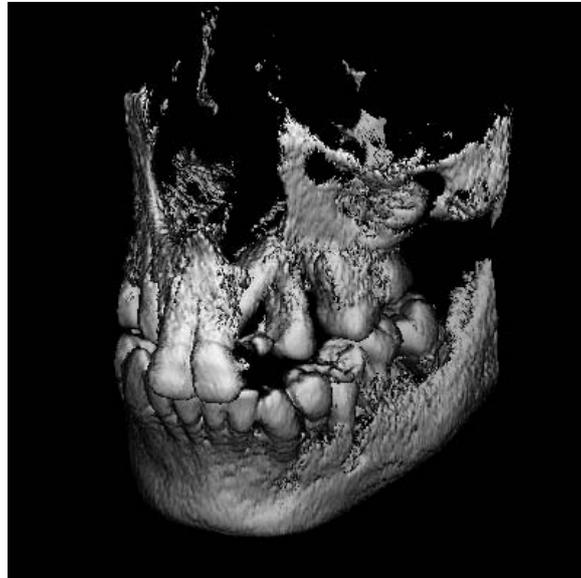


Abb. 6: Dreidimensionale Rekonstruktion im oberflächenbasierten Rekonstruktionsverfahren.

Neben diesen Rekonstruktionen gibt es eine Vielzahl von weiteren individuell anpassbaren Rekonstruktionsmöglichkeiten. *„So können aus DVT-Volumendaten Ansichten synthetisiert werden, die senkrecht auf der in der Transversalebene festgelegten Mittellinie durch den Kiefer stehen.“* [113]

Die DVT bietet also für den Arzt die Möglichkeit aus einem einmal erzeugten Datensatz gegebenenfalls auch retrospektiv die für ihn notwendige und aussagekräftigste Datendarstellung zu errechnen, auszuwählen und diagnostisch zu nutzen. [113]

3.1.3.1 Intraoperativer Einsatz

Die digitale Volumentomografie wurde mit dem NewTom-DVT-Scanner erstmals in die Zahnmedizin eingeführt. Mittlerweile gibt es eine große Anzahl an Gerätetypen, die diese Technik verwenden. Im Gegensatz zum NewTom-Scanner, bei dem es sich um ein stationäres Gerät handelt, gibt es auch mobile Geräte, die einen intraoperativen Einsatz erlauben. Abb. 7 und Abb. 8 zeigen zum einen den intraoperativen Einsatz eines DVT-Scanners und zum anderen die Abmessungen, die ein solches Gerät aufweist (in diesem Fall der DVT – Scanner SIREMOBIL Iso-C^{3d} der Firma Siemens).

Heiland et al. benutzten in einer Studie, in der intraoperative Aufnahmen bei Patienten mit zygomaticomaxillären Frakturen angefertigt wurden, ein 3D C-Arm System, SIREMOBIL Iso-C^{3d}, welches auf der Kegelstrahltechnik basiert. Heiland et al. stuften dabei die intraoperative Einsatzmöglichkeit des DVT als unkompliziert und hinsichtlich der geringeren Strahlenbelastung gegenüber der CT als empfehlenswert ein. [29,30,65,73]



Abb. 7: Mobiles DVT-Gerät im intraoperativen Einsatz am Universitätsklinikum Hamburg Eppendorf.

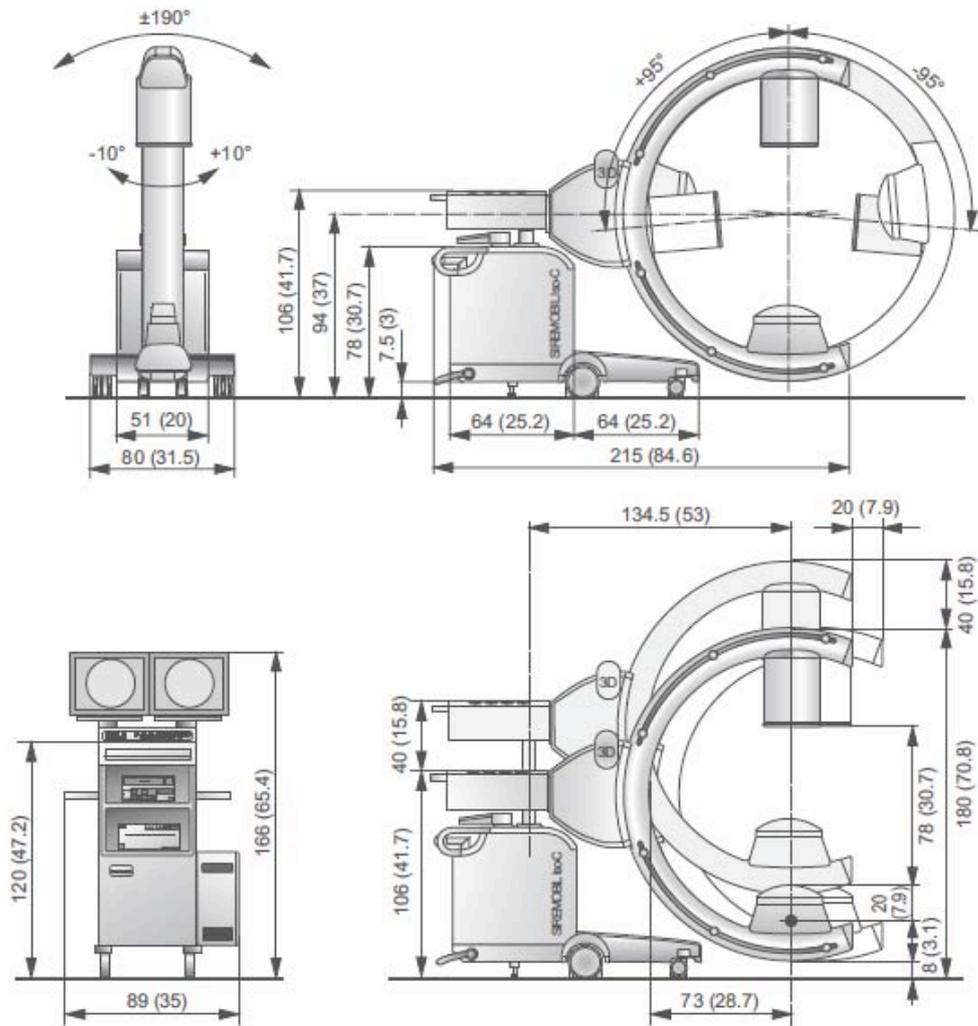


Abb. 8: Technische Zeichnungen mit Abmessung eines mobilen DVT-Gerätes
 - SIREMOBIL Iso-C^{3d} der Firma Siemens

(mit freundlicher Genehmigung von Siemens MedArchiv, Erlangen)

3.1.3.2 Weichgewebsdarstellung

Die radiologische Darstellung von knöchernen anatomischen Strukturen mittels digitaler Volumentomografie hat sich in den vergangenen Jahren in vielen Studien als suffizient und vielversprechend herausgestellt. Insuffiziente Ergebnisse liefert allerdings die Darstellung von Weichgewebsstrukturen und –pathologien verglichen mit der Bildqualität, die die CT oder MRT bieten.

Das Spektrum an Grauwerten, die eine CT-Aufnahme umfasst, beträgt ca. 4.096 Einheiten auf der New Hounsfieldskala. Da das menschliche Auge nicht in der Lage ist, diesen kompletten Umfang an Grauwerten zu unterscheiden, kann je nach Indikationsstellung ein bestimmter Graustufenbereich ausgewählt und dem Untersucher dargestellt werden. Man spricht dann von dem sogenannten „Knochenfenster“ bzw. „Weichteilfenster“.

Sami Eletr et. al untersuchten 2008 die Darstellungsmöglichkeiten und Bildqualität im „Weichteilfenster“ von DICOM-Datensätzen, die mit einem DVT-Scanner generiert wurden. Sie kamen dabei zu dem Ergebnis, dass eine suffiziente und diagnostisch verwertbare Weichteildarstellung mit den aktuellen DVT-Scannern nicht zu erreichen ist. [14]

Heiland et al, die die Darstellungsqualität von cervicalem Weichgewebe mittels DVT-Scanner unter Berücksichtigung der neu verwendeten flat-panel-detektoren bewerteten kamen zu einem ähnlichen Ergebnis. Auch sie beurteilten die Weichgewebsdarstellung verglichen mit der CT und MRT als insuffizient, auch wenn sie eine Verbesserung durch den flat-panel-detector feststellten. [28]

3.1.3.3 Datenhandling und -export im DICOM-Format

Die mit dem NewTom oder einem anderen DVT-Scanner erstellten Datensätze können auf verschiedene Weise abgespeichert und archiviert werden. Es besteht die Möglichkeit die erstellten Datensätze auf Festplatten zu speichern, sie auf CD so wie DVD zu brennen oder aber sie im DICOM-Format zu exportieren und somit anderen Institutionen in diesem weit verbreiteten Betrachtungsformat zur Verfügung zu stellen. Diese Daten können dann beispielsweise mit der Software eFilm Workstation™ oder einem anderen DICOM-Viewer angesehen und sogar sekundärrekonstruiert werden. Arnheiter et. al. beobachteten in einer von ihnen durchgeführten Studie, dass DICOM-Datensätze eine immer größere Rolle sowohl in der kieferchirurgischen Operationsplanung als auch in der Planung von mit Lasern hergestellten Modellen spielen. [1]

Des Weiteren ist es möglich die Reportdaten als PDF-File zu exportieren, oder die Daten mit praktisch jedem Drucker direkt auszudrucken. [18]

3.1.3.4 Artefaktbildung

Artefakte können die Beurteilung von Bilddaten sehr erschweren oder sogar unmöglich machen. Es gibt verschiedene Gründe, die zur Bildung von Artefakten führen. In der CT wurden neben Artefakten, die aufgrund von Bewegung oder Metall auftreten (s.u.), noch andere Theorien für eine mögliche Artefaktbildung herangeführt. So wiesen van Daatselaar et. al. darauf hin, dass auch Knochenstrukturen, die außerhalb des abzubildenden Volumen liegen, für bestimmte Artefakte verantwortlich sein könnten. [101]

Ohnesorge et al. beschrieben dieses Phänomen als „periphere bright-band artefacts“. [68]

Andere Arbeiten, wie die von Katsumata et. al. hatten die mögliche Artefaktbildung durch die digitale Bildverarbeitung mit Bildverstärkersystemen zum Ge-

genstand. Katsumata et al. untersuchten die DVT hinsichtlich dieses Artefaktbildungsmechanismus und zeigten, dass auch bei ihr die Intensität an Artefakten mit zunehmender Menge an Strukturen, welche außerhalb des untersuchten Volumens liegen, deutlich zunimmt. [42,43]

Jedoch konnte auch gezeigt werden, dass bei der Verwendung eines neuen flat-panel-detectors in der DVT die Artefaktmengen deutlich gesenkt werden konnten. Heiland et. al. konnten die Verbesserung der Bildqualität im Hinblick auf Weichgewebe durch den Einsatz des flat-panel-detectors bei einem mobilen System bestätigen.

[4,28]

3.1.3.4.1 Metallartefakte

Bei einem Großteil des kieferorthopädischen und kieferchirurgischen Patientenklientels, das einer Bildgebung zugeführt wird, finden sich metallische Restaurationen im Mund- und Kieferbereich – und damit in der region of interest. Metallische Werkstoffe haben sich aufgrund ihrer mechanischen und biologischen Eigenschaften seit langem in der Zahnmedizin und Humanmedizin bewährt und sind daher der am häufigsten verwandte Werkstoff. Bei der modernen Bildgebung mit Röntgenstrahlen führen diese Werkstoffe allerdings häufig zu einer starken Artefaktbildung und somit zu einer teilweise erheblichen Beeinträchtigung der Bildqualität und diagnostischen Aussagekraft.

Metallartefakte bestehen laut Zöller aus zwei Komponenten: zum einen bestehen sie aus einem schwarzen Zentrum in der Mitte des metallischen Objektes. Zum anderen bestehen sie aus Streifen-Artefakten, die aufgrund der berechneten Rückprojektion von Strahlenbündeln, die den metallischen Gegenstand nicht durchdringen können und damit einen „leeren“ Bereich auf dem Detektor hinterlassen, entstehen. [114]

In einer Arbeit von Holberg et al. konnte gezeigt werden, dass Metallartefakte bei der DVT deutlich seltener in Erscheinung treten als bei der CT. Sie untersuchten elf Zähne mittels DVT und zwölf mittels CT, bei denen Metall als Füllmaterial verwendet worden war. Bei allen mittels CT untersuchten Zähnen traten starke Metallartefakte auf, die eine Beurteilung deutlich erschwerten. Gleichzeitig traten diese Artefakte bei keinem der DVT - Bilder auf, womit deren Beurteilbarkeit durch das Metall nicht eingeschränkt wurde. [35]

Eine Studie von Draenert et al. von 2007 deckt sich allerdings nicht mit diesen Ergebnissen von Holberg et al. im Bezug auf Metallartefakte. Draenert et al. untersuchten DVT- und CT-Aufnahmen hinsichtlich des Auftretens von Artefakten in der Darstellung von Zahnimplantaten mithilfe eines SawBone® Phantoms. Dabei beobachtete die Gruppe deutlich stärkere Überstrahlungsartefakte im Bereich der Implantate bei den mittels DVT durchgeführten Untersuchungen, als bei den mittels CT hergestellten radiologischen Darstellungen. [11]



Abb. 9: Links eine Darstellung eines metallisch überkronten Zahnes mit geringer Artefaktbildung (Aufnahme mittels DVT).
Im Vergleich dazurechts eine CT - Aufnahme.

3.1.3.4.2 Bewegungsartefakte

Bewegt sich das abzubildende Volumen während der gepulsten Aufnahmen, so entstehen bei der Rekonstruktion des dreidimensionalen Bildes aus über 200 Einzelbildern Doppelstrukturen. Es hat sich gezeigt, dass mit zunehmender Aufnahmedauer die Anzahl der Bewegungsartefakte eine tolerierbare Grenze übersteigen kann.

Holberg et. al. konnten zeigen, dass es bei einer Aufnahmedauer von 78s in bis zu 20% der Fälle zu Bewegungsartefakten kommt. In der Studie von Holberg et al. waren bei 42 der 208 untersuchten Zähne Bewegungsartefakte vorhanden, während dies bei keinem der 209 mittels CT untersuchten Zähne der Fall war. Dies wird auf die lange Akquisitionszeit der DVT gegenüber der CT zurückgeführt. Da es sich bei der CT um sequentielle Aufnahme mit je ca. 1,1s Akquisitionszeit handelt, ist bei ihr nicht das gesamte Volumen, sondern nur einzelne Sequenzen von einer etwaigen Bewegung betroffen. [35]

Damit hat das CT hinsichtlich der Empfindlichkeit gegenüber Bewegungen Vorteile aufgezeigt.

Abbildung 10 zeigt eine Aufnahme, die deutliche Bewegungsartefakte mit den dafür typischen Doppelkonturen aufweist:



Abb. 10: Darstellung eines durch Bewegungsartefakte unscharfen DVT - Bildes.

4 Material und Methoden

4.1 Der DVT-Scanner NewTom

Die digitale Volumentomografie wurde 1998 mit dem NewTom QR-DVT 9000 (NIM s.r.l., Verona, Italien) in die zahnärztliche Röntgendiagnostik eingeführt. [65]

Das NewTom 9000 stellt ein stationäres DVT-Gerät dar, welches sich aus einer Aufnahmeeinheit, der Gantry, einer Patientenliege und einer Workstation zur Bedienung des Gerätes zusammensetzt.

Die hier eingesetzte Cone-Beam-Technik benutzt einen Strahl mit einem konstanten Öffnungswinkel von 14° und einer Filterung von 0,7mm Aluminium. Die Röntgenröhre rotiert um 360° um die Patientenliege, wobei eine Aufnahme pro Winkelgrad gemacht wird.

Ein Umlauf wird vom Hersteller mit 76 s angegeben, wobei die gesamte Strahlenexpositionszeit lediglich 18 s beträgt und mit einer durchschnittlichen Strahlendosis von 6 mSV pro Aufnahme anzugeben ist. [33,65]

Ein Prescan erlaubt, dass alle 360 sagittalen Schnittbilder mit einer so genannten Smart-Beam-Technik durchgeführt werden, die es ermöglicht das dreidimensionale Bild mit der niedrigstmöglichen Strahlendosis zu errechnen.

Die aus den 360 Schnittbildern bestehenden Rohdaten erlauben eine Rekonstruktion eines Zylindervolumens mit ca. 10 cm Höhe und einem Durchmesser von 15 cm. Für die Primärrekonstruktion können verschiedene Schichtdicken (0,3; 1,0; 3,0 mm) festgelegt werden.

In sekundären Rekonstruktionen können dann sagittale, koronare und paraxiale Schnitte, sowie eine 3D-Rekonstruktion errechnet werden.

Das NewTom 9000 wurde von 2002 - 2005 in der Universitätsklinik Hamburg-Eppendorf eingesetzt und im Februar 2005 gegen das Nachfolgegerät NewTom

3G ausgetauscht. Während der äußerliche Geräteaufbau des NewTom 3G dem NewTom 9000 entspricht, hält das NewTom 3G eine Vielzahl technischer Neuerungen und Verbesserungen bereit. Die Reduzierung der Aufnahmedauer von 76 auf 36 Sekunden ist dabei nur einer der technischen Fortschritte, welcher aber angesichts der Korrelation von Aufnahmedauer und der Anzahl von Bewegungsartefakten (s.o.) von besonderer Relevanz ist. [80]

Die folgenden Abbildungen zeigen ein Foto eines NewTom Scanners im klinischen Einsatz, sowie die technische Zeichnung mit den genauen Abmessungen.



Abb. 11: Stationärer NewTom - DVT - Scanner mit Patientenliege.

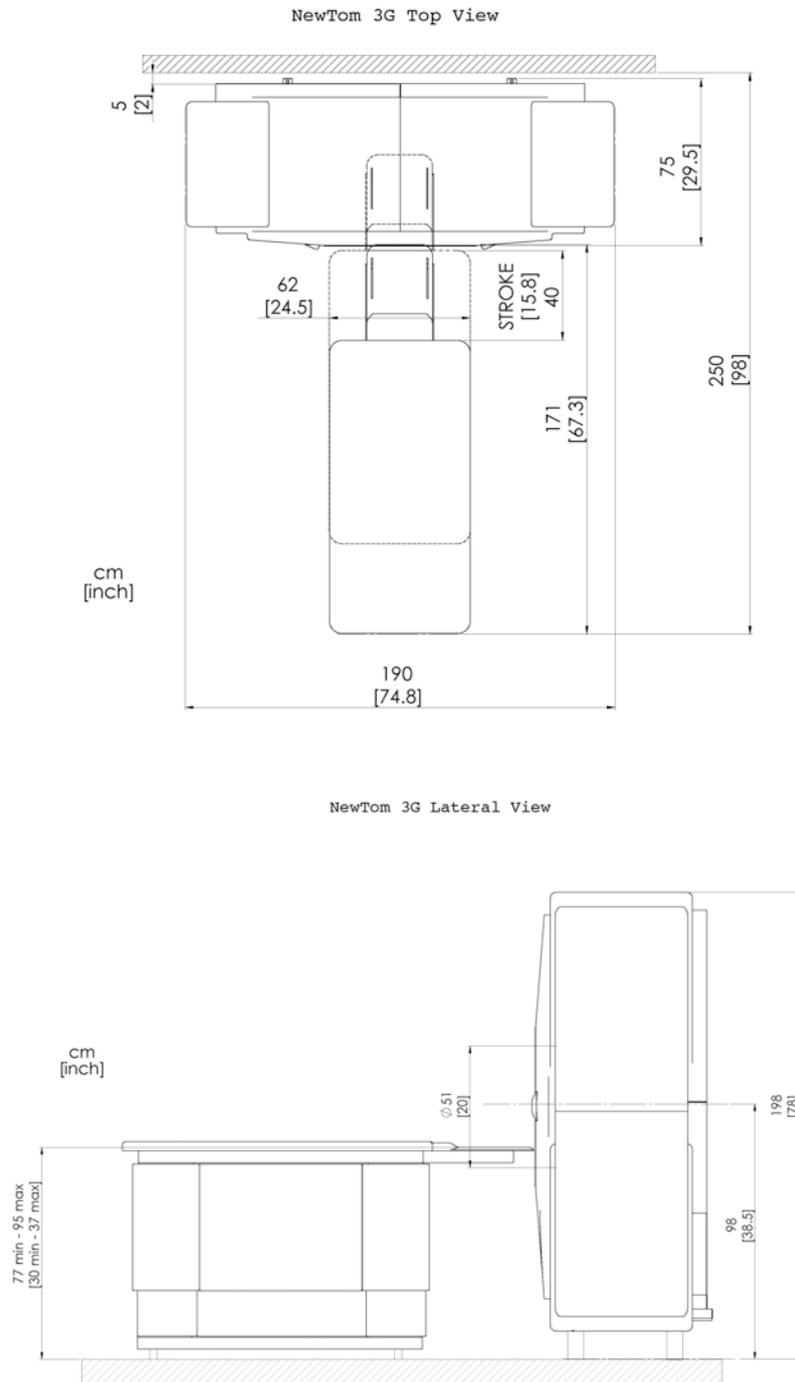


Abb. 12: Technische Zeichnungen mit Abmessungen der NewTom 3G
Geräteeinheit (Herstellerinformationen).

4.1.1 NewTom 9000 und NewTom 3G

Wie bereits erwähnt, fand im Februar 2005 ein Generationenwechsel der NewTom-Geräte statt, weshalb sich unser Datenpool aus Daten zusammensetzt, die mit diesen zwei unterschiedlichen Generationen der NewTom-Geräte erzeugt wurden. Das bedeutet, dass 36 der insgesamt 68 in die Studie eingehenden Datensätze mit dem älteren NewTom 9000, während die restlichen 32 Datensätze mit dem NewTom 3G ab Februar 2005 gewonnen wurden.

Die sich dadurch möglicherweise ergebende Differenz in der Bildqualität der Aufnahmen wurde im Nachhinein durch einen Vergleich der beiden Generationen überprüft.

Die Abbildung 13 zeigt die technischen Spezifikationen des NewTom 9000 und des NewTom 3G im Vergleich.

Modell	NewTom DVT9000	NewTom 3G-MF9
Aufnahmeverfahren	CBCT	CBCT
Aufnahmefeld	150 x 110 cm (dxh)	Ø 15 cm, 10 cm
Aufnahmematrix	360 Bilder 512 x 512	360 Bilder 1024 x 1024
Röhrentyp	Hochfrequenzröhre mit Belichtungsautomatik	Hochfrequenzröhre mit Belichtungsautomatik
Röhrenspannung / Strom	110 kVp / 0,5-10 mA gepulst	110 kVp / 0,5-15 mA gepulst
Brennfleck	1.5 mm	0.5 oder 1.5 mm variabel
Bilddetektor	Bildverstärker	Bildverstärker
Graustufen	12 Bit (4096 Graustufen)	12 Bit (4096 Graustufen)
Voxelgröße	0.25 x 0.25 x 0.3 mm	0.16 x 0.16 x 0.1 mm (10 cm sphärisch)
Aufnahmezeit- /Emissionszeit	76 s / 36 s	36 s / 1,8 – 9 s
Patientenlagerung	liegend	liegend
Rekonstruktionszeit	20s / Axial	typisch 1 min
Platzbedarf (H x B x T)	200 x 190 x 250	200 x 190 x 250
Dosis nach ICRP 2007		60 uS

Abb. 13: Technische Spezifikationen des NewTom 9000 und NewTom3G (Herstellerinformationen)

4.2 Das Patientenkollektiv

Bei der Auswahl der auszuwertenden Datensätze handelte es sich um alle im Zeitraum 2003 – 2006 am Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf angefertigten NewTom-Aufnahmen. Dabei wurden allerdings nur diejenigen Aufnahmen in der Studie berücksichtigt, die unter einer kieferorthopädischen Indikationsstellung durchgeführt wurden.

Die Daten wurden retrospektiv aus dem Datenpool aller DVT-Aufnahmen der Poliklinik für Röntgendiagnostik des Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf herausgefiltert und hinsichtlich ihrer genauen Indikationen überprüft und eingestuft. Bei Patienten, bei denen mehrere Aufnahmen unter der gleichen Indikation durchgeführt wurden, wurde der jeweils aktuellste Datensatz ausgewählt.

Die so ausgewählten Datensätze wurden anschließend einer weiteren Unterteilung zugeführt. Insgesamt ließen sich fünf kieferorthopädische Hauptindikationsgruppen bilden, unter die sich alle von uns herausgesuchten Daten subsumieren ließen:

1. Dritte Molaren
2. Verlagerung, Retention, Durchbruchbehinderung
3. Kiefergelenk
4. Lippen-Kiefer-Gaumenspalte
5. Sonstige

Die Indikationsgruppe „Sonstige“ stellte Datensätze dar, welche ein sehr heterogenes Spektrum an Datenmaterial umfasste. Dieses reichte von der Ausschlussdiagnostik einer Osteolyse, über eine unklare Ramusfraktur, bis hin zu zystischen Veränderungen und der Knochenbeurteilung bei Zustand nach Schussverletzung. Aufgrund dieser Heterogenität und der damit auch eingeschränkten Beurteilbarkeit bzw. Vergleichbarkeit dieser Gruppe, wurde diese nicht mit in die Wertung eingeschlossen.

Insgesamt fand sich eine Anzahl von 76 Patienten, die in dem Zeitraum von 2003 bis 2006 in kieferorthopädischer Behandlung waren und bei denen während dieser Zeit eine digitale volumetomografische Aufnahme mit dem New-Tom angeordnet und durchgeführt wurde. Dabei waren 33 der Patienten weiblich und 43 männlich. Sie umfassten eine Altersspanne von 4 – 34 Jahren (Durchschnittsalter 13,72 Jahre +/- 5,51 Jahre).

Von diesen 76 Patienten fielen acht unter die oben genannte Indikationsgruppe „Sonstige“, sodass sich letztendlich ein Datenpool von insgesamt 68 Patientendaten ergab, die in unsere Beurteilung einfließen.

Tabelle 1 zeigt die Verteilung der Patienten auf die Indikationsgruppen:

Tabelle 1: Verteilung der Patienten auf die vorher definierten Indikationsgruppen.

Indikation	Anzahl Aufnahmen
Dritte Molaren	6
Verlagerungen, Retention, Durchbruchbehinderung	43
Kiefergelenk	3
Lippen - Kiefer – Gaumenspalte	16
Sonstige (aus der Bewertung gestrichen)	8
Gesamt	76

4.3 Bewertung der Daten

4.3.1 Durchführung

Die Bewertung der Datensätze wurde von zwei Gutachtern an dem gleichen - für die Röntgendiagnostik zugelassenen - Monitor, jedoch zeitlich unabhängig voneinander durchgeführt. Bei den Gutachtern handelte es sich um einen Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgen (M. H.) und eine Kieferorthopädin (H. K.) des Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf, die beide über eine mehrjährige klinische Erfahrung in der Beurteilung von Bildgebung in der ZMK – Heilkunde verfügen.

4.3.2 Bewertungsschemata

Zunächst wurden alle Bilder hinsichtlich ihrer allgemeinen Bildqualität beurteilt. Die Bewertung folgte dabei einem Notenvergabesystem von „1“ bis „5“, wobei „1“ als sehr gut und „5“ als schlecht anzusehen ist.

Zur Qualitätsorientierung zogen die Gutachter Erfahrungswerte aus der CT als Goldstandard heran, so dass bei dem Punktwert „1“ dieser als durch die New-Tom - Aufnahme erreicht anzusehen ist und schlechtere Werte auf entsprechende Qualitätseinbußen schließen lassen.

Die Bewertung der verschiedenen Indikationsgruppen beinhaltete dabei für jede Indikationsgruppe individuell festgelegte Fragestellungen, die im Vorfeld definiert worden waren. Ob ein Datensatz die geforderten Fragestellungen hinreichend beantworten konnte oder nicht, wurde ebenfalls mittels des oben genannten Notenvergabesystems von „1“ bis „5“ bewertet, wobei auch hier „1“ den besten und „5“ den schlechtesten Notenwert darstellt. Des Weiteren wurde die „Notwendigkeit“ der Aufnahme mit entweder „gegeben“ oder „nicht gegeben“ bewertet.

ben“ beurteilt. Als notwendig wurde eine Aufnahme dann eingestuft, wenn durch sie ein diagnostischer oder therapeutischer Informationsmehrgewinn erzielt werden konnte, der mit einem konventionellen Verfahren ausgeblieben wäre und die Fragestellungen so suffizient beantwortet werden konnte, dass eine zusätzliche CT-Untersuchung überflüssig war. Die Tabellen 2 - 5 zeigen die für die verschiedenen Indikationsgruppen festgelegten Fragestellungen:

Tabelle 2: Definierte Fragestellungen für die Indikationsgruppe "Dritte Molaren".

Indikationsgruppe	Dritte Molaren
Fragestellung 1	Darstellungsqualität (allgemein)
Fragestellung 2	Notwendigkeit der Aufnahme
Fragestellung 3	Lage des entsprechenden Zahnes
Fragestellung 4	Beziehung zum Nervus alveolaris inferior
Fragestellung 5	Beziehung zu Nachbarzähnen und –strukturen
Fragestellung 6	Wurzelentwicklung

Tabelle 3: Definierte Fragestellungen für die Indikationsgruppe "Verlagerung, Retention, Durchbruchstörung".

Indikationsgruppe	Verlagerung, Retention, Durchbruchbehinderung
Fragestellung 1	Darstellungsqualität (allgemein)
Fragestellung 2	Notwendigkeit der Aufnahme
Fragestellung 3	Lage des entsprechenden Zahnes
Fragestellung 4	Beziehung zu Nachbarzähnen
Fragestellung 5	Beziehung zu Nachbarstrukturen
Fragestellung 6	Beurteilung von destruierenden Prozessen
Fragestellung 7	Wurzelentwicklung und –position

Tabelle 4: Definierte Fragestellungen für die Indikationsgruppe "Kiefergelenk".

Indikationsgruppe	Kiefergelenk
Fragestellung 1	Darstellungsqualität (allgemein)
Fragestellung 2	Notwendigkeit der Aufnahme
Fragestellung 3	Position der Kondylen
Fragestellung 4	Form der Kondylen
Fragestellung 5	Sonstige Strukturen

Tabelle 5: Definierte Fragestellungen für die Indikationsgruppe "Lippen - Kiefer - Gaumenspalte".

Indikationsgruppe	Lippen – Kiefer – Gaumenspalte
Fragestellung 1	Darstellungsqualität (allgemein)
Fragestellung 2	Notwendigkeit der Aufnahme
Fragestellung 3	Knochenangebot im Spaltbereich
Fragestellung 4	Beurteilung spaltnaher Zähne

4.4 Statistik

4.4.1 Auswertung der Indikationsgruppen

Zur Auswertung der erhobenen Daten wurde das Statistik-Programm SPSS 12.0 (SPSS Inc., IL, USA) verwandt. Dabei wurde eine rein deskriptive statistische Auswertung durchgeführt.

Die graphische Darstellung erfolgte mit Hilfe von Box- und Whisker-Plots.

4.4.2 Box- und Whisker-Plots

Die Box- und Whisker-Plots bieten die Möglichkeit statistische Mengen übersichtlich und klar verständlich zu visualisieren. [50]

Die untersuchte Menge an Daten wird zunächst in aufsteigender Reihenfolge vom kleinsten bis zum größten Wert sortiert. Danach werden die Quantile für die untersuchte Menge bestimmt. Das 25% - Quantil ist dadurch definiert, dass 25% der Werte unterhalb und 75% oberhalb dieses Wertes liegen. Das 50% - Quantil entspricht dem Median, das heißt es beschreibt den Wert, unter dem 50% der Werte und über dem ebenfalls 50% der Werte liegen. Folglich definiert das 75% - Quantil den Wert, unter dem 75% und über dem nur noch 25% der Werte liegen.

Das 25% - Quantil, der Median und das 75% - Quantil teilen die Stichprobenmenge in vier gleichgroße Bereiche, weshalb sie auch als Quartile bezeichnet werden.

Die Bestimmung der Quantile kann graphisch anhand einer empirischen Verteilungsfunktion geschehen oder aber errechnet werden. Dabei ist das $x\%$ - Quartil bei einer Menge n :

$$x/100 \cdot n \text{ (Bsp. 25\%-Quartil; } n = 76: 25/100 \cdot 76 = 19)$$

Damit entspricht im gezeigten Beispiel der 19-kleinste Wert dem 25% - Quantil bei einer Stichprobenmenge mit $n = 76$.

Häufig werdend außerdem noch das 10% - Quantil sowie das 90% - Quantil angegeben.

Bei der graphischen Darstellung der Box- und Whisker-Plots wird die dargestellte Box durch das 25%- und der 75%- Quantil begrenzt. Innerhalb der Box zeigt eine waagerechte Linie den Median, während der Mittelwert häufig als Punkt oder Stern angegeben wird. Dünne waagerechte Linien ober- und unterhalb der Box, die mit dieser über eine senkrechte Linie verbunden sind, beschreiben das 10% und das 90%-Quantil. Extremwerte in der untersuchten Stichprobe werden meist mit zusätzlichen Punkten dargestellt. [50]

4.4.3 Weitere Datenauswertungen

Des Weiteren wurden die Bewertungen der „Notwendigkeit“ der erstellten Aufnahmen auf unterschiedliche Tendenzen der beiden auswertenden Fachrichtungen (MKG und KFO) überprüft. Hierzu und zur Bewertung möglicher Qualitätsunterschiede in der Bildqualität zwischen den beiden verwendeten NewTom-Generationen wurde der Chi-Quadrat Test durchgeführt.

Als Signifikanzgrenze wurde dabei $p < 0,05$ festgelegt.

5 Ergebnisse

5.1 Bildqualität

Wie bereits beschrieben, wurde bei jedem Bild zunächst die Bildqualität bewertet. Diese wurde, den gesamten Datenpool betrachtend, als generell gut eingestuft. Auf der gewählten Bewertungsskala von „1“ bis „5“, wobei „1“ den CT-Goldstandard darstellt, ergab sich ein Mittelwert von 2,3 und ein Median von 2.

Tabelle 6 zeigt die Bewertungen der Bilder durch die beiden Auswerter:

Tabelle 6: Bewertungsverteilung hinsichtlich der Bildqualität.

	Bewertung 1 – 5				
Note	1	2	3	4	5
Anzahl der Bilder	15	76	36	7	2

Unter Berücksichtigung, dass während des von uns retrospektiv bewerteten Zeitraums zwei Generationen der NewTom-Geräte verwendet wurden, wurden die Bildqualitätsbewertungen noch einmal für die jeweiligen Geräte gesondert ausgewertet.

Tabelle 7 zeigt die Bewertungen der Bilder getrennt für die unterschiedlichen NewTom-Generationen.

Tabelle 7: Bewertungsverteilung der in der Studie ausgewerteten Aufnahmen auf die beiden NewTom - Geräte.

	Bewertung 1 – 5				
Note	1	2	3	4	5
NewTom 9000	0	40	25	5	2
NewTom 3G	15	36	11	2	0

Beim Vergleich der beiden Geräte konnte mit Hilfe des Chi-Quadrat Tests ein hochsignifikanter Unterschied hinsichtlich der Bildqualität detektiert werden ($p = 0,000$).

Das NewTom 3G zeigt im Vergleich zu seinem Vorgänger eine deutliche verbesserte Auflösung, sowie eine höhere Detailschärfe.

Die Abb. 15 zeigt exemplarisch die verbesserte Detailschärfe und höhere Auflösung des NewTom 3G im Vergleich zum auf Abb. 14 dargestellten NewTom 9000 bei einer Weisheitszahnanlage:

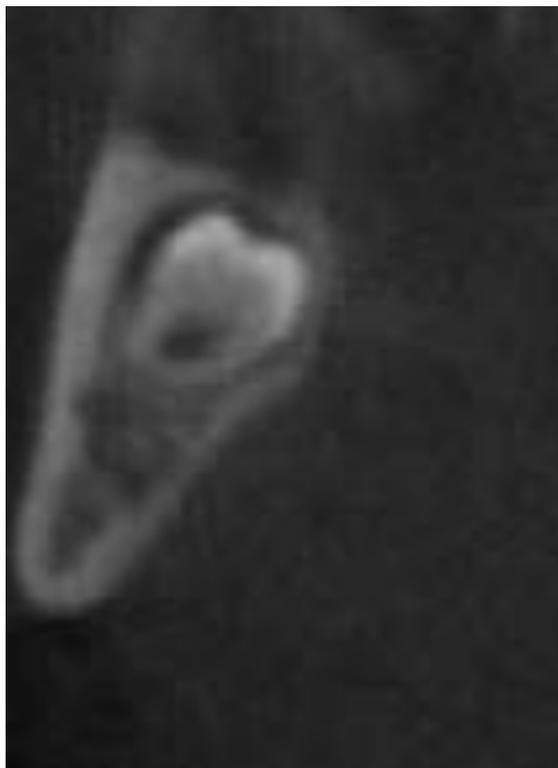


Abb. 14: Aufnahme mit dem NewTom 9000 (Bildqualität bewertet mit: 3)



Abb. 15: Aufnahme mit dem NewTom 3G (Bildqualität bewertet mit: 1)

5.2 Dritte Molaren

Abb. 16 zeigt neben der Bildqualität die Bewertung der vorher definierten indikationsspezifischen Fragestellungen:

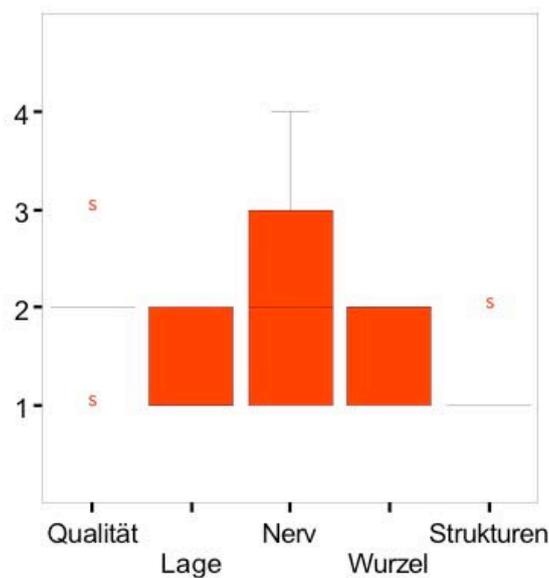


Abb. 16: Graphische Darstellung der Notenverteilung für die Indikationsgruppe " Dritte Molaren ".

Die zu beurteilenden Fragestellungen waren die Lage der dritten Molaren, ihre Beziehung zum Nervus alveolaris inferior, die Wurzelentwicklung und ihre Beziehung zu benachbarten Strukturen. Dabei wurden alle Fragestellungen als sehr gut bis gut beurteilbar eingeschätzt, wobei die Beurteilung des Nervus alveolaris inferior als am schwierigsten eingestuft wurde.

Obwohl die Aufnahmen in dieser Indikationsgruppe mit 66,7% als überwiegend „notwendig“ eingestuft wurden, war durch die Hilfe des Chi-Quadrat Tests ein fachspezifisch signifikanter Unterschied ($p = 0,000$) zu sehen. So wurde die Notwendigkeit der Aufnahme aus mund-, kiefer- und gesichtschirurgischer Sicht

in 83,33% als gegeben angesehen, während dies aus kieferorthopädischer Sicht nur in 50% der Fälle zutraf.

5.3 Verlagerung, Retention, Durchbruchbehinderung

Abb. 17 zeigt die Bewertung der vorher definierten indikationsspezifischen Fragestellungen:

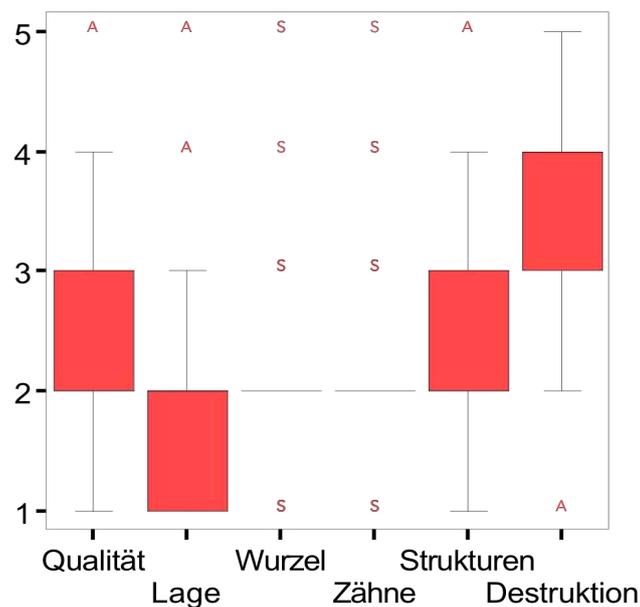


Abb. 17: Graphische Darstellung der Notenverteilung für die Indikationsgruppe "Verlagerung, Retention, Durchbruchbehinderung"

Mit einem Median von 2 wurden vor allem die Beurteilbarkeit der Lage des Zahnes, seiner Wurzel sowie der Beziehung zu Nachbarzähnen als besonders gut eingestuft. Destruktionen hingegen wurden als deutlich schlechter beurteilbar eingestuft.

Ähnlich wie bei der Indikationsgruppe „Dritte Molaren“ war bei der Frage, ob die Aufnahmen einen Informationsgewinn darstellen und damit „notwendig“ sind oder nicht, ein fachspezifischer signifikanter Unterschied ($p = 0,047$) zu sehen. In diesem Fall wurde jedoch die Notwendigkeit der Aufnahme in 64,29% der Fälle aus kieferorthopädischer Sicht als gegeben angesehen, während aus

mund-, kiefer- und gesichtschirurgischer Sicht nur 54,76% der Aufnahmen nötig waren.

Mit 59,50% gegenüber 40,50% wurden die Notwendigkeit jedoch überwiegend als gegeben bewertet, da in der Mehrzahl der Fälle ein Informationsgewinn für die Auswerter bestanden hat.

Betrachtet man die konventionelle PSA in Abb. 18, so fallen eine unklare Aufhellung entlang der distalen Wurzel 24, so wie enge Keimlage 15, 13 zu 14 auf.

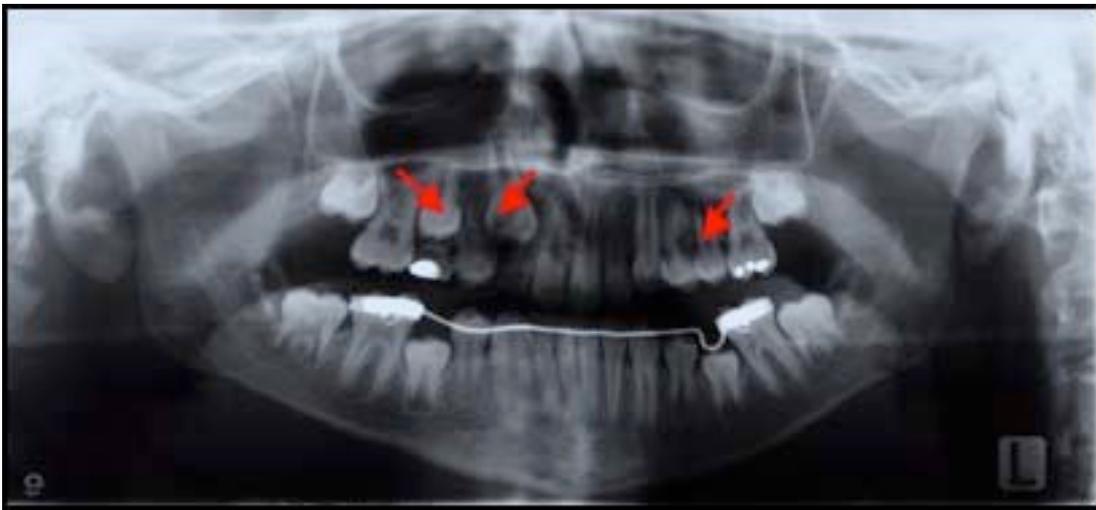


Abb. 18: Konventionelle PSA mit unklarer Aufhellung entlang der distalen Wurzel 24, so wie einer engen Keimlage 15, 13 zu 14.

Die DVT-Aufnahmen in Abb. 19 liefern einen deutlichen Informationsgewinn. Es konnte sowohl der Verdacht auf Wurzelresorptionen widerlegt werden, als auch die Lage von 15 und 13 konkretisiert werden.

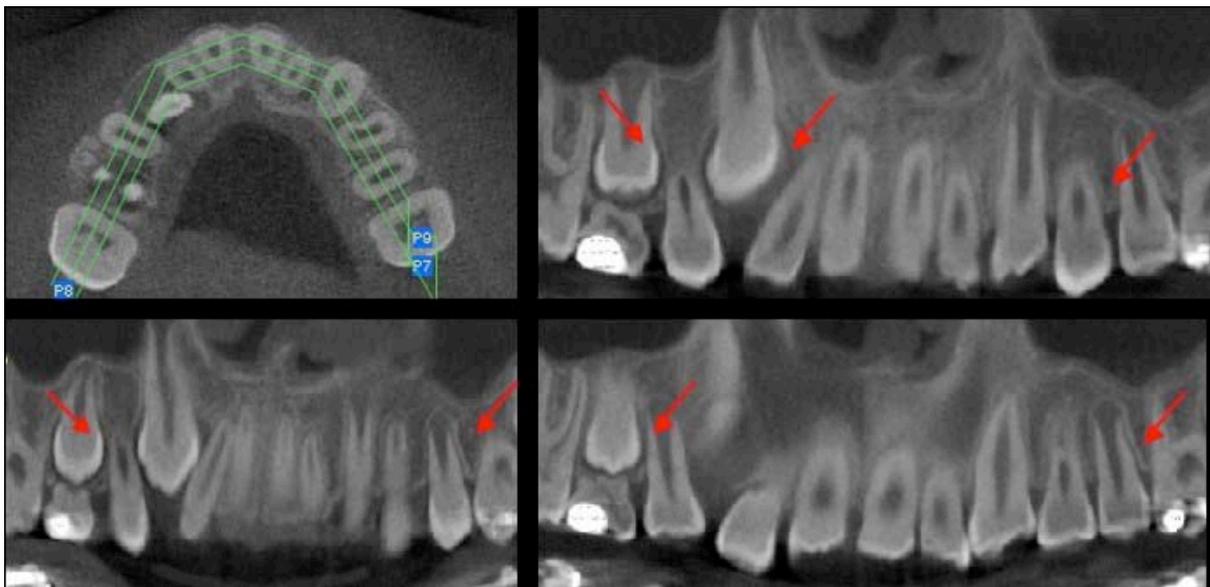


Abb. 19: DVT - Aufnahme des gleichen Patienten mit deutlichem Informationsgewinn gegenüber der PSA.

5.4 Kiefergelenk

Abb. 20 zeigt neben der Bildqualität die Bewertung der vorher definierten indikationsspezifischen Fragestellungen:

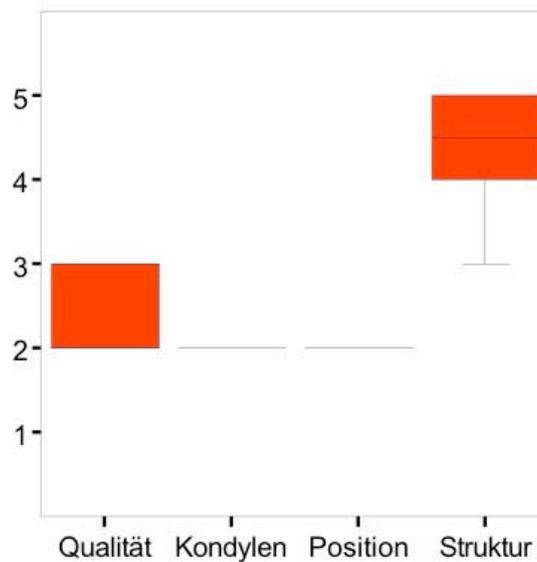


Abb. 20: Graphische Darstellung der Notenverteilung für die Indikationsgruppe "Kiefergelenk"

Während in der Indikationsgruppe „Kiefergelenk“ die Kondylenform und auch ihre Position als „gut beurteilbar“ eingestuft wurden, hielten beide Auswerter die Nachbarstrukturen für nur sehr eingeschränkt bis gar nicht beurteilbar. Dies erklärt auch, warum bei dieser Indikationsgruppe die durchgeführte DVT-Aufnahme nur bei 16,7% als zusätzlicher Informationsgewinn gegenüber einem konventionellen Verfahren eingestuft und folglich zu 83,3% als „nicht notwendig“ deklariert wurde.

5.5 Lippen - Kiefer – Gaumenspalten

Abb. 21 zeigt neben der Bildqualität die Bewertung der vorher definierten indikationsspezifischen Fragestellungen:

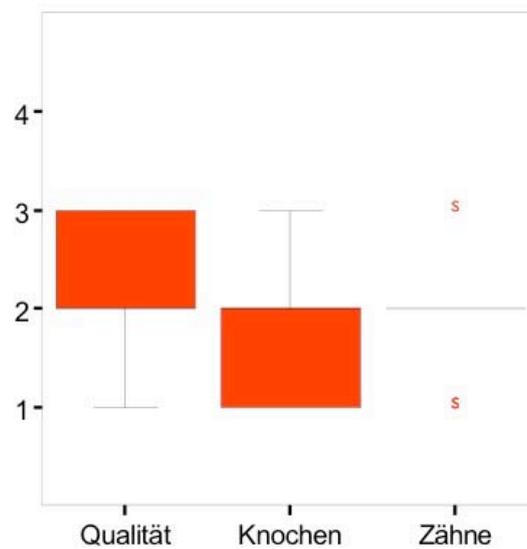


Abb. 21: Graphische Darstellung der Notenverteilung für die Indikationsgruppe "Lippen - Kiefer - Gaumenspalte"

Neben der Bildqualität wurden in dieser Indikationsgruppe das Knochenangebot im Spaltbereich und die Lage spaltnaher Zähne beurteilt. Das Knochenangebot konnte dabei überwiegend sehr gut beurteilt werden, so dass alle ausgewerteten Bilder für die Auswerter einen Informationsgewinn darstellten. Dementsprechend wurden sie zu 100% als „notwendig“ eingestuft.

Abbildung 16 zeigt eine DVT-Aufnahme eines LKG-Spalten-Patienten mit zwei Schnittbildrekonstruktionen, so wie einer 3D-Rekonstruktion.

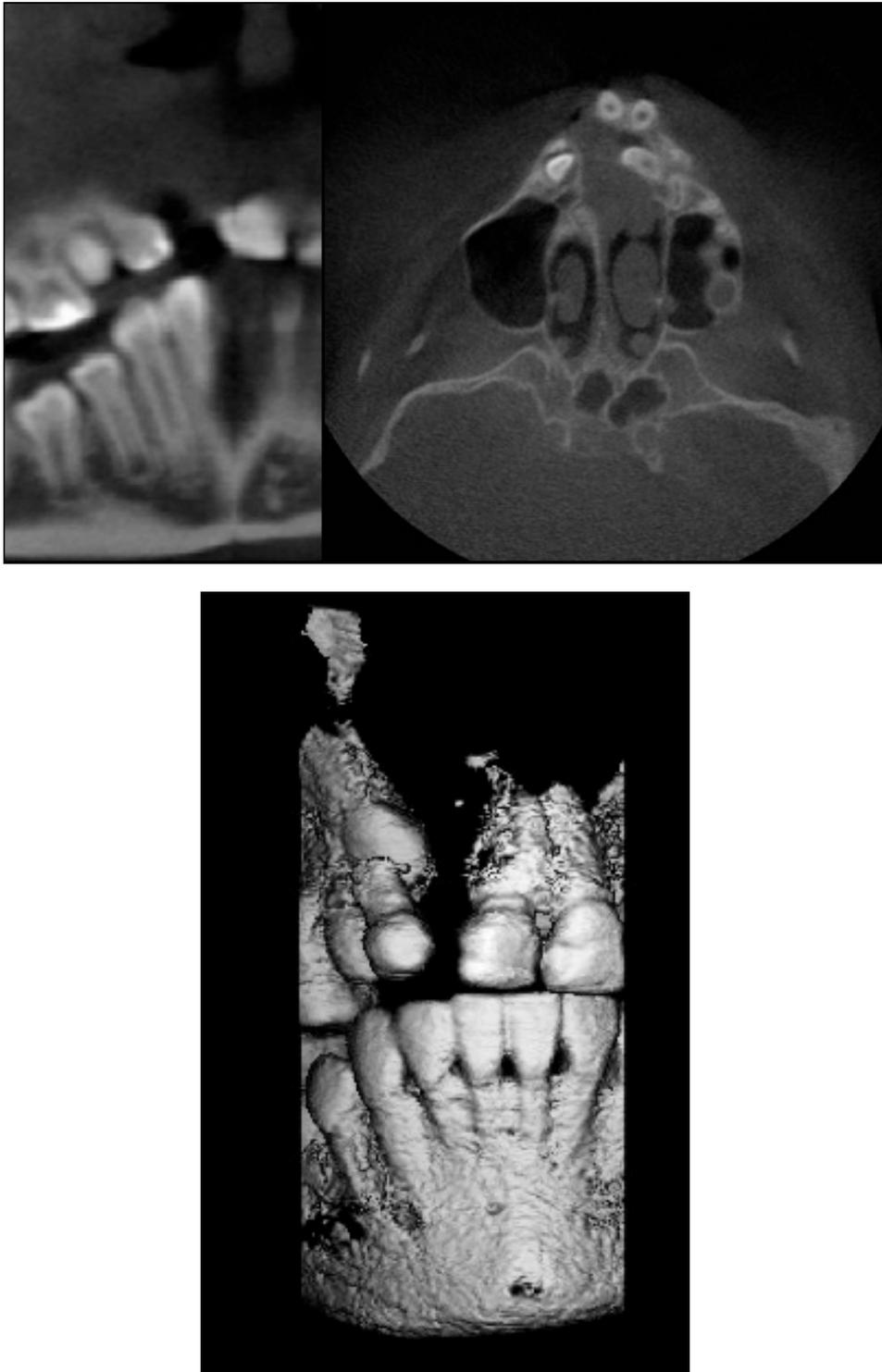


Abb. 22: Darstellung von zwei Schnittbild- so wie einer 3D - Rekonstruktion eines Patienten mit einer Lippen - Kiefer - Gaumenspalte.

6 Diskussion und Schlussfolgerung

6.1 Diskussion

Die digitale Volumetomografie hat sich in den letzten Jahren immer mehr zu einer festen Größe der dreidimensionalen Bildgebung in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde entwickelt. Verschiedene Studien haben gezeigt, dass die Bildqualität der DVT zur Darstellung und Beurteilung der knöchernen Strukturen des Gesichtschädels ausreichend gut ist und sie damit bei vielen kieferorthopädischen und –chirurgischen Fragestellungen zur Diagnostik und Therapieplanung herangezogen werden kann. [7,30,33,35,38,47,57,59,66,69,85]

Rother führt einige der wichtigsten Indikationsgebiete der DVT auf [80]:

- Beurteilung der räumlichen Verhältnisse und des Knochenangebots bei implantologischen Fragestellungen
- Beurteilung der Lagebeziehung des Canalis mandibulae zu den Molaren – insbesondere zu verlagerten retinierten Weisheitszähnen
- Erkennung und Beurteilung der Ausdehnung gutartiger und bösartiger tumoröser Veränderungen
- Traumatologie (Verletzungen Zahn und Zahnhalteapparat, Alveolarfortsatz, Corpus-Regionen des Ober- und Unterkiefers, Kiefergelenk, Mittengesicht)
- Lokalisation von Fremdkörpern

Die ebenfalls in vielen Studien gezeigte Überlegenheit in Bezug auf die Strahlenbelastung, die die DVT gegenüber der CT aufweist, wird zusätzlich bei den in Studien gezeigten, guten Ergebnissen in Bildqualität und geometrischer Genauigkeit dazu führen, dass sie die CT in vielen kieferorthopädischen und –chirurgischen Fragestellungen als bildgebendes Verfahren der Wahl ablösen wird. [9,60,65,66,80,86]

Dennoch kann die DVT zum jetzigen Zeitpunkt, trotz der immer besseren Darstellung (s.u), die CT noch nicht bei allen Indikationen ersetzen. Dies trifft aus unserer Sicht vor allem bei Fragestellungen zu, bei denen zum einen eine sehr hohe Auflösung mit kontrastreichen, überlagerungsfreien Schichten oder zum anderen, eine exakte Weichteildarstellung gefordert ist. Solche Indikationen umfassen zum Beispiel die Resorptions- und Ankylosediagnostik. Holberg et. al. gaben der dentalen CT bei notwendiger hochauflösender Darstellung des Parodontalspaltes sowie feiner Strukturen im Bereich der Zahnwurzeln und gleichzeitig gegebener Abwesenheit von Metallen nach wie vor den Vorzug. [15,32,35]

Schon die in unsere Studie verglichenen Geräte, NewTom 9000 und NewTom 3G, zeigten einen signifikanten Unterschied in der Bildqualität. Dies ist neben anderen Weiterentwicklungen darauf zurückzuführen, dass das NewTom 3G im Vergleich zu seinem Vorgänger eine deutlich geringere Akquisitionszeit vorweisen kann. Während bei dem NewTom 9000 die Aufnahme eines Datensatzes noch 76s betrug, konnte diese bei dem NewTom 3G auf 36s reduziert werden. Holberg et al. zeigten, dass die Anzahl an Bewegungsartefakten mit zunehmender Aufnahmedauer stark ansteigt. In Holbergs Studie zeigten sich bei einer Aufnahmedauer von 76s (NewTom 9000) bei 20% der Aufnahmen Bewegungsartefakte, die zu einer Verschlechterung der Darstellungsqualität führten. Weitere Verkürzungen der Akquisitionszeit gehen daher mit einer weiteren Verbesserung der Bildqualität einher. Der signifikante Unterschied der Bildqualität bei zwei unterschiedlichen NewTom-Generationen, den Korbmacher et. al. in ihrer Studie zeigen konnten, bestätigt diese Beobachtung. Auch Heiland et al. und Katsumata et al., die die Veränderungen der Artefaktbildung und damit auch der Bildqualität durch die Einführung der FPD in der DVT beurteilten, bestätigen, dass die Bildqualität durch technische Neuerungen, wie in diesem Fall der Einführung des FPD, weiteres Verbesserungspotential hat. [28,43]

Daher sollten zukünftige Generationen von DVT-Geräten hinsichtlich ihrer Bild-darstellung überprüft und als strahlendosisärmeres Verfahren stets mit der CT verglichen werden.

Des Weiteren sollte angesichts der positiven Korrelation von Bewegungsartefakten und Akquisitionszeit die Compliance des Patienten vor der Durchführung einer Aufnahme sorgfältig überdacht werden und mit in die Entscheidung für oder gegen die Durchführung einer CT oder DVT mit einfließen. Bei Non-Compliance, beispielsweise aufgrund geistiger Retardierung, sollte eine intraoperative Aufnahme in Vollnarkose als gegebenenfalls erfolgversprechender angesehen und auch angestrebt werden. [35,45]

Neben den oben beschriebenen Bewegungsartefakten, die die Bildqualität entscheidend beeinflussen, stellen Metallartefakte eine Störgröße dar. Bei den in dieser Studie evaluierten Aufnahmen traten Metallartefakte in deutlich geringe-rem Maße auf als sie es bei CT-Aufnahmen tun. Dies bestätigt die Ergebnisse von Holberg et al. und auch Heiland et. al. [30,35,45]

Allerdings steht dies im Widerspruch zu Beobachtungen, die Draenert et al. bei der Untersuchung von Metallartefakten bei der Aufnahme von Zahnimplantaten machten. Hier zeigte sich die CT der DVT gegenüber überlegen. Ob das in der Studie von Draenert et. al. benutzte SawBone® Phantom einen Einfluss auf das Auftreten der beobachteten Artefakte gemacht hat, ist fraglich, wird von der Draenert allerdings bezweifelt. Dieser Widerspruch im Bezug auf die Metallarte-fakte sollte in weiteren Studien im Fokus des Interesses stehen. Außerdem gilt es, die immer wieder weiterentwickelten Softwaremöglichkeiten im Bereich der postrekonstruktiven Artefaktunterdrückung sowohl bei der CT als auch der DVT zu analysieren und beurteilen. [11]

Bei den Aufnahmen, die unter der Indikationsgruppe „Retention und/oder Verla-gerung“ bewertet wurden, zeigten sich überwiegend gute Bildergebnisse. Die Lage, Wurzelentwicklung und Nachbarstrukturen waren dabei gut, lediglich de-struierende Prozesse waren schlecht zu beurteilen. Die beiden Auswerter be-werteten jedoch den durch die DVT erbrachten Informationsgewinn signifikant

unterschiedlich. So wurden die Aufnahmen aus kieferorthopädischer Sicht deutlich häufiger als „gerechtfertigt“ eingestuft, als aus kieferchirurgischer Sicht.

Umgekehrt verhielt es sich bei der Indikationsgruppe „Dritte Molaren“. Hier wurde der Informationsgewinn deutlich häufiger von Seiten des Kieferchirurgen gesehen. Dies macht deutlich, dass bei langfristiger Therapieplanung und Patientenbetreuung eine interdisziplinäre Absprache (auch bzw. gerade vor der Durchführung von bildgebender Diagnostik) sowohl sinnvoll, als auch wünschenswert ist, um Strahlen- und Kostenbelastung durch Doppeluntersuchungen zu vermeiden.

Die restlichen für die Indikationsgruppe definierten Fragestellungen wurden von beiden Bewertern als überwiegend gut beurteilbar angesehen. Dies hatte sich auch schon in einer von Heurich et al. durchgeführten Studie gezeigt, die die erweiterte Diagnostik im Rahmen der operativen Weisheitszahnentfernung mittels digitaler Volumentomografie zum Gegenstand hatte. [33]

Ebenso wie bei Heurich et al. wurden in den von uns ausgewerteten Daten sowohl die Lage des Zahnes, des Nervs, der Wurzelentwicklung, als auch benachbarte Strukturen als suffizient beurteilbar eingestuft.

Der Informationsgewinn wurde bei den mit einer Lippen-Kiefer-Gaumenspalte bewerteten Patientenbildern einheitlich zu 100% als gegeben eingestuft. Die Auswerter hielten sowohl Knochenangebot als auch die Zähne im Spaltbereich für gut beurteilbar. Woertche et al. hielten die DVT in einer Studie ebenfalls für aussagekräftig bei Patienten mit Lippen-Kiefer-Gaumen-Spalte. Besonderes Augenmerk legten Woertche et al. dabei speziell auf die im Vergleich zu CT sehr viel geringere Strahlenbelastung, die bei den überwiegend noch sehr jungen Patienten dieser Indikationsgruppe und den häufig im Verlauf vielfachen Aufnahmen einen großen Vorteil darstellt. [104]

Die Darstellung von knorpeligen Gelenkstrukturen, wie dem Kiefergelenk wird in der Literatur als insuffizient beurteilt, weshalb hier die Magnetresonanztomografie als bildgebendes Verfahren der Wahl genannt wird. [91,94]

Die in unserer Studie ausgewerteten Bilder konnten vor allem hinsichtlich benachbarter Strukturen keine befriedigenden Ergebnisse liefern. Kondylenstruktur und -position konnten hingegen mit einem Median von 2 ausreichend beurteilt werden. Trotzdem wurde die „Notwendigkeit“ nur zu 16,7% als gegeben angesehen. Damit wird die Darstellung des Kiefergelenkes wohl weiter eine Domäne der Magnetresonanztomographie, die zudem keinerlei Strahlenbelastung für den Patienten darstellt, bleiben. Eine gesonderte Stellung nimmt in diesem Fall jedoch sicherlich die Frakturdiagnostik im Bereich des hohen Cololum mandibulae und des Capitulum mandibulae ein, bei denen vor allem die knöchernen Strukturen im Mittelpunkt des Interesses stehen.

So bleibt festzuhalten, dass die DVT aus unserer Sicht bei der dreidimensionalen Bildgebung in der Kieferorthopädie und -chirurgie einen immer größeren Stellenwert einnehmen wird, was angesichts der von uns bewerteten Bildqualität und den damit verbundenen diagnostischen Möglichkeiten nicht verwunderlich ist. Zwar wird die DVT die immer noch strahlenärmeren zweidimensionalen Bildgebungen als Übersichtsverfahren nicht so bald ersetzen können, doch sie wird bei komplexen Fragestellungen, die eine überlagerungsfreie Darstellung der anatomischen Verhältnisse und Strukturen erfordern eine immer dominanter Rolle gegenüber der CT, welche im Vergleich die höhere Strahlenbelastung für den Patienten darstellt, einnehmen.

Man darf gespannt sein, ob diese noch relativ junge Technik in den nächsten Jahren das CT im Bereich der Kontrastschärfe von „feinen Strukturen“, wie Holberg et al. sie bezeichneten, einholen und die dentale CT in der dreidimensionalen Bildgebung vollkommen verdrängen wird. In einer Arbeit von 2009 zeigen Eggers et al. beispielsweise, dass der mittels DVT generierte Datensatz zur navigierten Chirurgie, die ein besonders hohes Auflösungsvermögen fordert, mittlerweile ebenso geeignet ist, wie ein CT-Datensatz. [12,35]

Zu bedenken ist jedoch, dass die DVT trotz der im Vergleich zum CT geringeren Strahlenbelastung, immer noch eine höhere Strahlenexposition für den Patienten als die konventionellen zweidimensionalen Darstellungen bedeutet. Da-

her muss auch vor der Durchführung einer DVT der diagnostische und therapeutische Mehrgewinn einer dreidimensionalen Bildgebung vom Behandler kritisch hinterfragt werden. Die Strahlenhygiene sollte dabei immer dem „ALARA“ - Prinzip (as low as reasonably achievable) folgen. Der Untersucher muss im Vorfeld die möglichen Vorteile, bzw. die diagnostische und in der Folge die therapeutische Notwendigkeit eines dreidimensionalen Bildes, bei der jeweiligen klinischen Fragestellung abwägen und kritisch hinterfragen. Die Röntgenverordnung der Bundesregierung der Bundesrepublik Deutschland, der hier unbedingt Folge zu leisten ist, fordert, „dass der gesundheitliche Nutzen der Anwendung am Menschen gegenüber dem Strahlenrisiko überwiegt.“ [9,60,65,66,75,86]

Die aktuelle Leitlinie, die die DGZMK am 06.04.2009 verabschiedet hat, stellt eine Auflistung verschiedener Indikationen für die Durchführung einer DVT-Aufnahme dar, die der oben genannten Röntgenverordnung, dem ALARA-Prinzip und der aktuellen Studienlage gerecht werden. In der Leitlinie findet sich eine Unterteilung in verschiedene Grade der Empfehlung: „soll“, „sollte“ und „kann“.

Nach den aktuellen Leitlinien „kann“ eine DVT in folgenden Bereichen durchgeführt werden:

- Konservierende Zahnheilkunde, Endodontie und Parodontologie
- apikale Veränderungen bei Vorliegen klinischer Auffälligkeiten, wenn diese auf zweidimensionalen Aufnahmen nicht detektierbar bzw. räumlich korrelierbar sind
- Wurzelfrakturen, da diese aus rein mathematischen Gründen sicherer identifiziert werden als mit zweidimensionalen Aufnahmen
- Wurzelresorptionen z.B. nach Zahntrauma
- Visualisierung der knöchernen Parodontalsituation, da die dreidimensionale parodontale Morphologie gut abgebildet wird
- Zahnärztliche Prothetik

- Zusätzliche Informationen zur Diagnostik der Pfeilerwertigkeit (Wurzeloberfläche, Furkationsbefunde, etc.)
- Visualisierung des quantitativen und qualitativen Knochenangebotes (implantatgestützter Zahnersatz, herausnehmbare Prothetik)
- Darstellung von Nervenaustrittspunkten (implantatgestützter Zahnersatz, herausnehmbare Prothetik)
- Diagnostik von knöchernen Erkrankungen des Kiefergelenkes
- Virtuelle Planung von implantatprothetischen Versorgungen
- Verknüpfung der 3D-Daten mit der Konstruktions-Software von CAD/CAM-gefertigten Systemen (z.B. für CAD/CAM-gefertigte Bohrschablonen, Langzeitprovisorien oder definitiven Zahnersatz)

- Funktionsdiagnostik und –therapie

- Ausschluss primärer Kiefergelenkerkrankungen
- Erfassung differential-therapeutisch relevanter Befunde (Ausmaß erosiver Prozesse der Kondylen, Sklerosierungen, Position der Kondylen, Fehlstellungen des Kondylus in der Fossa mandibularis)

- Chirurgische Zahnheilkunde

- Wurzelfrakturen (wobei es jedoch Hinweise gibt, dass die Sensitivität für frische Wurzelfrakturen unmittelbar nach dem Trauma reduziert sein kann)
- Alveolarfortsatzfrakturen
- Intraossäre pathologische Veränderungen wie odontogene Tumoren oder größere periapikale knöchernen Läsionen
- Lageanomalien von Zähnen
- Präoperative Schnittbilddiagnostik bei einer geplanten operativer Entfernung von (teil-) retinierten Weisheitszähnen (wenn auf bereits vorhandenen, konventionellen Röntgenaufnahmen die räumliche Lagebeziehung zwischen Mandibularkanal und dem Weisheitszahn nicht ausreichen sicher interpretiert

werden kann, oder als kritisch einzuschätzen ist. Von einer routinemäßigen DVT - Diagnostik wird aufgrund des geringen Effektes bezogen auf den therapeutischen Nutzen abgeraten

- Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie

- Odontogene Tumoren
- Knochenpathologie und –strukturanomalien insbesondere bei Ostitis, Osteomyelitis und Osteoporose
- Kieferhöhlenerkrankungen
- Speichelsteine
- (knöcherne) Kiefergelenkserkrankungen
- Kiefer- und Gesichtstraumatologie
- Darstellung des räumlichen Verlaufes intraossärer Strukturen (knöcherne Nerven-, Gefäßkanäle)
- Diagnostik und Operationsplanung bei komplexen Fehlbildungen

- Kieferorthopädie

- Diagnostik von Anomalien des Zahnbestandes
- Diagnostik von Anomalien und Dysplasien der Zahnwurzeln
- Differentialdiagnostische Bewertung von Zahndurchbruchstörungen
- Darstellung des peridontalen Knochenangebotes zur prognostischen Bewertung geplanter Zahnbewegungen
- Diagnostik craniofazialer Fehlbildungen

Eine Bildgebung mittels DVT „sollte“ nach den Leitlinien der DGZMKG durchgeführt werden bei:

- Funktionsdiagnostik und –therapie

- Vorzug gegenüber den klassischen Kiefergelenk-Projektionsaufnahmen z.B. nach Parma und nach Schüller
- Implantologie
- Computergestützte Implantationsplanung auf der Basis dreidimensionaler Röntgenverfahren

Ein absolute Empfehlung („soll“) wird in den aktuellen Leitlinien nicht gegeben.

Das Indikationsspektrum der DVT wird sich, sollte eine weitere Dosisreduktion und damit eine weitere Annäherung an die Strahlenbelastung der konventionellen zweidimensionalen Röntgenverfahren erfolgen, wie man sie beispielsweise durch eine weitere Einblendung auf die zu untersuchende Region erreichen kann, in Zukunft wahrscheinlich noch erweitern.

Ob eine dreidimensionale Darstellung mit den zukünftigen Generationen an DVT-Scannern erreicht werden kann, die der CT in allen Belangen ebenbürtig ist und die dabei mit der gleichen effektiven Strahlendosis auskommt, wie beispielsweise die PSA heute, bleibt abzuwarten.

6.2 Schlussfolgerung

Die von uns durchgeführte Studie bestätigt viele Studien, die die DVT als zur Diagnostik und Therapieplanung geeignetes Verfahren bewerten. In den von uns gewählten Fragestellungen, wurde die Durchführung einer DVT als Informationsgewinn und damit auch als gerechtfertigt eingestuft.

Lediglich in der Indikationsgruppe „Kiefergelenk“ wurde kein Informationsgewinn gefunden und damit keine Empfehlung gegeben. Die MRT bleibt bei der besseren Darstellung der knorpeligen Gelenkstrukturen und fehlender Strahlenbelastung aus unserer Sicht die Bildgebung der Wahl. Lediglich bei Fragestellungen, die sich nur auf die knöchernen Strukturen des Kiefergelenkes beziehen (bsp. Frakturdiagnostik), kann eine Empfehlung für die DVT gegeben werden. Dies deckt sich mit den aktuellen Leitlinien der DGZMK.

7 Zusammenfassung

Die digitale Volumentomografie hat seit ihrer Einführung in die zahnärztliche Röntgendiagnostik (1998) im klinischen Alltag immer mehr an Bedeutung gewonnen. Die Möglichkeit einer dreidimensionalen Bildgebung bei geringerer Strahlenbelastung im Vergleich zur CT, macht dieses Verfahren so interessant. Es wurden daher die Darstellungsqualität dieses Verfahrens bei einer Auswahl von kieferorthopädischen und -chirurgischen Indikationsstellungen kritisch überprüft und hinsichtlich seines diagnostischen und therapeutischen Nutzens bewertet.

Bewertet wurden 68 Datensätze der zahnärztlichen Röntgenabteilung des Universitätsklinikums Hamburg Eppendorf aus dem Zeitraum zwischen 2003 und 2006. Ein Teil der Datensätze (36) wurde mit dem DVT-Scanner NewTom 9000 generiert, während nach einem Gerätewechsel 2005 noch 32 Datensätze mit dem DVT-Scanner NewTom 3G in die Studie einfließen. Die 68 Datensätze wurden in vier Indikationsgruppen sortiert. Es wurden spezifische Fragestellungen definiert, anhand welcher die Datensätze von zwei erfahrenen Gutachtern mittels Notenskala von 1-5 bewertet wurden.

Generell wurde die Bildqualität von beiden Gutachtern als gut bewertet, wobei sich ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden NewTom Generationen ergab – die Qualität des NewTom 3G wurde dabei gegenüber der Vorgängergeneration als signifikant besser eingestuft. Einbußen der Bildqualität ergaben sich durch Bewegungs- und Metallartefakte; letztere allerdings geringer als bei einer CT.

Für die Erstellung eines dreidimensionalen Datensatzes konnte die DVT prinzipiell empfohlen werden, lediglich in der Indikationsgruppe „Kiefergelenk“ stuften beide Gutachter den Informationsgewinn als zu gering ein, weshalb hier von einer DVT abgeraten werden muss und die MRT das Verfahren der Wahl bleibt – insbesondere im Hinblick auf die Beurteilung der Knorpelstrukturen.

8 Abkürzungsverzeichnis

CBCT	Cone-beam computed tomography
CT	Computertomografie
DGZMK	Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
DVT	Digitale Volumentomografie
FPD	Flat Panel Detector
FRS	Fernröntgenseitenbild
HNO	Hals-Nasen-Ohrenheilkunde
KFO	Kieferorthopädie
MKG	Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie
OPG	Orthopantomogramm
SE	Schichtebene
SW	Schichtwinkel
UKE	Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf
ZMK	Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

9 Literaturverzeichnis

- 1 Araki K, Maki K, Sakamaki K, Harata Y, Sakaino R, Okano T, Seo K: Characteristics of a newly developed dentomaxillofacial X-ray cone beam CT scanner (CB MercuRay): system configurations and physical properties. *Dentomaxillofac Radiol.* 2004, 33, 51-59
- 2 Arnheiter C, Scarfe W, Farman A: Trends in maxillofacial cone-beam computed tomography usage. *Oral Radiol.* 2006, 22, 80-85
- 3 Austermann KH: Frakturen des Gesichtsschädels. In: Schwenzler N, Ehrenfeld M: *Zahn-Mund-Kieferheilkunde: 2. Spezielle Chirurgie*, 3. Auflage, Georg Thieme Verlag, Stuttgart 2002, 275-366
- 4 Baba R, Ueda K, Okabe M: Using a flat panel detector in high resolution cone beam CT for dental imaging. *Dentomaxillofac Radiol.* 2004, 33, 285-290
- 5 Buzug T: *Einführung in die Computertomografie - Mathematisch - physikalische Grundlagen der Bildrekonstruktion*. Springer Verlag, 2004
- 6 Cevindandes L, Bailey, Tucker G, Styner M, Mol A, Phillips C, Proffit W, Turvey T: Superimposition of 3D cone-beam CT models of orthognathic surgery patients. *Dentomaxillofac Radiol.* 2005, 34, 369-375
- 7 Cevidanesh LH, Styner MA, Proffit WR: Image analysis and superimposition of 3-dimensional cone-beam computed tomography models. *Am J Orthod Dentofacial Orthod.* 2006, 129, 611-8
- 8 Chacon GE, Dawson KH, Myall RWT, Beirne OR: A comparative study of 2 imaging techniques for the diagnosis of condylar fractures in children. *J Oral Maxillofac Surg.* 2003, 61, 668-672
- 9 Cohnen M, Kemper J, Möbes O, Pawelzik J, Mödder U: Radiation dose in dental radiology. *Eur Radiol.* 2002, 12, 634-637

- 10 Dalchow C, Weber A, Yanagihara N, Bien S, Werner J: Digital volume tomography: Radiologic examinations of the temporal bone. *AJR*. 2006, *186*, 416-423
- 11 Draenert F, Coppentrath E, Herzog P, Müller S, Mueller-Lisse U: Beam hardening artefacts occur in dental implant scans with the NewTom cone beam CT but not with the dental 4-row multidetector CT. *Dentomaxillofac Radiol*. 2007, *36*, 198-203
- 12 Eggers G, Senoo H, Kane G, Mühling J: The accuracy of image guided surgery based on cone beam computed tomography image data. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*, 2009, *107*, 41-48
- 13 Eggers G, Welzel T, Mukhamadiev D, Wörtche R, Hassfeld S, Mühling J: X-ray-Based Volumetric Imaging of foreign bodies: A Comparison of Computed Tomography and Digital Volume Tomography . *J Oral Maxillofac Surg*. 2007, *65*, 1880-1885
- 14 Eletr S, Gebhart F, Sagheb K, Draenert F: Weichteildarstellung auf Basis von DICOM-Daten dentaler DVT-Geräte. *Digital_Dental.News*, 2008, *Ausgabe November*, 14-18
- 15 Ericson S, Kurol J: Incisor root resorption due to ectopic maxillary canines imaged by computerized tomography: a comparative study in extracted teeth. *Angl Orthod* . 2000, *70*, 276-83
- 16 Euler E, Wirth S, Linsenmaier U, Mutschler W, Pfeifer KJ, Hebecker A: Vergleichende Untersuchung zur Qualität der C-Bogen-basierten 3D-Bildgebung. *Unfallchirurg* 2001, *104*, 839-846
- 17 Farman A, Farman T: A status report on digital imaging for dentistry. *Oral Radiol*. 2004, *20*, 9-14
- 18 Farman A, Scarfe W: Development of imaging selection criteria and procedures should preced cephalometric assessment with cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006, *130*, 257-65

- 19 Farman AG, Scarefe W: Development of imaging selection criteria and procedures should precede cephalometric assessment with cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthod.* 2006, *130*, 257-65
- 20 Flinzberg S, Schmelzle R, Schulze D, Rother U, Heiland M: Dreidimensionale Darstellungsmöglichkeiten des Mittelgesichts mithilfe der digitalen Volumentomographie anhand einer Kadaverstudie zur winkelstabilen Osteosynthese. *Mund Kiefer Gesichtschir.* 2003, *7*, 289-293
- 21 Fuhrmann A, Schulze D, Rother U, et al.: Digital transversal slice imaging in dental maxillofacial radiology: from pantomography to digital volume tomography. *Int J Comput Dent.* 2003, *6*, 129-40
- 22 Fullmer J, Scarfe W, Kushner G, Alpert, Farman A: Cone beam computed tomographic findings in refractory chronic suppurative osteomyelitis of the mandible. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2007, *45*, 364-371
- 23 Gomi T, Koshida K, Miyati T: Development of cone angle weighted three-dimensional image reconstruction algorithm to reduce cone-beam artefacts. *Dentomaxillofac Radiol.* 2006, *35*, 398-406
- 24 Guerrero ME, Jacobs R, Loubele M, et al.: State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. *Clin Oral Invest.* 2006, *10*, 1-7
- 25 Guillaume B, Lacoste, Gaborit N, Brossard G, Cruard A, Basle M, Chappard D: Microcomputed tomography used in the analysis of the morphology of root canals in extracted wisdom teeth. *British J Oral Ofac Surgery.* 2006, *44*, 240-244
- 26 Hashimoto K, Kawashima S, Kameoka S, Akiyama Y, Honjaya T, Ejima K, Sawada K: Comparison of image validity between cone beam computed tomography for dental use and multidetector row helical computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2007, *36*, 465-471

- 27 Hatcher DC, Aboudara CL: Diagnosis goes digital. *Am J Orthod Dentofacial Orthod.* 2004, *125*, 512-5
- 28 Heiland M, Pohlenz P, Blessmann M, Habermann C, Oesterhelweg L, Begemann P, Schmidgunst C, Blake F, Püschel K, Schmelzle R, Schulze D: Cervical soft tissue imaging using mobile CBCT scanner with flat panel detector in comparison with corresponding CT and MRI data sets. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007, *104*, 814-20
- 29 Heiland M, Schulze D, Adam G, et al.: 3D-imaging of the facial skeleton with isocentric mobile C-arm image system (Siremobil Iso-C3D). *Dentomaxillofac Radiol.* 2003, *32*, 21-5
- 30 Heiland M, Schulze D, Blake F, et al.: Intraoperative imaging of zygomaticomaxillary complex fractures using a 3D C-arm System . *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2005, *34*, 369-75
- 31 Heiland M, Schulze D, Rother U, Schmelzle R: Postoperative imaging of zygomaticomaxillary complex fractures using digital volume tomography. *J Oral Maxillofac Surg.* 2004, *62*, 1387-1391
- 32 Heimidottir K, Bosshardt D, Ruf S: Can the severity of root resorption be accurately judged by means of radiographs? A case report with histology. *Am J Orthod Dentofacial Orthod.* 2005, *128*, 106-9
- 33 Heurich T, Ziegler C, Steveling H, et al.: Erweiterte Diagnostik im Rahmen der operativen Weisheitszahnentfernung mittels digitaler Volumentomographie. *Mund Kiefer Gesichts Chir.* 2002, *6*, 427-32
- 34 Hintze H, Wiese M, Wenzel A: Cone beam CT and conventional tomography for the detection of morphological temporomandibular joint changes . *Dentomaxillofac Radiol.* 2007, *36*, 192-197
- 35 Holberg C, Steinhäuser S, Geis P, et al.: Cone-beam computed tomography in orthodontics: benefits and limitations. *J Orofac Orthop.* 2005, *66*, 434-44

- 36 Honda K, Arai Y, Kashima M, Takano Y, Sawada K, Ejima K, Iwai K : Evaluation of the usefulness of limited cone-beam CT (3DX) in the assessment of thickness of the roof of the glenoid fossa of the temporomandibular joint. *Dentomaxillofac Radiol.* 2004, *33*, 391-395
- 37 Honda K, Bjornland T: Image-guided puncture technique for superior temporomandibular joint space: value of cone beam computed tomography . *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006, *102*, 281-6
- 38 Honda K, Larheim T, Maruhashi K, et al.: Osseous abnormalities of the mandibular condyle: diagnostic reliability of cone beam computed tomography compared with helical computed tomography based on autopsy material. *Dentomaxillofac Radiol.* 2006, *35*, 152-57
- 39 Honey O, Scarfe W, Hilgers M, Klueber K, Silveira A, Haskell B, Farman A: Accuracy of cone-beam computed tomography imaging of the temporomandibular joint: Comparison with panoramic radiology and linear tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007, *132*, 429-38
- 40 Jensen J, Kragsskov J, Wenzel A, Pedersen S: In vitro analysis of the accuracy of subtraction radiography and computed tomography scanning for determination of bone graft volume. *J Oral Maxillofac Surg.* 1998, *56*, 743-748
- 41 Kalathingal S, Mol A, Tyndall D, Caplan D: In vitro assessment of cone beam local computed tomography for proximal caries detection. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007, *104*, 699-704
- 42 Katsumata A, Hirukawa A, Noujeim M, Okumura S, Munetaka N, Fujishita M, Arijji E, Langlais R: Image artifact in dental cone-beam CT. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006, *101*, 652-7
- 43 Katsumata A, Hirukawa A, Okumura S, Naitho M, Fujishita M, Arijji E, Langlais R: Effects of image artifacts on gray-value density in limited-

- volume cone-beam computerized tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007, *104*, 829-36
- 44 King K, Lam E, Faulkner M, Heo G, Major P: Vertical bone volume in the paramedian palate of adolescents: A computed tomography study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007, *132*, 783-8
- 45 Korbmacher H, Kahl-Nieke B, Schöllchen M, Heiland M: Value of two cone-beam computed tomography systems from an orthodontic point of view. *J Orofac Orthop.* 2007, *68*, 278-289
- 46 Kotsianos D, Rock C, Wirth S, Linsenmaier U, Brandl R, Fischer T, Euler E, Mutschler W, Pfeifer KJ, Reiser M: Frakturdiagnostik am Kniegelenk mit einem neuen mobilen CT-System (ISO-C-3D): Vergleich mit konventionellem Röntgen und Spiral-CT. *Fortschr Röntgenstr* 2002, *174*, 82-87
- 47 Kumar V, Ludlow J, Mol A, Cevidandes L: Comparison of conventional and cone beam CT synthesized cephalograms. *Dentomaxillofac Radiol.* 2007, *36*, 263-269
- 48 Kurzweg T, Dalchow CV, Bremke M, Majdani O, Kureck I, Knecht R, Werner JA, Teymoortash A: The value of digital volume tomography in assessing the position of cochlea implant arrays in temporal bone specimens. *Ear Hear,* 2010, *31*, 413-419
- 49 Lagravere M, Major P: Proposed reference point for 3-dimensional cephalometric analysis with cone-beam computerized tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005, *128*, 657-60
- 50 Lange S, Bender R: Quantile, empirische Verteilungsfunktion und Box Plot. *Dtsch. Med. Wschr.,* 2001, *126*, T27-T28
- 51 Lascala C, Panella J, Marques M: Analysis of accuracy of linear measurement obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom). *Dentomaxillofac Radiol.* 2004, *33*, 291-94

- 52 Lemkamp M, Filippi A, Berndt D, et al.: Diagnostic possibilities of digital volume tomography . Schweiz Monatsschr Zahnmed. 2006, 116, 645-53
- 53 Liu D, Zhang W, Zhang Z, Wu Y, Ma X: Localization of impacted maxillary canines and observation of adjacent incisor resorption with cone-beam computed tomography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2008, 105, 91-8
- 54 Liu D, Zhang W, Zhang Z, Wu Y, Ma X: Three-dimensional evaluations of supernumerary teeth using cone-beam computed tomography for 487 cases. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2007, 103, 403-11
- 55 Lofthag-Hansen S, Huuonen S, Gröndahl K, Gröndahl H: Limited cone-beam CT and intraoral radiography for the diagnosis of periapical pathology. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2007, 103, 114-9
- 56 Loubele M, Maes F, Schutyser F, Marchal G, Jacobs R, Suetens P: Assessment of bone segmentation quality of cone-beam CT versus multislice spiral CT: a pilot study. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2006, 102, 225-34
- 57 Loubele M, Van Assche N, Carpentier K, Maes F, Jacobs R, Van Steenberghe D, Suetens P: Comparative localized linear accuracy of small-field cone-beam CT and multislice CT for alveolar bone measurements. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2008, 105, 512-18
- 58 Ludlow J, Davies-Ludlow L, Brooks S, Howerton W: Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. Dentomaxillofac Radiol. 2006, 35, 219-26
- 59 Ludlow J, Davies-Ludlow L, Brooks S: Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus

- DS panoramic unit. *Dentomaxillofac Radiol.* 2003, 32, 229-Ludlow J, Laster W, See M, Bailey L, Hershey H: Accuracy of measurements of mandibular anatomy in cone beam computed tomography images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007, 103, 534-42
- 60 Mah J, Danforth R, Bumann A, Hatcher D: Radiation absorbed in maxillofacial imaging with new dental computed tomography device. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2003, 96, 508-13
- 61 Marmulla R, Wörtche R, Mühling J, Hassfeld S: Geometric accuracy of the NewTom 9000 Cone Beam CT. *Dentomaxillofac Radiol.* 2005, 34, 28-31
- 62 Mengel R, Candir M, Stiratori K, et al.: Digital volume tomography in the diagnosis of peridental defects: in vitro study on native pig and human mandibles. *J Peridontol.* 2005, 76, 665-73
- 63 Mischkowski R, Pulsfort R, Ritter L, Neugebauer J, Brochhagen H, Keeve E, Zöllner J: Geometric accuracy of a newly developed cone-beam device for maxillofacial imaging. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007, 104, 551-9
- 64 Moshiri M, Scarfe W, Hilgers M, Scheetz, Silveira A, Farman A: Accuracy of linear measurements from imaging plate and lateral cephalometric images derived from cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007, 132, 550-60
- 65 Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, et al.: A new volumetric CT machine for dental imaging based on cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol.* 1998, 8, 1558-64
- 66 Muessig E, Woertche R, Lux CJ: Indications for digital volume tomography in orthodontics. *J Orofac Orthop.* 2005, 66, 241-9
- 67 Neumann PR, Zilkha A: Use of the CAT scan for diagnosis in the complicated facial fracture patient. *Plast Reconstr Surg* 1982, 70, 683-693

- 68 Ohnesorge B, Flohr T, Schwarz K, Heiken J, Bae K: Efficient correction for CT image artefact caused by objects extending outside the scan field of view. *Med Phys.* 2000, 27, 39-46
- 69 Pasini A, Casali F, Bianconi D, Rossi A, Bontempi M: A new cone-beam computed tomography system for dental applications with innovative 3D software. *Int J CARS.* 2007, 1, 265-273
- 70 Pasler F, Visser H, Strahlenexposition des Patienten bei zahnärztlichen Röntgenuntersuchungen In: Rateitschak K, Wolf H, eds.: *Farbatlanten der Zahnmedizin 5: Zahnmedizinische Radiologie.* Thieme, 2000, Seite 17-28
- 71 Pasler F: *Zahnärztliche Radiologie.* Thieme, 1989, 1-22
- 72 Pinsky H, Dyda S, Pinsky R, Misch K, Sarment D: Accuracy of three-dimensional measurements using cone-beam CT. *Dentomaxillofac Radiol.* 2006, 35, 410-416
- 73 Pohlenz P, Blessmann M, Blake F, Heinrich S, Schmelzle R, Heiland M: Clinical indications and perspectives for intraoperative cone-beam computed tomography in oral and maxillofacial surgery. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007, 103, 412-7
- 74 Reiser M, Kuhn F, Debus J: *Radiologie.* Thieme, 2006, 21-24
- 75 Reiser M, Kuhn F, Debus J: *Radiologie.* Thieme, 2006, 61
- 76 Reiser M, Kuhn F, Debus J: *Radiologie.* Thieme, 2006, 69
- 77 Reiser M, Kuhn F, Debus J: *Radiologie.* Thieme, 2006, 79-83
- 78 Rother U: *Moderne bildgebende Diagnostik in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. Grundlagen – Strahlenschutz – Befunde, 2. Auflage.* 2006, 1-2
- 79 Rother U: *Moderne bildgebende Diagnostik in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. Grundlagen – Strahlenschutz – Befunde, 2. Auflage.* 2006, 6-7

- 80 Rother U: Moderne bildgebende Diagnostik in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. Grundlagen – Strahlenschutz – Befunde, 2. Auflage. 2006, 45-48
- 81 Rother U: Moderne bildgebende Diagnostik in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. Grundlagen – Strahlenschutz – Befunde, 2. Auflage. 2006, 82
- 82 Rustemeyer P, Streubuhr U, Suttmoeller J: Low-dose computed tomography: significant dose reduction without loss of image quality. Acta Radiol. 2004, 45, 847-53
- 83 Sakabe J, Kuroki Y, Fujimaki S, Nakajima I, Honda K: Reproducibility and accuracy of measuring unerupted teeth using limited cone beam X-ray CT. Dentomaxillofacial Radiology. 2007, 36, 2-6
- 84 Schroeder HG, Glanz H, Welge-Lüssen L: Frakturen des Orbitabodens. Diagnose, Behandlung und synoptometrische Kontrollen. Laryng Rhinol 1978, 57, 1091-1096
- 85 Schulze D, Blessmann M, Pohlenz P, Wagner K, Heiland M: Diagnostic criteria for the detection of mandibular osteomyelitis using cone-beam computed tomography. Dentomaxillofac Radiol. 2006, 35, 232-235
- 86 Schulze D, Heiland M, Thurmann H, et al.: Radiation exposure during midfacial imaging using 4- and 16-slice computed tomography, cone beam tomography systems and conventional radiography. Dentomaxillofac Radiol. 2004, 33, 83-6
- 87 Schulze R, Heiland M, Schmelzle R, et al.: Diagnostische Möglichkeiten der digitalen Volumentomographie im Bereich des Gesichtsschädels. Quintessenz. 2005, 56, 51-6
- 88 Schulze R: Diagnostisch up to date: Aktueller Stand der digitalen Röntgentechnik. Zahnmedizin. 2006, 6, 702-708
- 89 Schwenzler N, Ehrenfeld M: Allgemeine Chirurgie. Band 1. 3 Thieme, Bildgebende Verfahren, 2000, 223-226

- 90 Schwenzer N, Ehrenfeld M: Allgemeine Chirurgie. Band 1. 3 Thieme, Bildgebende Verfahren, 2000, 247-251
- 91 Schwenzer N, Ehrenfeld M: Allgemeine Chirurgie. Band 1. 3 Thieme, Bildgebende Verfahren, 2000, 262
- 92 Schwenzer N, Ehrenfeld M: Allgemeine Chirurgie. Band 1. 3 Thieme, Bildgebende Verfahren, 2000, 266
- 93 Schwenzer N, Ehrenfeld M: Zahnärztliche Chirurgie. Band 3. 3 Thieme, Zahnärztliche Implantate, 2000, 146
- 94 Schwenzer N, Ehrenfeld M: Zahnärztliche Chirurgie. Band 3. 3 Thieme, Kiefergelenkerkrankungen und Funktionsstörungen, 2000, 293
- 95 Shi H, Scarfe W, Farman A: Three-dimensional reconstruction of individual cervical vertebrae from cone-beam computed-tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007, 131, 426-32
- 96 Swennen G, Schutyser F: Three-dimensional cephalometry: Spiral multi-slice vs cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006, 130, 410-416
- 97 Tanaka T, Morimoto Y, Kito S, Ro T, Masumi T, Ichiya Y, Ohba T: Evaluation of coronal CT findings of rare cases of isolated medial orbital wall blow-out fractures. *Dentomaxillofac Radiol* 2003, 32, 300-303
- 98 Tanrikulu R, Erol B: Comparison of computed tomography with conventional radiography for midfacial fractures. *Dentmaxillofac Radiol* 2001, 30, 141-146
- 99 Tantanapornkul W, Okouchi K, Fujiwara Y, Yamashiro M, Maruoka Y, Ohbayashi N, Kurabayashi T: A comparative study of cone-beam computed tomography and conventional panoramic radiography in assessing the topographic relationship between the mandibular canal and impacted third molars. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007, 103, 253-9

- 100 Tsiklakis K, Syriopoulos K, Stamatakis H: Radiographic examination of the temporomandibular joint using cone beam computed tomography . Dentomaxillofac Radiol. 2004, 33, 196-201
- 101 Van Daatselaar A, Dunn S, Spoelder H, Germans D, Renambot L, Bal H, van der Stelt P: Feasibility of local CT of dental tissues. Dentomaxillofac Radiol 2003, 32, 173-80
- 102 Vanderberghe B, Jacobs R, Yang J,: Diagnostic validity (or acuity) of 2D CCD versus 3D CBCT-images for assessing periodontal breakdown. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2007, 104, 395-401
- 103 Walker L, Enciso R, Mah J: Three-dimensional localization of maxillary canines with cone-beam computed tomography . Am J Orthod Dentofacial Orthod. 2005, 128, 428-23
- 104 Woertche R, Hassfeld S, Lux CJ, et al.: Clinical application of cone beam digital volume tomography in children with cleft lip and palate . Dentomaxillofac Radiol. 2006, 35, 88-94
- 105 Woo E, Connor S: Computed tomography and magnetic resonance imaging appearances of cystic lesions in the suprahyoid neck: a pictorial review. Dentomaxillofac Radiology. 2007, 36, 451-458
- 106 Xia J, Ip HH, Samman N, et al.: Three-dimensional virtually surgical planning and softtissue prediction for orthognathic surgery . IEEE Trans Inf Technol Biomed. 2001, 5, 97-107
- 107 Ziegler C, Woertche R, Brief J, Hassfeld S: Clinical indications for digital volume tomography in oral and maxillofacial surgery. Dentomaxillofac Radiol. 2002, 31, 126-130
- 108 Ziegler CM, Woertche R, Brief J, et al.: Clinical indications for digital volume tomography in oral and maxillofacial surgery. Dentomaxillofac Radiol. 2002, 31, 126-30

- 109 Zizelmann C, Gellrich N, Metzger M, Schoen R, Schmelzeisen R, Schramm A: Computer-assisted reconstruction of orbital floor based on cone beam tomography. Br J Oral Maxillofac Surg. 2007, 45, 79-80
- 110 Zoeller JE: Digitale Volumetomografie in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. Grundlagen, Diagnostik und Behandlungsplanung. Quintessenz, Grundlagen der DVT - Technologie, 2007, 7
- 111 Zoeller JE: Digitale Volumetomografie in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. Grundlagen, Diagnostik und Behandlungsplanung. Quintessenz, Grundlagen der DVT - Technologie, 2007, 8
- 112 Zoeller JE: Digitale Volumetomografie in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. Grundlagen, Diagnostik und Behandlungsplanung. Quintessenz, Grundlagen der DVT - Technologie, 2007, 15
- 113 Zoeller JE: Digitale Volumetomografie in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. Grundlagen, Diagnostik und Behandlungsplanung. Quintessenz, Grundlagen der DVT – Technologie, 2007, 18-19
- 114 Zoeller JE: Digitale Volumetomografie in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. Grundlagen, Diagnostik und Behandlungsplanung. Quintessenz, Bildqualität – Anforderungen und Einflussfaktoren, 2007, 32-33

10 Danksagung

Ich möchte mich sehr bei Herrn Prof. Dr. Dr. Max Heiland der Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie des Universitätsklinikums Hamburg Eppendorf für die Überlassung des Themas und die tatkräftige Unterstützung bedanken. Das Gleiche gilt natürlich auch für Frau Prof. Dr. Heike Korbmacher-Steiner.

Auch danken möchte ich dem Funktionsbereich zahnärztliches Röntgen des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde im Universitätsklinikum Hamburg Eppendorf für die Unterstützung und für das zur Verfügung stellen des Datenmaterials.

Ein besonderer Dank gebührt auch der Poliklinik für Kieferorthopädie, die mir und den Gutachern ein Arbeitsplatz mit Monitor zur Röntgenbefundung zur Verfügung stellten.

Nicht zuletzt danken möchte ich auch Veronika Laschke, die mir beim Schreiben dieser Arbeit nicht nur ihr Wohnzimmer zur Verfügung gestellt, sondern auch für mein leibliches Wohl mehr als liebevoll gesorgt hat.

11 Lebenslauf

Persönliche Daten

Name	Maximilian Schöllchen
Geburtsdatum	05. Oktober 1981
Geburtsort	Köln/ Deutschland
Nationalität	deutsch
Familienstand	verheiratet mit Alina Thea Emilia Schöllchen

Schul- und Universitätsausbildung

seit 10/2010	Studium der Zahnmedizin, Universität Hamburg
seit 03/2010	wissenschaftlicher Mitarbeiter der Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, Universitätsklinikums Hamburg Eppendorf
06/2009	ärztliche Approbation
04/–05/2009	2. Teil der Ärztlichen Prüfung Schriftlicher Teil: Note - gut - Mündlicher Teil: Note - sehr gut -
04/–07/2008	Tertial „Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie“ im Rahmen des „Praktischen Jahres“, Universitätsklinikum Hamburg Eppendorf
12/2007–04/2008	Tertial „Allgemeinchirurgie“ im Rahmen des „Praktischen Jahres“, Krankenhaus Reinbek St. Adolf Stift, Deutschland und Tygerberg Academic Hospital, Südafrika
08/–12/2007	Tertial „Innere Medizin“ im Rahmen des „Praktischen Jahres“, Spital Interlaken, Schweiz
10/2005–08/2007	Klinischer Abschnitt des Studiums der Humanmedizin Universität Hamburg
09/2005	Prüfung im Modellstudiengang, Äquivalent der Ärztlichen Vorprüfung gemäß ÄAPPO vom 28. Oktober 1970, zuletzt geändert am 11. Februar 1999
10/2002– 09/2005	Studium der Humanmedizin im Modellstudiengang der Medizin, Universität Hamburg
07/2001-04/2002	Zivildienst im Bereich „Behindertenbeförderung“ des Arbeiter Samariter Bundes, Bremen
08/1998-08/1999	Schulischer Auslandsaufenthalt Judson School, Scottsdale/AZ, USA Stipendiat der Organisation ASSIST
08/1992–06/2001	Ökumenisches Gymnasium zu Bremen Allgemeine Hochschulreife (Note: 2,2)

Praktika und Famulaturen

07/-08/2007	Famulatur im Jalna Mission Hospital, Indien Klinik für Chirurgie und Gynäkologie
05/-06/2007	Famulatur in der Gemeinschaftspraxis für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie im Richtweg, Bremen, Dr. Dr. Heiko Hoffmann
04/-05/2007	Famulatur am Universitätsklinikum Hamburg Eppendorf, Klinik für diagnostische und interventionelle Radiologie
08/-09/2006	Famulatur am Universitätsklinikum Hamburg Eppendorf, Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie
08/-09/2004	Famulatur am Martins-Krankenhaus Lilienthal, Klinik für Unfallchirurgie
02/-03/2003	und Krankenpflegepraktikum am Universitätsklinikum
08/-09/2003	Hamburg Eppendorf, Klinik für Dermatologie
08/-09/2002	Praktikum als Chemielaborant im Chem.-tech. Laboratorium Dr. Cord Lüllmann Bremen

Wissenschaftliche Arbeiten

07/2007	Mitveröffentlichung im Journal of Orofacial Orthopedics - „Value of two cone-beam computed tomography systems from an orthodontic point of view.“ (J Orofac Orthop. 2007 Jul;68(4):278-89)
---------	---

Praktische Tätigkeiten

Seit 01/ 1997	Tätigkeit als C-Trainer im Bereich Tennis im Bremer Hockey Club e.V.
Seit 02/2005	Erstellung von Powerpoint Präsentationen im medizinischen Bereich in der Firma „Screenmakers“

12 Eidesstattliche Erklärung

Ich versichere ausdrücklich, dass ich die Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe.

Ferner versichere ich, dass ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.

Unterschrift: