

TECHNISCHE UNIVERSITÄT MÜNCHEN
Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie
des Klinikums rechts der Isar
(Direktor: Univ.- Prof. Dr. Dr. K.-D. Wolff)

**Diagnostische Wertigkeit von PSA und DVT
– eine klinisch-retrospektive Untersuchung –**

Carolina Johanna Wolff

München
2013

TECHNISCHE UNIVERSITÄT MÜNCHEN
Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie
des Klinikums rechts der Isar
(Direktor: Univ.- Prof. Dr. Dr. K.-D. Wolff)

**Diagnostische Wertigkeit von PSA und DVT
– eine klinisch-retrospektive Untersuchung –**

Carolina Johanna Wolff

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines
Doktors der Zahnheilkunde
genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. E. J. Rummeny

Prüfer der Dissertation: 1. Univ.-Prof. Dr. H. Deppe
2. Univ.-Prof. Dr. H. Berger

Die Dissertation wurde am 09.07.2013 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 13.11.2013 angenommen.

Meinen Eltern

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	3
1.1	Geschichte der bildgebenden Verfahren	3
1.2	Historischer Hintergrund von DVT und CT	4
1.2.1	Funktionsprinzip der DVT	6
1.3	Historischer Hintergrund der Panorama-Schichtaufnahme (PSA)	9
1.3.1	Funktionsprinzip der PSA	10
1.4	Strahlenexposition	12
2	Problem, Fragestellung und Ziel der Arbeit	16
3	Material und Methode	17
3.1	Galileos Gerät und Software	17
3.2	Sichtung der schriftlichen Patientendokumentation	21
3.3	Systematik der PSA-Auswertung	22
3.4	Systematik der DVT-Auswertung	24
3.5	Bildung von Indikations,- und Wertigkeitsklassen	25
3.6	Statistische Auswertung	26
4	Ergebnisse	27
4.1	Patientengut	27
4.2	Indikationen und Befunde	29
4.2.1	Fallbeispiele	37
5	Diskussion	53
5.1	Allgemeiner Teil	53
5.2	Diskussion der Ergebnisse	53
5.3	Ausblick	65
6	Zusammenfassung	68
7	Literaturverzeichnis	70
8	Anhang	81
8.1	Abbildungsverzeichnis	81
8.2	Tabellenverzeichnis	83
9	Danksagung	84
10	Curriculum vitae	85

Abkürzungsverzeichnis

%	Prozent
°	Grad
2D	Zweidimensional
3D	Dreidimensional
ACTA	Automated computerized transverse axial
ALARA	As low as reasonably achievable
BRONJ	Bisphosphonate-related osteonecrosis of the jaws
BV	Bildverstärker
bzw.	Beziehungsweise
CBCT	Cone beam computed tomography
CCD	Charge-coupled Device
CEPH	Cephalometrisch
cm	Centimeter
cm ³	Kubikzentimeter
CT	Computertomographie
CW-FDK	Combination-weighted Feldkamp algorithm
d.h.	das heißt
DGZMK	Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund-und Kieferheilkunde
DICOM	Digital imaging and communications in Medicine
DIN	Freiwillig etablierter Standard des dt. Instituts für Normung
DNS	Desoxyribonucleinsäure
DVT	Digitale Volumetomographie
EMI	Electric and musical industries
et al.	Und andere
FOV	Field of view
g	Gramm
Gy	Gray
ICRP	International comission on radiological protection
J	Joule
KG	Kiefergelenk
kg	Kilogramm
KH	Kieferhöhle
kV	Kilovolt
mA	Milliampere
mAs	Milliamperesekunde
MAV	Mund-Antrum-Verbindung
MKG	Mund-,Kiefer-und Gesichtschirurgie
MRT	Magnetresonanztherapie
MSCT	Mehrschicht-CT
mSv	Millisievert
N	Anzahl

NIWID	No idea what I'm doing
NNH	Nasennebenhöhlen
OK	Oberkiefer
OP	Operation
PSA	Panoramaschichtaufnahme
Rö	Röntgen
sec.	Sekunden
Sv	Sievert
TU	Technische Universität
u.a.	Unter anderem
UK	Unterkiefer
WK	Wertigkeitsklasse
x-Strahlen	Röntgenstrahlen

1 Einleitung

1.1 Geschichte der bildgebenden Verfahren

Der Begriff des „bildgebenden Verfahrens“ ist in der Medizin weit verbreitet und stellt einen „Oberbegriff für verschiedene Diagnostikmethoden dar, die Aufnahmen aus dem Körperinnerem liefern“. Ultraschall,- Röntgen und Nuklear diagnostik, Magnetresonanz,- und Computertomographie und zunehmend auch die digitale Volumentomographie sind die bedeutsamsten dieser Verfahren [Foundation Wikimedia 2013].

Das älteste und einfachste Gerät eines bildgebenden Verfahrens ist die Lochkamera, die bereits im 13. Jahrhundert Anwendung fand. Andere bildgebende Verfahren, deren Entwicklungen um 1600 stattfanden, sind Fernrohr und Mikroskop. Die Geburtsstunde der bildgebenden Verfahren war jedoch die Entdeckung der Röntgenstrahlen durch Wilhelm Conrad Röntgen 1895 [Pai-Dhungat 2004] (Abb. 1-1). Diese nach ihm benannte Strahlung, die in der Lage ist, auch für den Menschen undurchsichtige Materie zu durchdringen, wird von verschiedenen Materialien unterschiedlich stark geschwächt. Somit waren die Grundlagen der Röntgentechnik gelegt.



Abb. 1-2 W. C. Röntgen (Severus 2012)

Bei der Erzeugung von Röntgenstrahlen durch die Röntgenröhre bilden im einfachsten Fall zwei Elektroden in einem luftleeren Glas- oder Metallkolben die Hauptbauelemente. Elektronen treten aus der geheizten Glühkathode in Richtung der positiv geladenen Anode aus. Unter Anlegen einer Spannung werden sie beschleunigt und treffen mit hoher Geschwindigkeit auf die Anode. Durch abrupte

Bremsung kommt es durch Aussendung von Röntgenstrahlen zur Abgabe von kinetischer Energie [Harms 2000] (Abb. 1-2).

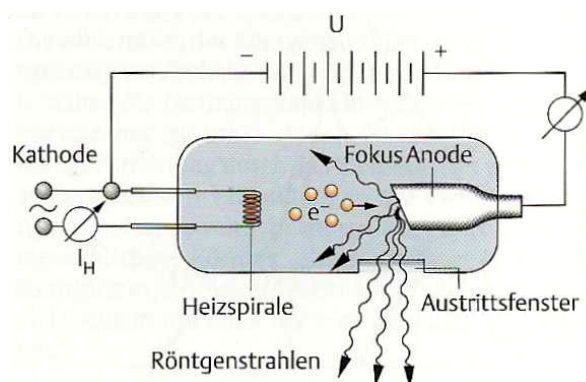


Abb. 1-3 Erzeugung von Röntgenstrahlen (Pasler 2008)

Komplexe Berechnungen, welche die Grundlage von Rekonstruktionen im Bereich tomographischer Verfahren sind, wie etwa Berechnung von Schnittebenen oder 3D-Darstellungen, wurden zunehmend von leistungsfähigen Computern bewerkstelligt. Dies führte zu weitreichenden Verbesserungen in der Darstellung bildgebender Techniken.

Ziel der Entwicklung des neuartigen Verfahrens der digitalen (dentalen) Volumetomographie (DVT) war es, mit im Vergleich zum CT geringerer Strahlenbelastung einen dreidimensionalen Datensatz zu erstellen, der eine möglichst präzise Darstellung anatomischer Strukturen zulassen soll.

1.2 Historischer Hintergrund von DVT und CT

Der Prototyp eines Computertomographen wurde im Jahre 1968 vom englischen Ingenieur Godfrey N. Hounsfield entwickelt. Dieser mit Röntgenstrahlung arbeitende Experimental-Scanner konnte anfangs nur anatomische Präparate vermessen; die ersten Bilder anatomischer Strukturen des Kopfes wurden etwa ein Jahr später angefertigt [Beckmann 2006]. Die Messung dauerte bis zu 10 Stunden und die Rekonstruktion der Bilder, auf denen eine partielle Differenzierung zwischen grauer und weißer Hirnsubstanz möglich war, erforderte ungefähr zweieinhalb Stunden. Das erste CT-Gerät wurde 1971 ebenfalls von Hounsfield entwickelt, der seinerzeit bei

der britischen Firma EMI arbeitete. Die ersten mathematischen Grundlagen hierfür wurden vom österreichischen Mathematiker Johann Radon bereits 1917 gelegt. Er entwickelte ein Rechenmodell, mit dem ein dreidimensionales Objekt aus zweidimensionalen Projektionen errechnet werden konnte [Shepp 1980]. Nach zahlreichen weiteren Gerätegenerationen erhielt Hounsfield 1979 zusammen mit dem südafrikanischen Physiker Allan M. Cormack den Nobelpreis für Medizin [Raju 1999].

Die ersten Geräte hatten eine nur sehr eingeschränkte Funktionalität, wiesen aber einen für damalige Verhältnisse hervorragenden Weichteilkontrast auf. Sie zeichneten sich durch einen Detektor aus, welcher nach dem Translations-Rotations-Prinzip arbeitete. Um das Untersuchungsobjekt – den Kopf des Patienten -bewegten sich translatorisch, im festen Abstand zueinander, Detektor und Röhre [Kalender 2011].

Bei den Geräten der zweiten Generation kam ein Fächerstrahl zur Anwendung. Auch bei dieser Generation, die 1972 auf den Markt kam, handelte es sich um reine Schädelscanner. Erst 2 Jahre später kam der erste Ganzkörperscanner (ACTA) in den USA zum Einsatz, wobei sich aufgrund des Auftretens von Bewegungsartefakten die Abbildungen zunächst auf den Extremitäten- und Kopfteil beschränkten [Curagita AG 2012].

Nach Entwicklungen von Geräten der dritten Generation, mit denen es möglich war, innerhalb von 20 Sekunden Daten einer Untersuchungseinheit zu erfassen und somit die Aufnahmezeit pro Schicht deutlich zu reduzieren, kam es mit der vierten Gerätegeneration zur Reduzierung der Aufnahmezeit für einen Scan auf 1-5 Sekunden, da nur noch die Röntgenröhre rotierte, während die Detektoren erstmals zirkulär und fest im gesamten Gerät montiert waren. Anfang der 90iger Jahre kam es durch den deutschen Physiker Willi A. Kalender zur Einführung des Spiral-CT [Kalender 2011]. Es ergaben sich eine höhere Auflösung mit weniger Bewegungs-, - und Atmungsartefakten.

Ende der Neunziger Jahre erfolgte die Einführung der cone-beam computed tomography (CBCT), die hierzulande als DVT (digitale Volumentomographie) bezeichnet wird [Lund 2011].

Diese Geräte arbeiteten nicht mehr mit einem zweidimensionalen Fächerstrahl, sondern konnten durch Entwicklung von Bildrekonstruktionsalgorithmen mit einem

dreidimensionalen Kegelstrahl mehrere hundert Röntgenbilder aufnehmen, aus denen dreidimensionale Datensätze berechnet werden konnten (Abb. 1-3).

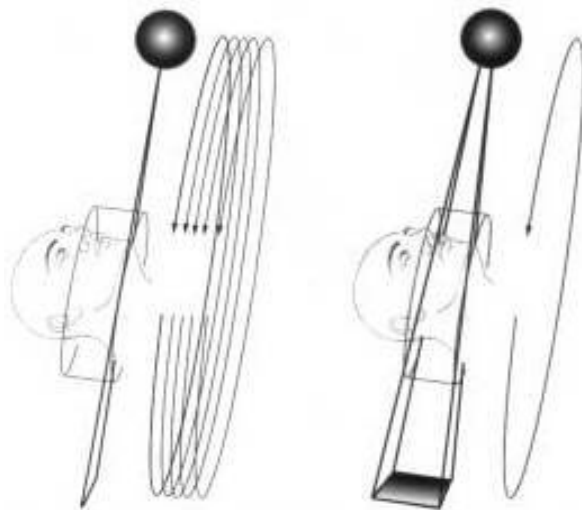


Abb. 1-4 Vergleich Funktionsprinzip Spiral-CT (links) und DVT (rechts) (Hirsch et al. 2002)

1.2.1 Funktionsprinzip der DVT

Bei der DVT handelt es sich um eine digitale Aufnahmetechnik, bei der ein dreidimensionales Nutzstrahlenbündel und ein flächenförmiger Detektor zur Anwendung kommt [Braak 2012]. Mit einer einmaligen Rotation wird ein komplettes Volumen aufgezeichnet, aus dem alle gewünschten Schnittebenen und dreidimensionalen Rekonstruktionen errechnet werden [Howerton 2008].

Das Funktionsprinzip der DVT beruht auf einer Reihe von Funktionselementen. Die bisher üblichen DVT-Geräte, bestehend aus einer Röntgenröhre mit dem Generator, einer CCD-Kamera, einem Steuerrechner mit Auswertungssoftware sowie einer Bildverstärkerröhre, die der CCD-Kamera angeschlossen ist, werden heute zunehmend durch Flatpanel Detektoren ersetzt. Sie verfügen über eine röntgenempfindliche Szintillatorschicht aus amorphem Silizium mit Dünnschichttransistoren und benötigen verglichen mit den anfänglich verwendeten Bildverstärkern eine deutlich höhere Expositionsenergie und damit eine höhere Strahlenbelastung für den Patienten [Baba 2004, Scarfe 2008]. Gemeinsam ist allen momentan auf dem Markt befindlichen Geräten die Technologie zur Erzeugung von dreidimensionalen Datensätzen [Mozzo 1998]. Die DVT arbeitet im Gegensatz zu den klassischen Computertomographen mit einem kegelförmigen Strahlenbündel

(cone-beam), reduzierter Strahlenbelastung, niedrigen kV und mA Werten und zunehmend flächenförmigen Detektoren [Ludlow 2008]. Es ist darauf hinzuweisen, dass es sich bei der dentalen Volumentomographie, die im internationalen Sprachgebrauch als cone-beam computed tomography bezeichnet wird, nicht um eine Tomographie handelt, da klassische radiologische Projektionen auf einer Kreisbahn und nicht primär in Schichten wie bei der CT erstellt werden [Molteni 2008]. Das in einem Durchlauf aufgenommene Volumen enthält also alle Grunddaten, die über eine Software entsprechend der Erfordernisse unterschiedlich aufbereitet werden können (Abb. 1-4).

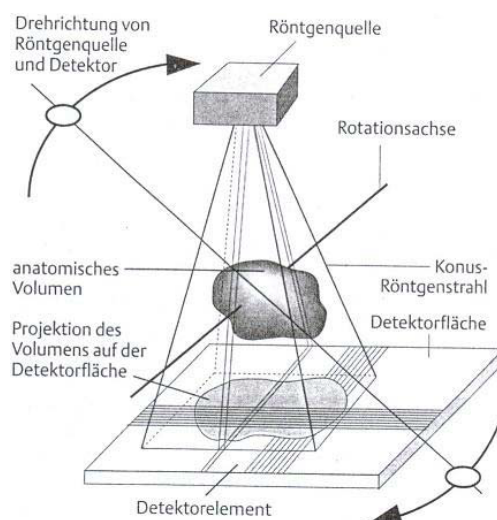


Abb. 1-5 Funktionsprinzip DVT (Rother 2006)

Das System bewegt sich mit einem Geräte-abhängigen Umlauf von 180° bis 360° um den Patienten, der eine sitzende, liegende oder stehende Position einnimmt. Bei der Rotation, die durch einen C-Arm ermöglicht wird und welcher die Strahlenquelle gegenüberliegend von dem Detektor fixiert, werden Durchleuchtungsaufnahmen durch einen kegelförmigen, meist gepulsten Röntgenstrahl erzeugt [Schulze 2011]; hierdurch wird die effektive Expositionszeit verringert [Patel 2009]. Während des Umlaufs wird eine große Zahl von Einzelprojektionen in Form von zweidimensionalen Einzelbildern aufgenommen, wobei pro Winkelgrad mindestens ein Projektionsröntgenbild erstellt wird. Aus diesen Rohdaten kann durch mathematische Verrechnung ein optimiertes 2D-Panoramabild generiert werden. Zur Berechnung einer dreidimensionalen Volumengrafik, die sich aus einzelnen Voxeln zusammensetzt, werden zweidimensionale Bilder als Datensatz benötigt. Aus diesem Volumen kann die Rekonstruktion von primären Schnittbildern in axialer Darstellung durch einen Rekonstruktionsalgorithmus erfolgen [Rother 2006]. Hieraus können

Ansichten in allen Ebenen und 3D-Darstellungen erzeugt werden, mit denen eine Reihe von weiteren wichtigen Funktionen, wie zum Beispiel der Vermessung von Abständen im Raum, ausgeführt werden können.

Der Mess- und Rekonstruktionsvorgang ruft allerdings einige nicht zu vermeidende Probleme hervor, die zur Entstehung von Artefakten führen können. Das Zusammenspiel von Volumenberechnung, Röntgenprojektionsgeometrie und Grafikdarstellung kann zu den typischen Auslöschungs- und Aufhärtungsartefakten - bedingt durch hochdichte Strukturen wie zum Beispiel Metallobjekten – führen. Bei Auslöschungsartefakten kommt es somit in der Strahlengangsrichtung durch Schwächung des initial emittierten Strahlenbündels zur Auslöschung der Bildinformation hinter sehr dichten Objekten, wodurch eine korrekte Berechnung der Absorption verhindert wird [Meilinger 2011]. Aufhärtungsartefakte zeichnen sich durch eine Energieverschiebung zugunsten der härteren Röntgenstrahlung aus. Diese energiereiche Strahlung wird im Gewebe weniger geschwächt [Schulze 2010]. Artefakte stellen damit häufig eine Quelle für Fehleinschätzungen oder Fehldiagnosen (z.B. Artefakte in der Nachbarschaft von Implantaten, die mitunter als „Periimplantitis“ fehldiagnostiziert werden), dar.

Weiterhin kann es zu sogenannten „Moiré-Effekten“ kommen (aus dem frz. Moirer, „marmorieren“), die als regelmäßige Hell-Dunkel Streifen in der Peripherie einer DVT erscheinen. Diese Muster bezeichnet man auch als „Aliasing-Artefakte“. Sie werden bei der DVT durch die notwendige Aufteilung des Objektes in Voxel oder vor allem durch unterschiedliche Mengen an gemessenen Strahlen in den einzelnen Voxelschichten verursacht [Schulze 2009a]. Artefakte können aber auch durch nicht technologisch bedingte Faktoren auftreten. Sogenannte Verwackelungs-Artefakte können eine sachgemäße Beurteilung und Auswertung einer DVT unmöglich machen [Hanzelka 2010].

Künftige technische Neuerungen liegen in einer wachsenden Zylindergröße, der Reduzierung der Scanzeit, Verbesserungen hinsichtlich des Weichteil-Kontrasts, einer besseren Dosisausbeute und einem umfassenden Ersatz der Bildverstärkertechnologie durch Flachbild-Detektoren, um eine isotrope räumliche Auflösung zu ermöglichen, geometrische Verzerrungen zu verhindern und ein verbessertes Signal-Rausch-Verhältnis herzustellen [Leppek 2012, Scarfe 2008].

1.3 Historischer Hintergrund der Panorama-Schichtaufnahme (PSA)

Die ersten Gedanken zur Entwicklung einer Aufnahmetechnik, bei der Ober- und Unterkiefer mit Darstellung aller Zähne abgebildet werden können, entstanden 1933 durch den Japaner Numata [Karjodkar 2006]. Der Röntgenfilm lag dabei intraoral fest dem Alveolarfortsatz an, und die Röntgenstrahlen liefen außerhalb der Mundhöhle um den Kiefer herum. Dieses Darstellungsprinzip war durch viele Überlagerungen gekennzeichnet und setzte die Methodik der Schichtuntersuchung noch nicht vollständig um. Ende der dreißiger Jahre wurde dann ein Entwurf zur Darstellung gebogener Ebenen, welcher sich durch zwei Komponenten auszeichnete, von Heckmann vorgestellt [Heckmann 1939]. Die Gerätekonstruktion dieses Konzeptes, welches man als Pantomographie bezeichnete, entwickelte sich aus dem Prinzip der Tomographie und zeichnete sich durch bewegten Film und Röntgenröhre aus [Paatero 1961]. Unabhängig von Heckmanns Arbeiten schlug Paatero dann 1949 ein Verfahren unter Verwendung einer stationären Röntgenröhre vor. Das Strahlenbündel wurde hierbei durch einen vertikalen Schlitz begrenzt und der Patient wurde, auf einem Drehstuhl sitzend, um die eigene Achse gedreht. Der Röntgenfilm befand sich hierbei noch intraoral. Noch im selben Jahr entwickelte Paatero eine Methode, mit welcher der Film extraoral platziert werden konnte und bei der Film und Patient bei unbeweglich stationierter Röntgenröhre um eine einzige vertikale Achse gedreht wurden [Paatero 1949]. Die Abbildungsqualität konnte etwa ein Jahr später nochmals erheblich gesteigert werden, da anstelle eines vertikalen nun zwei exzentrische Rotationszentren Anwendung fanden. Hierbei konnte der Zentralstrahl mehr senkrecht auf die Zähne und Film gerichtet werden, da der Kiefer näher an den Film heran gebracht werden konnte. Somit nahm die Zahl der Überlagerungen von Zähnen ab. Klinische Anwendung fand das erste funktionstüchtige Pantomographiegerät allerdings erst 1954 [Paatero 1954].

Durch zahlreiche Modifikationen war später dann eine fast überlagerungsfreie Darstellung möglich, da die Rotation von Film und Fokus um drei feste Rotationszentren erfolgte. Hiermit konnten nun auch die aufsteigenden Äste mit der Kiefergelenksregion dargestellt werden [Paatero 1959]. Das dritte Rotationszentrum befand sich hierbei im Bereich des vorderen Mundbodens und ermöglichte mit den beiden im Bereich der letzten Molaren liegenden Rotationszentren eine orthoradiale Darstellung der Zähne und umliegender Strukturen.

1.3.1 Funktionsprinzip der PSA

Panorama-Aufnahmen sind Übersichtsaufnahmen, die der panoramaartigen Darstellung aller Zähne und der Abbildung großer Teile der Kiefer dienen.

Das Prinzip der Panorama-Schichtaufnahme liegt in der Schichtuntersuchung, bei der sich Röntgenröhre und Filmkassette bzw. Detektor um die darzustellende Ebene durch einen koordinierten Bewegungsablauf drehen [Pasler 2003]. Hierbei spricht man auch von Orthopantomographie [Pataky 1979]. Strukturen, die außerhalb der zu untersuchenden Schichtebene liegen, werden eliminiert und verwischt dargestellt.

Die Methode der Panorama-Aufnahme wird auch Schlitzblendenaufnahmetechnik genannt, da lediglich ein schmaler Nutzstrahlenkegel wirksam wird. Der schmale Strahlenkegel wird durch die Primärblende geführt, und störende Streustrahlung wird über einem vor der Filmkassette liegenden Sekundärspalt (Sekundärblende) abgefangen (Abb. 1-5).

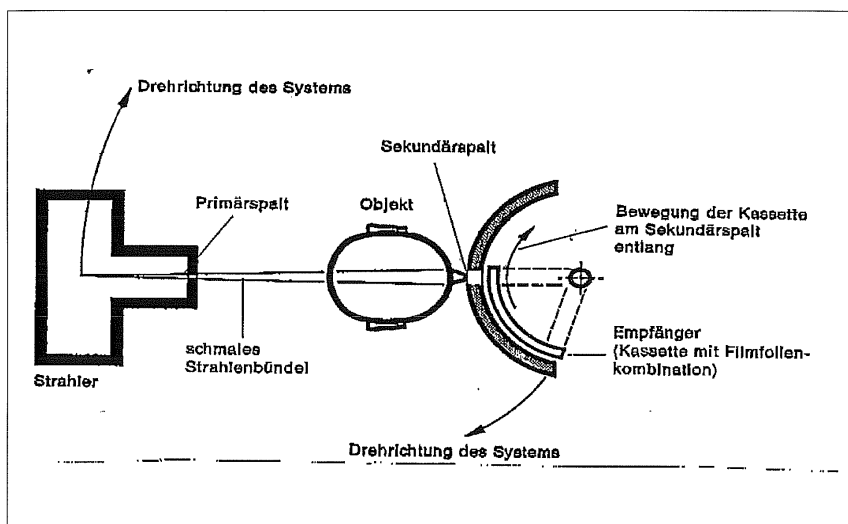


Abb. 1-5 Vereinfachte Darstellung des von Paatero entwickelten Panoramaskichtprinzips (Rother 2006)

Eine möglichst orthoradiale Projektion wird durch einen Bewegungsablauf über drei Drehpunktachsen, welche bei der PSA nicht in der Abbildungsschicht liegen, erzielt. Die überlagerungsfreie Darstellung lässt sich heute durch bewegte Drehpunktachsen weiter verbessern [Patel 1986].

Um Strukturen noch schärfer abbilden zu können, wird der physikalische Effekt gleicher Geschwindigkeiten genutzt. An der Stelle, an der die Geschwindigkeit

zwischen Strahler und Filmebene identisch ist, werden die abzubildenden Strukturen immer auf die gleiche Filmstelle projiziert und deswegen präziser abgebildet [Pasler 2003].

Die heute gebräuchlichen Röntgengeräte sind mit einem sogenannten Pseudofokus oder funktionellem Fokus, d.h. einem sich ständig bewegendem, veränderten Rotationszentrum ausgestattet [Hayakawa 1993]. Hierbei wird versucht, den Fokus- Film Abstand so unveränderlich wie möglich zu halten, um Verzerrungseffekte zu minimieren [Treasure 1994]. Eine Optimierung der Bildqualität konnte außerdem noch durch die Verkleinerung des Brennfleckes, Veränderungen der Verstärkerfolien, harmonisch fortlaufende Bewegung von Mikroprozessoren und Weiterentwicklung der Generatoren erreicht werden [Forest 1981] .

Diagnostisch gute Ergebnisse und Detailerkennbarkeit werden aber nicht nur durch technische Errungenschaften beeinflusst, sondern auch durch den Patienten selbst. Dabei spielen die Compliance des Patienten und die richtige Patientenpositionierung eine entscheidende Rolle [Akesson 1993]. Die korrekte Vorbereitung des Patienten zur Aufnahme kann technisch kaum vermeidbare Überlagerungen durch schattengebende Strukturen oder lufthaltige Räume minimieren [Rushton 1999]. Dazu zählen nach Einstellung der Belichtungsparameter vor allem der korrekte Aufbiss der Frontzähne auf der Aufbissvorrichtung, um zu gewährleisten, dass die Frontzähne des Oberkiefers und Unterkiefers in der gleichen Schicht zu liegen kommen und dadurch Überlagerungen der Okklusalfächen vermieden werden [Thiel 2001]. Auch das Anlegen der Zunge an das Gaumensegel vermeidet unnötige Luftüberlagerungen und trägt damit erheblich zur Optimierung der Bildqualität bei. Somit stellt sich die Frage, ob derartige Fehlerquellen durch Anwendung anderer Röntgentechniken, beispielsweise durch die digitale Volumetomographie, eliminiert oder zumindest minimiert werden können.

Durch Weiterentwicklung der Panorama-Geräte im Zuge der Digitalisierung, durch Effizienzsteigerung bei der Datenorganisation und aus Marketinggesichtspunkten, kommt es zu einem zunehmenden Ersatz der konventionellen Technik durch digitale Systeme. Bei den digitalen Verfahren der Panorama-Schichtaufnahme kann man zwischen einer direkten und indirekten Methode unterscheiden, wobei der wesentliche Unterschied in einem Ersatz der konventionell gebräuchlichen Film-Folien Systeme besteht. Bei der direkten Variante wird ein strahlungsempfindliches Sensorelement verwendet, wobei die Röntgenstrahlen direkt in ein elektrisches

Signal umgewandelt und verarbeitet werden. Die Bildherstellung des weitaus empfindlicheren indirekten Verfahrens kommt im Zuge der nachträglichen Digitalisierung zum Einsatz. Mithilfe eines Lasers und einer entsprechenden Software wird durch Abtastung des Energiereliefs einer Speicherfolie anschließend ein digitales Bild erstellt.

Vorteile der digitalen Verfahren liegen beispielsweise in einer reduzierten Strahlenbelastung durch höhere Empfindlichkeit der Sensoren, der Möglichkeit von nachträglicher Änderung der Helligkeit, Kontrast und Schärfe und dem Zeitvorteil; dennoch erreicht die Wiedergabegenauigkeit digitaler Verfahren noch nicht die des konventionellen Röntgenfilms [Ramesh 2001, Visser 2000].

1.4 Strahlenexposition

Der Mensch ist einer natürlichen Strahlenbelastung ausgesetzt. Mit der Entdeckung der x-Strahlen durch Wilhelm Conrad Röntgen und durch den Einsatz von Radionukliden in der Kerntechnik kam die zivilisatorische Strahlenexposition hinzu [Lindell 1987].

Die mittlere effektive Dosis der natürlichen Strahlenexposition in Deutschland, die unterteilt wird in terrestrische, kosmische und innere, beträgt bei durchschnittlichen Bedingungen im Jahr 2,1 mSv. Die zivilisatorische (künstliche) Dosis liegt bei ca. 1,8 mSv pro Einwohner und Jahr. Daraus ergibt sich eine berechnete Gesamtexposition pro Person im Jahr 2010 mit 3,9 mSv [Bundesamt für Strahlenschutz 2012].

Die Strahlenanwendung in der Medizin (Röntgendiagnostik, Nuklearmedizin, Strahlentherapie) macht einen nicht unerheblichen Anteil der zivilisatorischen Strahlenexposition aus und begründet durch diese Tatsache wird die Notwendigkeit eines gesetzlich verankerten Strahlenschutzes deutlich (Abb. 1-6). Dieser umfasst die Gesamtheit aller Methoden und Maßnahmen, die dem Schutz des Menschen und seiner Umwelt vor dem schädlichen Einfluss ionisierender Strahlung dienen. Zwar ist die zahnärztliche Radiologie mit lediglich 0,2% an der auf die Gesamtbevölkerung einwirkenden effektiven Strahlenbelastung beteiligt (1% der medizinischen Röntgendiagnostik), aber die Strahlenqualität, die in der zahnärztlichen Röntgendiagnostik durch typische Erzeugungsspannungen von 60-90 kV erzeugt wird, kann trotzdem irreparable Schäden durch direkte Treffer der DNA hervorrufen [Tschernitschek 2006]. Diese kommen jedoch sehr selten vor und beruhen vorwiegend auf der Freisetzung von Sekundärelektronen und freien Radikalen. Die auf kleine, gut definierbare Gebiete beschränkten applizierten Dosen sind sehr

gering. Zudem finden sich im Kopf-Hals Bereich - abgesehen von der Augenlinse - nur wenig strahlensensible Gewebe oder Organe. Deterministische Strahlenschäden, d.h. nicht zufallsbedingte Strahlenschäden, treten bei der Röntgendiagnostik im zahnärztlichen Bereich nicht auf; es muss jedoch auf die hohe Empfindlichkeit der Augenlinse bei Bestrahlungen im Niedrigdosisbereich und ihre Katarakt-Anfälligkeit hingewiesen werden [Klein 1993]. Daher müssen alle Maßnahmen getroffen werden, um die Exposition an Patient und Personal so gering wie möglich zu halten. Dies ist durch Grundsätze des Strahlenschutzes wie etwa der Rechtfertigung, der Optimierung (durch das ALARA-Prinzip: As low as reasonably achievable) und der Einhaltung von Dosisgrenzwerten zu erreichen [Voisin 2004].

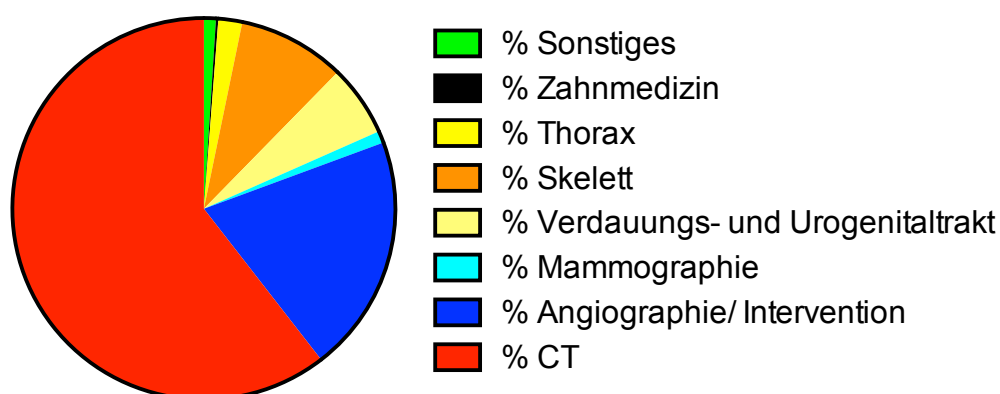


Abb. 1-6 Kollektive effektive Dosis; Proz. Anteil der versch. Röntgenmaßnahmen an der kollektiven effektiven Dosis 2009 (Bundesamt für Strahlenschutz)

Die meisten der dosimetrischen Studien beruhen auf Messungen an einem anthropomorphen Phantom, dem sogenannten Alderson-Rando-Phantom, das zur Dosismessung mit Dosimetern bestückt werden kann. An diesem in eine Isocyanat-Gummimasse mit einer bestimmten Dichte von $0,985 \text{ g/cm}^3$ eingebettetem menschlichen Skelett können die zur Dosismessung notwendigen Dosimeter an speziellen Risikoorganen des Kopfes platziert werden und Messungen durchgeführt werden, da bei diesem Phantom die anatomischen Strukturen und Organe des Kopfes nachgebildet sind [Shrimpton 1981]. Durch gewebeäquivalente synthetische Materialien besitzt das Phantom somit dem menschlichen Körper etwa ähnliche Absorptions- und Streueigenschaften gegenüber Röntgenstrahlen.

Der Begriff der effektiven Dosis wurde von der internationalen Strahlenschutzkommission, der International commission on radiological protection (ICRP) eingeführt, um einen Vergleich zur Einschätzung der Strahlenexposition zu schaffen.

Bei der Berechnung müssen folgende Parameter miteinbezogen werden: Energiedosis, Dauer der Strahleneinwirkung, das betroffene Organ, das durchstrahlte Körpervolumen und die Art der Strahlung. Der Begriff Dosis beschreibt die pro Masseneinheit an einem beliebigem Stoff abgegebene Strahlungsenergie und wird in den SI-Einheiten Sievert (Sv) und Gray (Gy) (nach dem britischen Physiker L.H. Gray 1905-1965) angegeben.

Die in Gray anzugebende Energiedosis ist definiert als ein physikalisches Maß für die während der gesamten Messzeit aufgenommene Energie bezogen auf die bestrahlte Masse (SI- Einheit Gray: $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$).

Die Einheit der Äquivalentdosis ist Sievert, benannt nach dem schwedischen Radiologen R.M. Sievert, und berücksichtigt die unterschiedlichen Ionisationsdichten, die bei gleicher Energiedosis durch verschiedene Strahlenarten hervorgerufen werden können, d.h. die unterschiedliche biologische Wirksamkeit verschiedener Strahlenarten (SI- Einheit Sievert $1 \text{ Sv} = 1 \text{ J/kg}$) [Pfalzner 1983, Wood 1967]. Diese Äquivalentdosis errechnet sich demnach durch Multiplikation der Energiedosis (Gray) mit einem Unterscheidungsfaktor für Strahlenarten, der sog. Relativen biologischen Wirksamkeit [Krieger 2009].

Da die Äquivalentdosis nur für einen bestimmten Körperabschnitt gilt und somit als Punktgröße zu verstehen ist, wurde der Begriff der effektiven Dosis eingeführt, der die Ganzkörperbestrahlung unter Berücksichtigung der einzelnen Gewebewichtungsfaktoren erfasst. Zur Abschätzung der relativ schwer bestimmbar effektiven Dosis werden jedoch im praktischen Strahlenschutz andere besser messbare Größen eingesetzt. Darunter fallen die Personendosis, Ortsdosis und die Körperdosis.

In der S1-Empfehlung der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde vom September 2009 wird für die digitale Volumetomographie ein Mittelwert der effektiven Dosis von $221 \pm 275 \mu\text{Sv}$ angegeben, wobei diese erheblich zwischen den auf dem Markt befindlichen Geräten variiert [Schulze 2009c]. Diese o.g. gewebespezifischen Faktoren wurden auf der Grundlage von

Forschungsergebnissen festgelegt und werden aus der Wahrscheinlichkeit des Auftretens einer strahlenbedingten somatischen Krankheit, die einen letalen Verlauf nimmt, bestimmt. Die durch die ICRP 2007 abgeänderten organspezifischen Gewichtungsfaktoren zur Berechnung der effektiven Dosis führen durch die Integration der Speicheldrüsen bei Röntgenaufnahmen zu durchweg höheren Werten [Roberts 2009]. Die neue Berechnungsgrundlage führte im Vergleich zu den Werten nach ICRP 1990 zu Steigerungen der Dosis um 23%-224%, weswegen bei Geräten mit einem großem Field of view (FOV) effektive Dosen zwischen 13 μSv und 1073 μSv , bei Geräten mit einem mittlerem FOV effektiven Dosen zwischen 69 und 560 μSv errechnet wurden (70 μSv bei NewTom 3G MF 12, Sirona Dental Systems, Galileos Standardeinstellung, bis zu 500 μSv bei Iluma Ultra, Imtec Imaging, CB Mercuray, Planmeca Bielefeld, Hitachi Medical 3D) [Ludlow 2008]. Dadurch ergeben sich nicht zwangsläufig Vorteile bei Gerätetypen, die mit einem kleineren FOV arbeiten, sondern es können sich bei Gebrauch eines Geräts mit großem abzubildendem Volumen strahlenhygienisch bessere Bilanzen ergeben [(Ludlow & Ivanovic, 2008)]. Dennoch sollte bei größeren Aufnahmevolumina zur weiteren Dosisreduktion immer eine Einblendung der Feldgröße auf die zu interessierende anatomische Region durch eine mechanische Blende erfolgen [Curaden AG 2012]. Die effektive Dosis bei digitalen Volumentomographen variiert somit und ist abhängig vom verwendeten Detektor, dem aquirierten Volumen, den verwendeten Expositionsparametern und der verwendeten Filterung; durch eine Veränderung dieser Faktoren kann somit eine Dosisreduktion erreicht werden. Dadurch, dass die DVT im Hochkontrastbereich arbeitet, d.h. im Knochenbereich, wo eine andere Qualität von Strahlung erforderlich ist, liegen die Dosiswerte bei DVT-Aufnahmen zwar über alle Feldgrößen hinweg signifikant niedriger als die konventioneller CT-Aufnahmen, verglichen mit konventionellen zahnmedizinischen Aufnahmen sind sie jedoch deutlich höher einzuordnen [Ludlow 2003, Ludlow 2006, Roberts 2009].

Aufgrund dieser Tatsache muss in jedem Fall auf das mögliche Risiko von Folgeschäden nach Strahlenexposition hingewiesen werden, d.h. es besteht eine hohen Verantwortung gegenüber dem Patienten, die sich in einer strengen Indikationsstellung und einer besonders sorgfältigen Risiko-Nutzen Abwägung widerspiegeln muss

2 Problem, Fragestellung und Ziel der Arbeit

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, die diagnostische Wertigkeit einer DVT-Aufnahme im Vergleich zur konventionellen zweidimensionalen Diagnostik mittels Panorama-Schichtaufnahme zu untersuchen und somit retrospektiv Rückschlüsse auf die Sinnhaftigkeit der jeweiligen Indikation ziehen zu können. Entscheidend war dabei die Frage, in welchen Fällen es aufgrund der dreidimensionalen Diagnostik (DVT) zu einer Therapieänderung kam, ob die gewonnenen Zusatzinformationen wesentlich für die Therapieentscheidung waren und ob die über Jahrzehnte hinweg fest etablierte Basisdiagnostik der Panorama-Schichtaufnahme durch die DVT ersetzt werden könnte.

Der Ablauf der Arbeit lässt sich folgendermaßen skizzieren:

- Retrospektive Zusammenstellung von Diagnosen und Befunden der vollständigen Patientendokumentation (Ambulanzkarte, stationäre Akte) und der dazugehörigen Panorama-Schichtaufnahmen auf Basis eines umfassenden Patientenkollektivs
- Erfassung der Indikationsstellungen zur Anfertigung einer DVT in Abhängigkeit von individuellen Patientendaten
- Zusammenfassung der Indikationen in Gruppen ähnlicher klinischer Fragestellungen
- Systematische Auswertung der vorliegenden Panorama-Schichtaufnahmen und digitaler Volumentomographien nach einem feststehenden Schema
- Vergleichende Beschreibung der jeweiligen individuellen Befunde beider Bildgebungen
- Prüfung des weiteren in den Patientenunterlagen dokumentierten therapeutischen Vorgehens
- Statistische Auswertung der Unterschiede in der Verteilung der Klassen durch den exakten Test nach Fisher und Anwendung des McNemar-Tests für verbundene Stichproben
- Retrospektive Prüfung der Indikationsstellung von PSA und DVT in Bezug auf das jeweils hieraus abgeleitete therapeutische Vorgehen (OP-Planung, Zugangswege, therapiepflichtige Nebenbefunde, Behandlungsstrategien)

3 Material und Methode

3.1 Galileos Gerät und Software

Erweiterte Anforderungen insbesondere in den Bereichen der Oralchirurgie, Kieferorthopädie, MKG-Chirurgie und Implantologie an die digitale Diagnostik werden mit einer Vielzahl von auf dem Markt befindlichen 3D-Geräten erfüllt. Sie unterscheiden sich durch viele technische Parameter aber eignen sich grundsätzlich nur sehr eingeschränkt zur Weichgewebsdiagnostik [Ziegler 2002]. Die Modelle grenzen sich hardwareseitig vor allem durch die Größe des abgebildeten Volumens voneinander ab, wobei man die angebotenen Geräte in drei Volumenkatgorien einteilen kann, etwa digitale Volumentomographien mit kleinem, mittlerem und großem FOV (field of view) [Curaden AG 2012]. Hierbei lässt sich eine weitere Kategorisierung in zwei Gruppen vornehmen, da Geräte mit kleinem FOV zu den sogenannten Dual-use Geräten zählen, die nur über eine zusätzliche 3D-Funktionalität verfügen und nicht gesondert für die 3D-Verwendung konstruiert wurden.

Geräte mit einem kleinen zylindrisch oder kugelförmigem FOV von unter 8 cm erfassen eine vom Benutzer definierte Region. Hierbei wird etwa ein Kieferquadrant abgebildet, wobei sie vor allem für implantologische Fragestellungen gebräuchlich sind. Geräte mit einem mittleren FOV zeichnen sich durch einen Durchmesser von 10-15 cm aus, erfassen etwa einen Kiefer und liefern Informationen im Panoramabereich. Kephalometrische Analysen sind hierbei nicht möglich. Für Geräte mit einem großen FOV von mehr als 15 cm Durchmesser ergibt sich demnach ein breites Indikationsspektrum für verschiedenste Anwendungen, insbesondere für Fragestellungen im Bereich der Kieferorthopädie und im Kiefer-Gesichtschirurgischen Bereich. Das große Aufnahmevolumen kann also eine weite Bandbreite von Diagnosedaten des Unterkiefers, Mittelgesichts und der Schädelbasis liefern und ist speziell für die 3D-Anwendung entwickelt worden.

Neben den variierenden Aufnahmevolumina zeigen diese Geräte auch strahlenhygienisch gesehen unterschiedliche Bilanzen [Ludlow 2006]. Weitere Unterscheidungen der technischen Spezifikationen liegen in der verwendeten Detektortechnologie wie zum Beispiel Bildverstärkern oder den Flachpanel-Detektoren [Lofthag-Hansen 2009]. Flachpanel-Detektoren zeichnen ein zylindrisches Volumen als Produkt aus Höhe und Durchmesser auf, wohingegen

Bildverstärkersysteme ein sphärisches FOV wiedergeben. Sie können größere Volumina abbilden und zeichnen sich durch eine verhältnismäßig geringe Strahlenbelastung aus. Allerdings kann es durch rechnerische Reduktion von geometrischen Verzerrungen zu Artefakten im Randbereich des abgebildeten Volumens kommen. Flachpanel-Detektoren sind aufgrund von einstufiger Bildausgabe annähernd wartungs- und verzerrungsfrei, können jedoch nur Volumina abbilden, welche die Sensorgröße nicht überschreiten.

Weiterhin unterscheiden sich die Geräte in der Patientenpositionierung, die sitzend, liegend als auch stehend erfolgen kann [Howerton 2008]. Dies hat nicht unerheblichen Einfluss auf die Bildqualität [Bontempi 2008].

Variationen in der Kontrast- und Ortsauflösung und verschiedenste Rekonstruktionsalgorithmen lassen in der Software eine weitere Differenzierung der heute verfügbaren Geräte zu. Meist handelt es sich bei den Rekonstruktionsalgorithmen um Abwandlungen des CW-FDK (combination-weighted Feldkamp algorithm), um die Bildqualität durch Reduzierung von Artefaktbildungen zu verbessern [Mori 2006].

Ein verbessertes Signal-Rausch-Verhältnis und Kontrastverhalten mit daraus resultierend günstigerer Bildqualität ermöglichen aktuellen Studien zufolge außerdem den Gebrauch eines kleineren FOV [Bechara 2012].

Die im Zuge der Dissertation bearbeiteten DVT-Datensätze wurden mit einer Version des Gerätes Galileos von Sirona (Sirona, Bensheim, Germany) generiert. Es zeichnet sich durch ein FOV von $15 \times 15 \times 15 \text{ cm}^3$ aus (Kugelvolumen) und kann in sitzender oder stehender Patientenpositionierung verschiedenste diagnostische Darstellungen innerhalb von wenigen Sekunden liefern. Es findet ein $8\frac{1}{2}$ Zoll Bildverstärkersystem mit einer ladungsgekoppelten Kamera als Detektoreinheit Anwendung, welches gegenüberliegend der Röntgenstrahlquelle in einem festen Abstand zueinander an einem U-Arm befestigt ist. Um den Kopf des Patienten, der seine korrekte Positionierung durch eine angebrachte Kinnablage oder Aufbissvorrichtung erlangt, rotiert der Strahler-Detektorkomplex in einem kreisförmigen Bogen von 204° und erstellt pro Grad Einzelprojektionen.

Galileos arbeitet mit fest eingestellten Werten. Dabei beträgt die Anodenstärke während der Aufnahme 7 mA und die Röhrenspannung liegt bei 85 kV. Die Expositionszeit hängt vom eingestellten mAs Produkt ab und liegt zwischen 2-6 Sekunden, wobei die Umlaufzeit von 14 Sekunden unverändert bleibt. Die

Belichtungsparameter können durch Umstellung des Milliampere-Sekunden-Produktes geändert werden. Hierbei sind Veränderungen in einem Bereich zwischen 10 mAs und 42 mAs möglich.

Der zweidimensionale Röntgendetektor erstellt mit Hilfe des kegelförmigen Strahls der digitalen Volumentomographie bei einer einzigen Rotation um den Kopf des Patienten mit Hilfe eines Bildrekonstruktionsalgorithmus einen dreidimensionalen Datensatz. Hierbei werden aus verschiedenen Richtungen zweidimensionale Projektionen erzeugt, und daraus wird ein dreidimensionales Volumen generiert. Das Aufnahmevervolumen hat eine Größe von 15x15x15 cm und kann in einer Vielzahl von Ansichten, wie z.B. kephalometrische-Ansichten, Panorama-Ansichten, transversalen Schnitten, hochauflösenden Detail-Volumina und allen radiologischen Schnittebenen dargestellt werden, wobei die dafür benötigte Aufnahmedauer etwa 14 Sekunden beträgt [Mischkowski 2007b]. Allerdings geht die alleinige Nutzung der Panorama-Ansicht aus den generierten Daten mit einer erhöhten Strahlenbelastung einher, weshalb für diese Indikation eine konventionelle PSA vorzuziehen ist.

Jede beim Umlauf erstellte Rohprojektion setzt sich aus einer 1.024x1.024 Pixel-Matrix zusammen, wobei die Pixel durch eine 12-bit-Grauskala definiert werden. Der 3D-Datensatz wird mit den ursprünglichen 2D-Projektionen in einem Datenformat gespeichert oder kann im DICOM 3.0 Format zur 3D-Bearbeitung in Grafikprogrammen exportiert werden.

Im Routinebetrieb erfolgt die Reduktion der anfänglichen Pixel-Matrix von 1.024x1.024 auf ein daraus rekonstruiertes 3D-Volumen, das aus 512x512x512 isotropen Voxeln zusammengesetzt ist. Um bestimmte Bereiche genauer beurteilen zu können, können gezielt Teilbereiche eines Volumens mithilfe einer 1.024x1.024x1.024 Matrix hochauflösend dargestellt werden. Die Größe der Auflösung bzw. die erreichbare Schichtdicke einer Aufnahme erfordert verglichen mit einer Standardauflösung eine höhere Dosis und hängt von der Größe der abgebildeten Voxel ab.

Nach einer ungefähren Rekonstruktionsdauer von 4,5 min – abhängig vom verwendeten Rechnersystem – wird das dreidimensionale Datenvolumen in die integrierte Software geladen. Durch die Darstellung des gesamten Aufnahmevervolumens, das nach weiteren 2,5 min auf dem Bildschirm erscheint,

gelangt man mit Hilfe von Befundungsfenstern zu verschiedensten Schnittdarstellungen innerhalb des Volumens (Tab. 3-1).

Durch die Option der integrierten Implantatplanung mit der Möglichkeit des Markierens vom Nervkanal und Vermessung anatomischer Strukturen in Galileos sowie der Möglichkeit der Bohrschablonenfertigung in Sicat (Tochterunternehmen von Sirona Dental Systems) können Behandlungssimulationen am Computer geplant und umgesetzt werden [Kaepler 2010].

Parameter	Dentale Volumentomographie
Gerät/ Hersteller	Galileos® Prototyp/ Sirona
Software	Galaxis® Prototyp
Methode	Digitale Volumentomographie
Patientenpositionierung	sitzend/ stehend
Röhrenspannung	85 kV
Anodenstärke	7 mA
Rotationswinkel	204°
3D Auflösung/ Anzahl der Voxel	5123
Schichtdicke	150µm
Graustufen	12 bit
Aufnahmedauer	14 s
Bildempfänger	BV
Expositionszeit	2-6 s
Aufnahmevermögen	15x15x15 cm
Rekonstruktionsdauer	4,5 min.
Übertragungsdauer	2,5 min.

Tab. 3-1 Technische Daten Sirona Galileos

Das DVT-Gerät Galileos von Sirona wurde vor der Installation CE zertifiziert und wird gemäß den Richtlinien zur Durchführung der Qualitätssicherung bei Röntgeneinrichtungen zur Untersuchung oder Behandlung von Menschen nach den §§ 16 und 17 regelmäßig gewartet (Abb. 3-1).

Die effektive Dosis einer DVT Untersuchung bei Standardeinstellung für Galileos liegt bei 70 bzw. 83 µSv für Jugendliche bzw. Normalgewichtige. Diese effektive Dosis, die ein Maß für die Strahlenexposition darstellt und auch die unterschiedliche Empfindlichkeit der einzelnen Organe gegenüber ionisierender Strahlung

berücksichtigt, schwankt zwischen den einzelnen Geräten enorm und berechnet sich nach den ICRP-Wichtungsfaktoren von 2007 [Schulze 2009b]

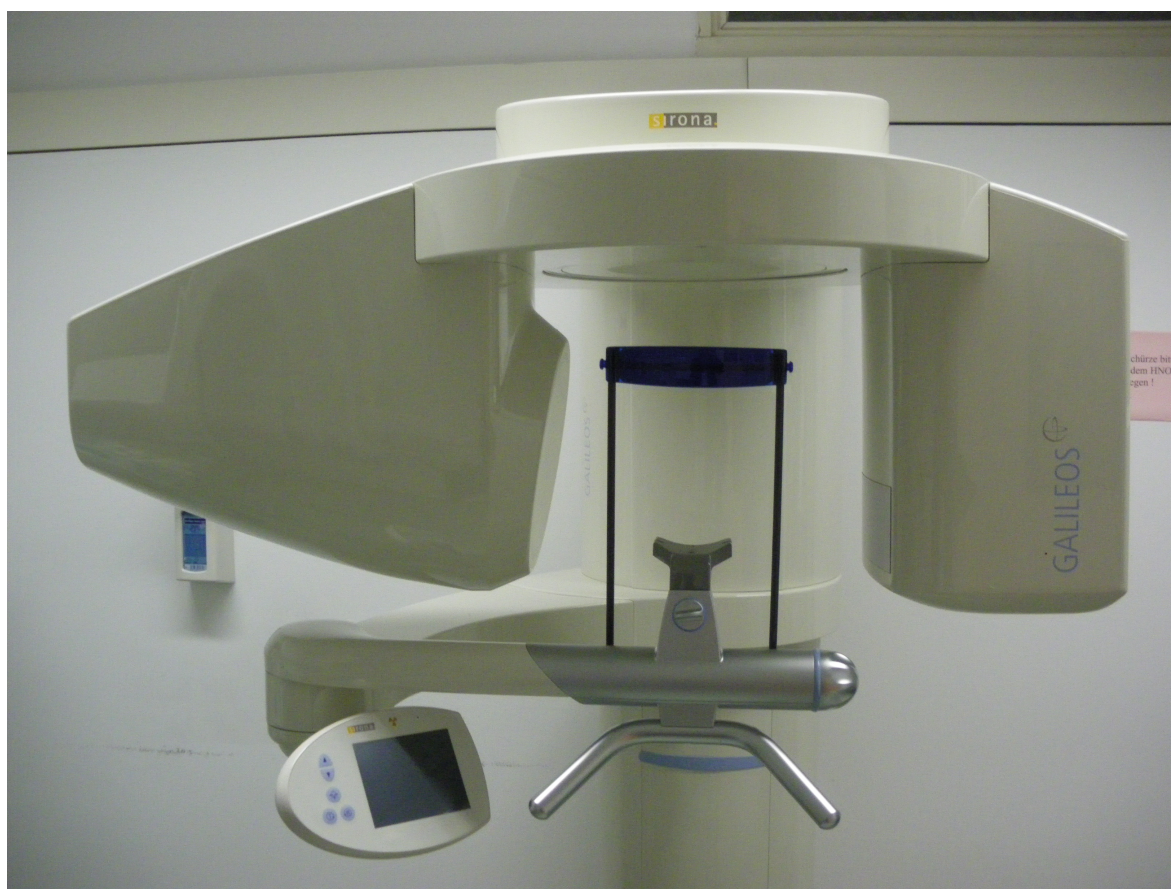


Abb. 3-2 Verwendetes Gerät GALILEOS Comfort der MKG-Ambulanz des Klinikums r.d.Isar der TUM (Aufnahme 2012)

3.2 Sichtung der schriftlichen Patientendokumentation

Im Rahmen dieser Arbeit wurden insgesamt 436 Akten nach der Indikationsstellung zur Anfertigung einer DVT-Aufnahme geprüft. Die Akten wurden nach bestimmten Gesichtspunkten bearbeitet. Darunter fielen die Krankengeschichte des Patienten mit Diagnosestellung, die Indikationsstellung zur Anfertigung einer digitalen Volumentomographie und dem daraus abgeleiteten therapeutischem Procedere.

Um die sich anschließende statistische Auswertung nicht zu verfälschen, wurden diejenigen/ solche Patientenfälle ausgeschlossen, bei denen ein Vergleich zwischen PSA-Aufnahme und DVT-Aufnahme nicht möglich war. Gründe hierfür lagen beispielsweise in nicht einsehbaren PSA-Aufnahmen, die nicht im Hause angefertigt wurden, nicht erstellten Aufnahmen oder PSA-Aufnahmen, deren Anfertigungen

zeitlich gesehen so weit zurücklagen, dass kein Vergleich mehr zwischen damaligem und aktuellen Befund möglich war.

Als Befundgrundlage dienten damit nur die am Klinikum rechts der Isar der Technischen Universität München angefertigten DVT-Aufnahmen, die Patientenkarten aus der MKG-Ambulanz, sowie die zugehörigen PSA-Aufnahmen.

3.3 Systematik der PSA-Auswertung

Bei der Auswertung der PSA-Aufnahmen wurde ein systematisches Vorgehen gewählt, um den gesamten auf der PSA-Aufnahme befindlichen Informationsgehalt zu erfassen. Eine geeignete Lichtquelle bei der Filmbetrachtung, wie beispielsweise ein Leuchtschirm, ein Lichtkasten (DIN 6856-1) oder ein Bildschirm (DIN 6868-57) waren Voraussetzungen für eine exakte Bildanalyse. Ebenso wurde auf die seitenrichtige Positionierung zur Filmbetrachtung geachtet. Die Qualität einer PSA-Aufnahme wird durch den Kontrast, der eine Beurteilbarkeit der Graustufen nebeneinander liegender Bildpunkte verschiedener Strukturen möglich macht, die Zeichenschärfe (Darstellung kleinster anatomischer Strukturen) sowie den Schleier (Helligkeit) bestimmt [Mentzel 2011]. Weitere die Bildqualität beeinflussende Faktoren sind die Positionierung des Patienten, die Aufnahmedauer, die Aufnahmeparameter (kV, mA, mAs), der Konstitutionstypus und Kooperationswille des Patienten, sowie metallische Restaurationen als mögliche Ursachen für Artefakte.

Bei der Begutachtung einer Panorama-Schichtaufnahme wurde eine Unterteilung in verschiedene topographische Bereiche, die jeweils gesondert und in festgelegter Reihenfolge betrachtet wurden, vorgenommen. Die Beurteilung des Alveolarfortsatzes erfolgte vom ersten bis zum letzten Quadranten im Uhrzeigersinn mit Beachtung angrenzender Strukturen wie dem Nasenboden, der basalen Kieferhöhle und dem Oberkiefer in den ersten beiden Quadranten und die Beziehung zu Nachbarstrukturen wie etwa dem Mandibularkanal, dem Foramen mentale und dem UK-Körper im dritten und vierten Quadranten. Außerdem wurden die Gelenkregionen beidseits und der Ramus mandibulae auf beiden Seiten analysiert und beurteilt [Pasler 2003]. Zu betonen ist hierbei, dass die Basis jeglicher Röntgendiagnostik im fundiertem Wissen der Röntgenanatomie liegt (Abb. 3-2).

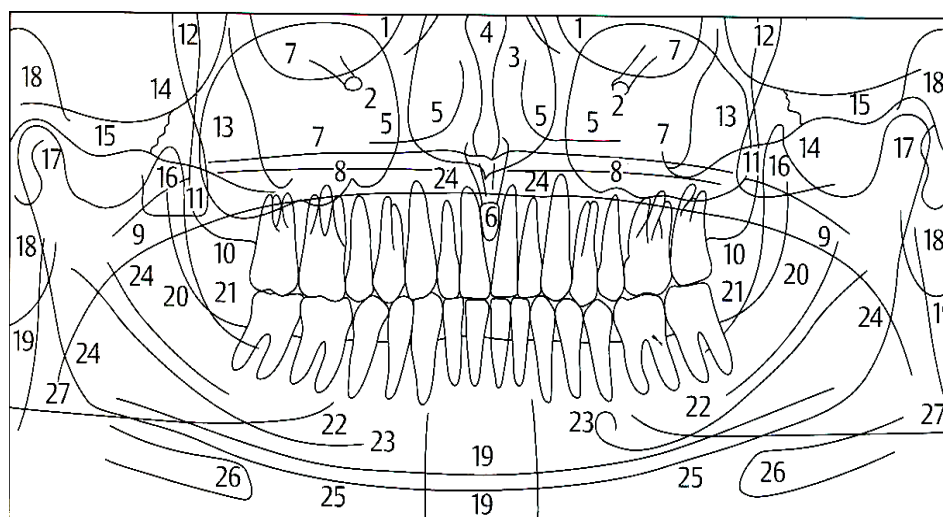


Abb. 3-3 Röntgenanatomie (Pasler 2008)

- | | |
|---|---|
| 1 Orbitae | 14 Sutura zygomaticotemporalis |
| 2 Canalis infraorbitalis | 15 Arcus zygomaticus, Tuberculum articulare |
| 3 Cavum nasi | 16 Processus coronoideus |
| 4 Septum nasi | 17 Kondylus |
| 5 Concha nasalis inferior | 18 Äußeres Ohr mit äußerem Gehörgang |
| 6 Foramen incisivum | 19 Halswirbelsäule |
| 7 Sinus maxillaris | 20 Crista temporalis mandibulae |
| 8 Gaumendach und Nasenboden | 21 Linea obliqua |
| 9 Velum Palatinum | 22 Canalis mandibulae |
| 10 Tuber maxillae | 23 Foramen mentale |
| 11 Processus pterygoideus und
Processus pyramidalis ossis palatini | 24 Zungenrücken |
| 12 Fossa pterygopalatina | 25 Kompakta des Unterkieferrandes |
| 13 Os zygomaticum | 26 Zungenbein |
| | 27 Verwischung des Gegenkiefers |

Durch diese schrittweise Überprüfung der einzelnen Bereiche konnte ein Übersehen von Zufallsbefunden oder pathologischen Befunden vermieden oder zumindest auf ein absolutes Minimum reduziert werden.

Nach differentialdiagnostischer Abklärung können sich noch weitere befundbezogene Untersuchungen anschließen, wenn einerseits die konventionelle Diagnostik wichtige Bewertungen nicht zulässt oder auch Diskrepanzen zwischen klinischem Befund und ausgewertetem röntgendiagnostischem Befund vorliegen [Rother 2006].

Für die Beschreibung von Strukturabweichungen wurden allgemein gebräuchliche Bezeichnungen verwendet, die aus den ersten Jahren der Anwendung von ionisierender Strahlung entstammen. Als Verschattung werden demnach radioopake, helle Bereiche, in denen Röntgenstrahlen stärker als in der Umgebung absorbiert werden, bezeichnet. Dunkle Regionen, in denen Röntgenstrahlen weniger absorbiert werden und als Bereiche größerer Schwärzung zu erkennen sind, werden als Aufhellung bezeichnet [Klose 2007]. Die Beschreibungen einer Strukturabweichung werden in der Befundableitung durch Lokalisationsangabe (z.B. rechter UK, regio 37, apikal, radikulär, koronar, lateral, distal, medial), die Beschreibung von Form und Größe (rund, elliptisch, rechteckig), und durch die Beschreibung ihrer Begrenzung und Strukturbeschaffenheit, wie beispielsweise inhomogen, septiert, schalenartig oder homogen weiter konkretisiert.

Die abschließende Beurteilung des Röntgenbefundes wurde kurz, präzise und klar abgefasst und mit dem Befund im DVT-Datensatz verglichen, so dass die jeweiligen Leitbefunde verglichen werden konnten.

3.4 Systematik der DVT Auswertung

Die Auswertung der DVT-Datensätze erfolgte mit der Software „Galaxis“ von Galileos. Der dreidimensionale Datensatz ist zunächst in einer vollwertigen Panorama-Ansicht dargestellt worden, um einen orientierenden und klaren Überblick des Informationsvolumens zu geben [Neugebauer 2007]. Die Panorama-Ansicht bot hierbei eine gute Ausgangsbasis für die radiologische Diagnostik und machte es möglich, sich von der Übersicht bis ins Detail vorzuarbeiten, wobei laut aktuellen Studien konventionell angefertigte Panorama-Schichtaufnahmen hinsichtlich der Bildqualität beim Verschaffen eines allgemeinen Überblicks den digital generierten Ansichten überlegen sind [Mischkowski 2007a]. Mit Hilfe eines beweglichen Befundungsfensters wurde im 3D-Datensatz anschließend navigiert; jede Schicht wurde systematisch dargestellt und analysiert. Die Darstellung transversaler Schichten erfolgt durch einfache Verschiebung des beweglichen Fensters in der Panorama-Darstellung. Die Darstellung aller anderen Schichten passte sich gleichzeitig an die in der Übersichtsaufnahme festgelegte Position an [Platte 2007]. Dadurch konnte frei wählbar jede Einzelheit aufgerufen und betrachtet werden. Die

Schnittebenen wurden in allen Bereichen auf dem Bildschirm übersichtlich angezeigt. So entstand ein dreidimensionaler Eindruck der fokussierten Region. Bestimmte Software-Tools ermöglichten das farbige Markieren von anatomisch wichtigen Strukturen, wie z.B. dem Nervkanal oder auch die Vermessung von Volumina, Winkeln oder Strecken. Daneben war es möglich, interessierende Bereiche zu vergrößern sowie Kontrast und Helligkeit zu regeln [Kusch 2007].

Die verschiedenen Schichtdarstellungen wurden befundet, dokumentiert und ausgewertet. Anschließend wurde der zu interessierende Bereich mit dem Befund auf der Panorama-Schichtaufnahme verglichen. Durch Bewegungs- und Metallartefakte nicht auswertbare Regionen und folglich nicht zu beurteilende DVT-Aufnahmen wurden in der Auswertung kenntlich gemacht.

3.5 Bildung von Indikations,- und Wertigkeitsklassen

Die Indikation zur Anfertigung einer DVT wurde jeweils in der Karteikarte des Patienten festgehalten; es lassen sich sechs Indikationsklassen mit teilweise ähnlichen klinischen Fragestellungen zusammenfassen, wobei auch mehrere Indikationen bei einem einzelnen Patienten zutreffen konnten:

Klasse A: Implantologische Planung, Verlaufskontrolle und Komplikationsdiagnostik

Klasse B: Kieferhöhlenerkrankungen/Diagnostik

Klasse C: Dentoalveoläre pathologische Veränderungen (z.B. Zysten), Form- und Lageanomalien von Zähnen und deren Relation zu Nachbarstrukturen

Klasse D: Odontogene Tumoren, Knochenpathologie und Strukturanomalien insbesondere bei Ostitis, Osteomyelitis und Osteoporose

Klasse E: Traumatologie des Gesichtsschädels einschließlich der Zähne

Klasse F: Andere Indikationen (u. a. Fremdkörper Lagebestimmung, Wurzelrest Lokalisation, Abklärung apikaler Verhältnisse, Zahnanlage, Diagnostik bei unklaren Schmerzen, Kiefergelenkerkrankungen..)

Die durch Artefakte nicht auswertbaren Panoramuschichtaufnahmen und digitalen Volumentomographien wurden ebenfalls in die Auswertung mit einbezogen, da diese Ergebnisse auch Limitationen beider Verfahren aufzeigen.

Um einen direkten Vergleich zwischen beiden Aufnahmetechniken schaffen zu können, wurden die Verfahren durch einen Plus-Minus-Vergleich in tabellarischer Übersicht gegenübergestellt, und die Überlegenheit des jeweiligen Verfahrens gekennzeichnet. Die daraus hervorgehenden Befunde ließen sich pro Indikationsklasse in vier Wertigkeitsklassen (WK) unterteilen: Wertigkeitsklasse 0 (-), Wertigkeitsklasse 1 (+), Wertigkeitsklasse 2 (++) und Wertigkeitsklasse 3 (--). Die Wertigkeitsklasse 0 (-) stellt eine Überlegenheit der PSA-Aufnahme im Vergleich zur DVT-Aufnahme dar, wohingegen die Wertigkeitsklasse 1 (+) einem Vorteil für die DVT-Diagnostik entspricht. Außerdem gab es auch die Möglichkeit einer ,++'- oder ,--' - Wertung, wenn zumindest eine nachvollziehbare Rechtfertigung zur Anfertigung beider Aufnahmen ohne Vorteilhaftigkeit einer bestimmten Röntgentechnik ersichtlich war oder sich beide Verfahrensweisen als nicht sinnvoll erwiesen. Es muss angemerkt werden, dass die Begründung hierfür auch im Auftreten von Artefakten gelegen haben könnte.

3.6 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mit Hilfe der Statistiksoftware SPSS (Statistical Package for Social Sciences) für Windows (Version 20, SPSS Inc. Chicago, Illinois USA) und GraphPad Prism Version 6 (GraphPad Prism Software® San Diego, USA). Für einfache Berechnungen und weitere Datenmanagementschritte wurde außerdem das Programm Microsoft Office Excel 2011 (Microsoft Corporation, Redmond, USA) verwendet.

Deskriptive Statistiken beschreiben die Verteilung der qualitativen Zielgrößen durch absolute und relative Häufigkeiten in Kontingenztafeln. Hiermit konnten Unterschiede in der Verteilung der Klassen zwischen den Indikationsklassen kenntlich gemacht werden. Diese wurden weiterhin auf Signifikanz durch den exakten Test nach Fisher untersucht (Tab. 3-3). Zur Beurteilung der Über- oder Unterlegenheit von PSA zu DVT in den einzelnen Indikationsklassen wurde der McNemar-Test für verbundene Stichproben angewandt.

4 Ergebnisse

4.1 Patientengut

Es wurden aus einem Zeitraum von vier Jahren 253 Patientenakten herangezogen. Die n=253 Patienten wiesen zum Untersuchungszeitpunkt (DVT Anfertigung) ein durchschnittliches Lebensalter (Mittelwert, MW) von 48,75 Jahren auf; die Spannweite der Altersverteilung erstreckte sich zwischen 8-88 Jahren. Um die Auswertung hinsichtlich des Alters zu vereinfachen, wurde das Alter der Probanden in einem Alterscluster zusammengefasst. Die Einteilung dieses Clusters erwies sich wie folgt als hilfreich:

0-20	Klasse 1
21-40 Jahre	Klasse 2
> 40 Jahre	Klasse 3

Bezüglich des Alters wurde die Auswertung zusammengefasst innerhalb des festgelegten Altersclusters durchgeführt (Abb. 4-1).

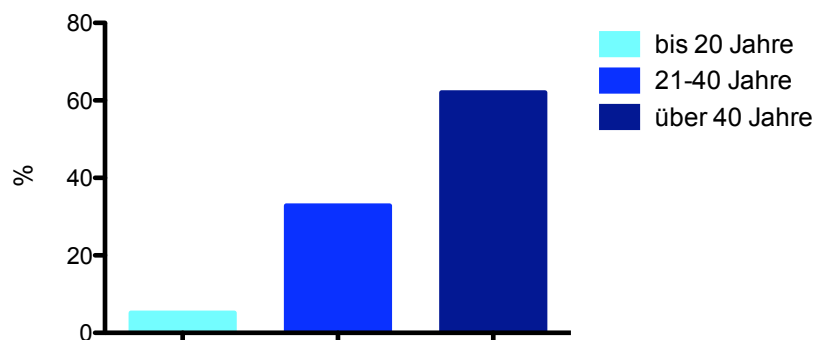


Abb. 4-2 Altersverteilung

Zusätzlich ergab sich eine Darstellung hinsichtlich des Geschlechts, wobei sich die Geschlechterverteilung als recht ausgewogen erwies (männlich 52,6%; weiblich 47,4%) (Abb. 4-2).

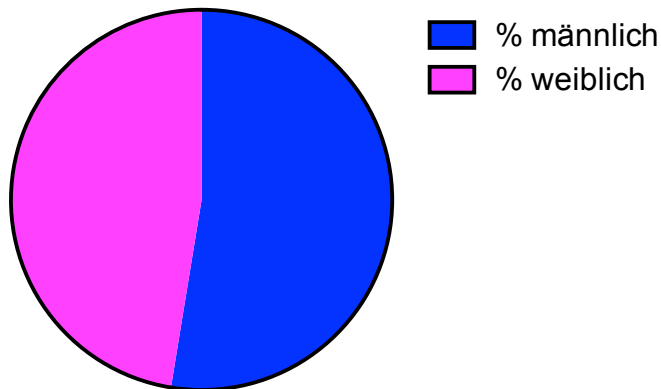


Abb. 4-3 Geschlechterverteilung

Bei der Verteilung der verschiedenen Indikationen ergab sich bezogen auf das Patientengut dabei folgende graphische Darstellung (Abb. 3.3)

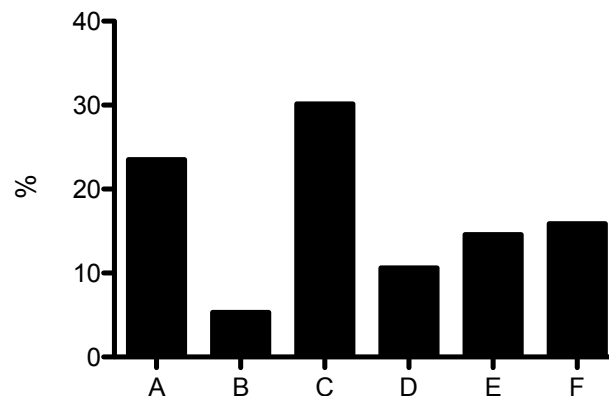


Abb. 4-3 relative Häufigkeiten der Indikationsklassen an Gesamtzahl

Die Analyse der DVT-Indikationsstellungen zeigte eine gewisse Altersabhängigkeit, wobei die Indikation zur Anfertigung einer digitalen Volumentomographie aufgrund geplanter implantatprothetischer Maßnahmen vorwiegend mit einem erhöhten Lebensalter gekoppelt war (MW 52,3 Jahre). Der Altersdurchschnitt in der Indikationsstellung aufgrund geplanter Weisheitszahnoperationen lag mit 22,0 Jahren (MW) deutlich darunter.

4.2 Indikationen und Befunde

In Indikationsklasse A lässt sich eine deutliche Überlegenheit für DVT-Aufnahmen gegenüber PSA-Aufnahmen verzeichnen. Die Möglichkeit der exakten Beurteilung des Knochenangebotes, vor allem des vertikalen Knochenlagers bei der Frage nach notwendiger zusätzlicher Knochenaugmentation und der Aussagekraft der DVT zur Lagebeziehung zu anatomisch wichtigen Strukturen führte in der statistischen Auswertung beim Vergleich der Klassen A und C zu deutlichen Unterschieden. Mittels Anwendung deskriptiver Statistiken konnten die Unterschiede zwischen den Indikationsklassen herausgestellt werden (Tab. 4-1).

WK	Indikationsklasse											
	A		B		C		D		E		F	
	N	Anzahl der Spalten (%)	N	Anzahl der Spalten (%)	N	Anzahl der Spalten (%)	N	Anzahl der Spalten (%)	N	Anzahl der Spalten (%)	N	Anzahl der Spalten (%)
0	8	11,3%	4	25,0%	30	33,0%	15	46,9%	8	18,2%	25	52,1%
1	53	74,7%	11	68,8%	34	37,4%	14	43,7%	30	68,2%	13	27,1%
2	10	14,0%	1	6,2%	27	29,6%	1	3,1%	3	6,8%	3	6,2%
3	0	0,0%	0	0,0%	0	0,0%	2	6,3%	3	6,8%	7	14,6%

Tab. 4-1 deskriptive Tabelle des exakten Tests nach Fisher

Beim Vergleich der Indikationsklassen miteinander ergab sich durch Signifikanzprüfung durch den exakten Test nach Fisher für die Indikationsklasse A (Implantatplanung, Verlaufskontrolle, Komplikationsdiagnostik) somit ein signifikanter Unterschied ($p \leq 0,001$) zu Indikationsklasse C (dentoalveoläre pathologische Veränderungen (z.B. Zysten), Form- und Lageanomalien von Zähnen und deren Relation zu Nachbarstrukturen) (Tab. 4-2). Die Indikationsklasse A verzeichnete analog zur Indikationsklasse C in keinem der ausgewerteten Fälle eine fehlende Sinnhaftigkeit oder Rechtfertigung der Aufnahme, was auf eine fehlerfreie Aufnahmetechnik und Artefaktfreiheit dieser Fälle hinweist. Es ergab sich mit 11,3% ein niedriger Anteil für Wertigkeitsklasse 0 (-) in Klasse A; somit liegt mit 74,7% ein deutlicher Vorteil der DVT-Aufnahmen für die Wertigkeitsklasse 1 (+) vor (Abb. 4-4).

		p-value
A	B	0.345
	C	< 0.001
	D	< 0.001
	E	0.070
	F	< 0.001
B	C	0.046
	D	0.326
	E	0.853
	F	0.017
C	D	0.001
	E	< 0.001
	F	< 0.001
D	E	0.050
	F	0.398
E	F	< 0.001

Tab. 4-2 exakter Test nach Fisher

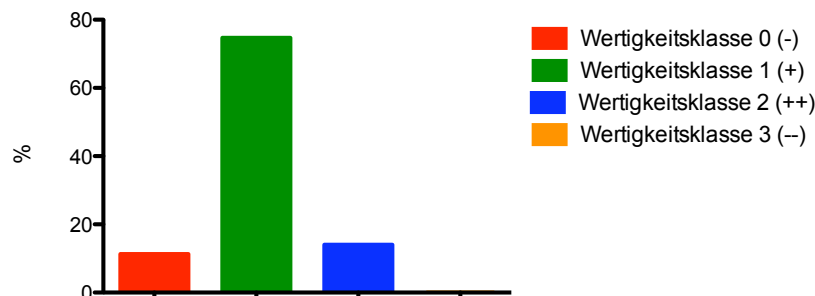


Abb. 4-4 Indikationsklasse A

In Indikationsklasse C lag im direkten Vergleich die Zahl in dieser Wertigkeitsklasse mit 37,4% wesentlich niedriger (siehe Abb. 4.5).

Bei einem Patienten konnte in Indikationsklasse A eine exakte Abmessung der Implantatspitze zum Foramen mentale bzw. zum Nervus alveolaris inferior durch eine DVT-Aufnahme ermöglicht und die Frage nach dem bis dahin unklarem Beschwerdebild geklärt werden. Auch Implantatplanungen im Unterkiefer konnten aufgrund von auf der DVT sichtbaren zystischen Strukturen verhindert und Fälle mit notwendiger Nachaugmentation und erforderlicher Dimensionierung des Knochenblocks geplant werden. Die dreidimensionale Darstellung führte in dieser Indikationsklasse somit in Wertigkeitsklasse 1 (+) in 74,7% zu einer Überlegenheit gegenüber der PSA, wohingegen die Indikationsklasse C in derselben Wertigkeitsklasse diese nur in 37,4% vorlag (Abb. 4-4). Diese Zahl lässt sich vor allem auf Fälle zurückführen, in denen die zweite Ebene keine Möglichkeiten für Zusatzinformationen bot, die für die Therapieentscheidung wesentlich waren. Vor

allem bei kleinen zystischen Läsionen führten zusätzlich angefertigte DVT-Aufnahmen zu keinem wesentlichen Informationsgewinn, da ihre Ausdehnung schon auf den PSA-Aufnahmen absehbar war und die Notwendigkeit einer möglichen Fraktur-Prophylaxe im Vorhinein ausgeschlossen werden konnte. Allerdings konnte in einigen Fällen auch der Verdacht auf ein Rezidiv eines keratozystisch-odontogenen Tumors ausgeräumt werden. Weiterhin ermöglichte der Informationsgewinn über die räumliche Ausdehnung und genaue Lagebeziehung zu gefährdeten Strukturen in vielen Fällen zu einer verbesserten OP-Planung.

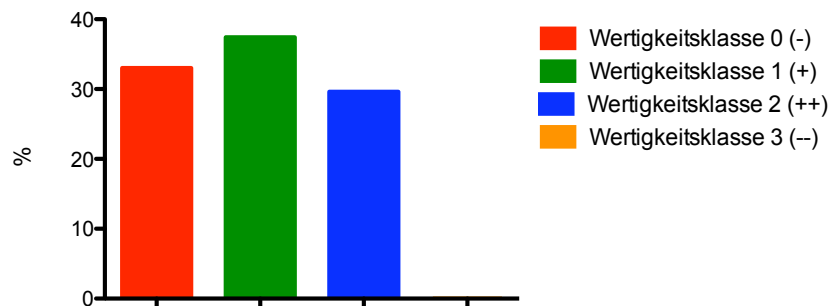


Abb. 4-5 Indikationsklasse C

Zu signifikanten Unterschieden führte auch der Vergleich der Indikationsklassen A mit D ($p \leq 0,001$) (Odontogene Tumoren, Knochenpathologie und – Strukturanomalien insbesondere bei Ostitis, Osteomyelitis und Osteoporose). Indikationsklasse D vereinigte Fälle, die sich vor allem mit der räumlichen Ausdehnung von Strukturanomalien des Knochens, zum Beispiel bei BRONJ, beschäftigten. Hierbei wurden wiederum in Wertigkeitsklasse 0 (-) die Unterschiede besonders deutlich. Es ließen sich ähnliche Ergebnisse verzeichnen wie beim Vergleich mit Gruppe C. Es ergaben sich in Gruppe D in 46,9% Nachteile bezüglich einer DVT-Anfertigung verglichen mit nur 11,3% bei Klasse A (Abb. 4-6).

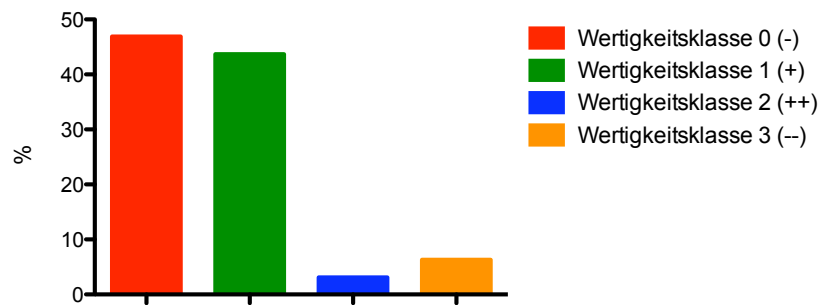


Abb. 4-6 Indikationsklasse D

Die Häufigkeit der DVT-Aufnahmen, die eine Überlegenheit gegenüber PSA-Aufnahmen verzeichneten, konnte in Indikationsklasse D somit nur mit 43,7% beziffert werden. Eine zusätzliche DVT-Diagnostik erwies sich in dieser Klasse als besonders sinnvoll, wenn Ausdehnungen von Osteolysezonen durch Bisphosphonattherapie, v.a. im Oberkiefer, durch eine alleinige PSA-Diagnostik nicht genau genug dargelegt werden konnten. Durch nachfolgende DVT-Diagnostik konnte beispielsweise in einem Fall der Verdacht von weiteren Herden nicht bestätigt und daher eine operative Maßnahme vermieden werden; zudem konnte in einem weiteren Fall bei einer Erhabenheit der Mundschleimhaut in regio 48 vor geplanter Zahnsanierung/Implantatplanung mit korrespondierender radiologischer Auffälligkeit durch die DVT ein osteodestruktiver Prozess ausgeschlossen werden. Allerdings erbrachte die DVT-Aufnahme in einem anderen Fall eine falsche Diagnose, welche dann lediglich durch ein zusätzliches CT korrigiert werden konnte, das schließlich den initial aufgrund der PSA vorliegenden Verdacht bestätigte.

Besonders deutlich ($p \leq 0,001$) erschien außerdem der Vergleich in Indikationsklasse A zu F (andere Indikationen, z.B. Fremdkörper- Lagebestimmung, Wurzelrest Lokalisation, Abklärung apikaler Verhältnisse, Zahnanlage, Diagnostik bei unklaren Schmerzen, Kiefergelenkerkrankungen), der in Indikationsklasse F einen signifikant höheren Prozentwert in der Wertigkeitsklasse 0 (-) (52,1%) im Vergleich zu A (11,3%) ergab (Abb. 4-7).

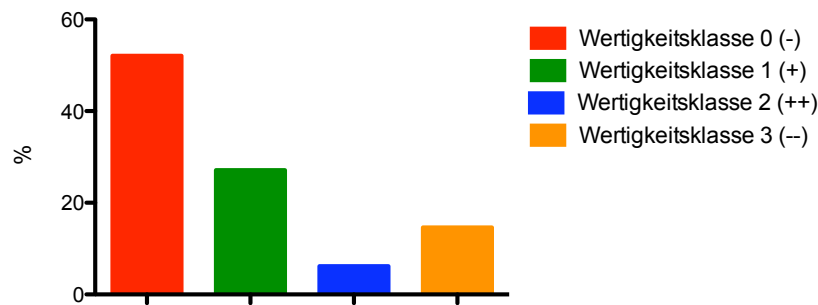


Abb. 4-7 Indikationsklasse F

Hieraus lässt sich für diesen Indikationsbereich eine eher zurückhaltende Indikationsstellung für die Anfertigung einer DVT fordern.

Weitere Unterschiede wurden beim Vergleich der Indikationsklasse B mit C ($p \leq 0,046$) und B mit F ($p \leq 0,017$) festgestellt. Indikationsklasse B umfasste Fälle, die sich mit der Diagnostik im Kieferhöhlenbereich beschäftigten. Die PSA und die NNH-Aufnahme stellen für diesen Bereich den Standard in der Röntgendiagnostik dar. Jedoch sind aufgrund von Überlagerungen nicht alle Grenzlinien der Kieferhöhle problemlos zu erkennen, während eine hohe Kontrastierung pathologischer Prozesse zum Lumen der Kieferhöhle und zu den umliegenden Knochenstrukturen in der DVT die Diagnostik in diesem Bereich vereinfacht. Auffallend ist daher die statistisch signifikante Unterscheidung der prozentualen Verteilung in Wertigkeitsklasse 1 (+). Im Indikationsspektrum für Kieferhöhlenerkrankungen (Indikationsklasse B) lag die DVT mit 68,8% gegenüber den Klassen C und F deutlich im Vorteil (Abb. 4-8).

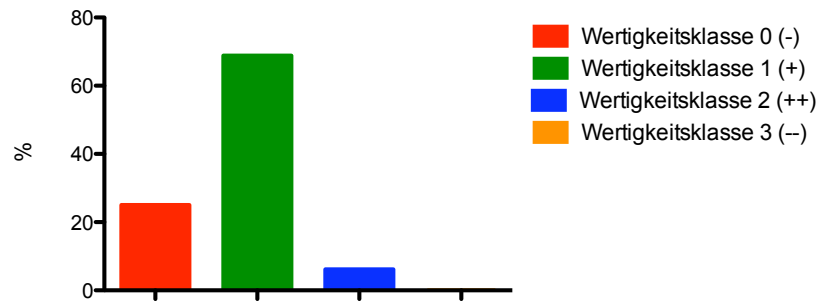


Abb. 4-8 Indikationsklasse B

Die Indikationsklasse B lag somit oberhalb des errechneten Durchschnittswertes von 51,3% der relativen Häufigkeit der Wertigkeitsklasse 1 (+). Durch die Möglichkeiten der dreidimensionalen Diagnostik konnte beispielsweise in einem Fall nach antibiotischer Therapie bei chronischer Sinusitis nach Sinuslift und Augmentation mit Knochenersatzmaterial die Ursache der bestehenden Sekretion geklärt und eine adäquate Therapie eingeleitet werden. Durch die DVT-Diagnostik konnte Fremdmaterial am Kieferhöhlenboden verifiziert, osteolytische Prozesse am Kieferhöhlenboden sichtbar gemacht und somit die Therapie der Kieferhöhlenrevision über ein antrales Knochenfenster festgelegt werden.

Mit 74,7% erzielte lediglich Klasse A (implantologische Planung, Verlaufskontrolle und Komplikationsdiagnostik) höhere Werte.

Hervorzuheben ist außerdem das Ergebnis für Wertigkeitsklasse 0 (-) in Indikationsklasse F (52,1%), welches weit über dem Durchschnittswert von 29,8% in der Wertigkeitsklasse 0 (-) lag. Da es sich bei Indikationsklasse F um ein weit gefächertes Indikationsspektrum handelte, ist es jedoch schwierig, hieraus eine einheitliche Empfehlung abzuleiten.

Für Indikationsklasse F ergab sich ein signifikanter Unterschied ($p \leq 0,001$) zu Klasse E, der insbesondere durch den niedrigen Wert von 18,2% in Gruppe E der Wertigkeitsklasse 0 (-) im Gegensatz zu Indikationsklasse F sichtbar wurde (Abb. 4-9). Indikationsklasse E umfasste Fälle der Traumatologie des Gesichtsschädels einschließlich der Zähne, wobei die digitale Volumentomographie vor allem bei der Frakturdiagnostik im Collumbereich eine überlagerungsfreie Darstellung ermöglichte.

Unklare Befunde auf der PSA mit Verdacht eines Frakturgeschehens nach Knochentransplantatentnahme konnten durch die DVT ausgeräumt werden, wodurch der für diese Indikation sinnvolle Einsatz der dreidimensionalen Technik unterstreichen wurde.

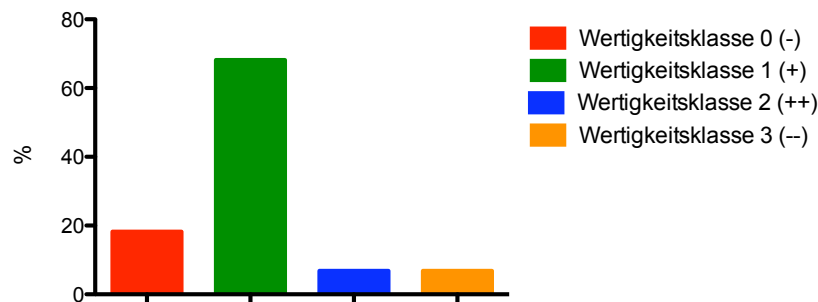


Abb. 4-9 Indikationsklasse E

Insgesamt zeigte sich anhand der errechneten relativen Häufigkeiten an der Gesamtzahl mit der Wertigkeitsklasse 1 (+) und 51,3% als Höchstwert ein klarer Vorteil für die DVT, wobei die Indikationsgruppe C die größte Gruppe darstellte.

Der Anteil der PSA-Aufnahmen, die sich als überlegen erwiesen haben, belief sich auf 29,8%. Für die Wertigkeitsklasse 2 stellte sich heraus, dass jeder Einzelfall eine Indikationsstellung rechtfertigte, ohne jedoch eine Überlegenheit der einen über die andere Methode erkennen zu lassen (14,9%). Wertigkeitsklasse 3 hingegen konnte weder mit der DVT – noch mit einer PSA-Aufnahme – hinreichend diagnostiziert werden; hier wären alternative Bildgebungen wie die CT oder MRT/ZF das Verfahren der Wahl (3,9%) (Abb. 4-10).

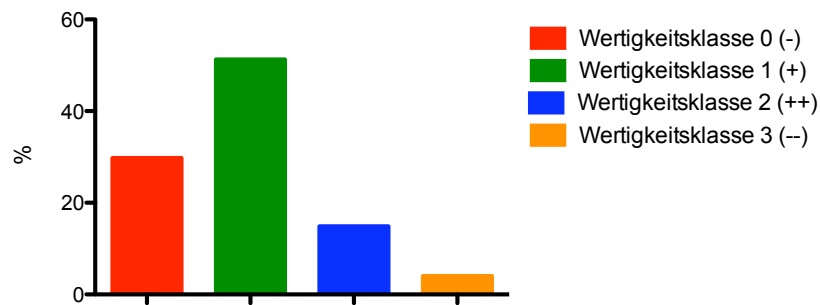


Abb. 4-10 rel. Häufigkeiten der Wertigkeitsklassen

Zum Vergleich der Methoden innerhalb der Indikationsklassen wurde der McNemar-Test angewandt. Hiermit wurden die Wertigkeitsklassen 0 (-) und 1 (+) auf eine ungleiche Verteilung getestet (Tab. 4-1).

Im Folgenden ist der Vergleich beider Methoden dargestellt (Abb. 4-11).

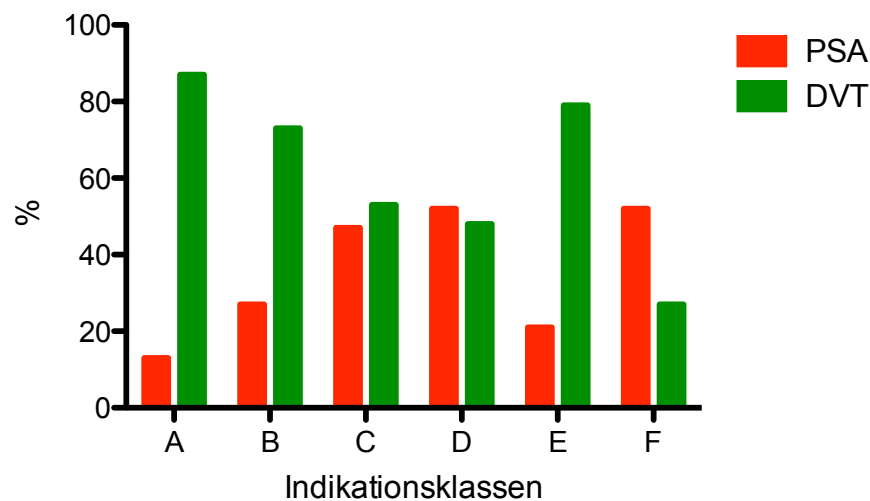


Abb. 4-11 Vergleich PSA/DVT

WK	Indikationsgruppe											
	A		B		C		D		E		F	
	N	Anzahl der Spalten (%)	N	Anzahl der Spalten (%)	N	Anzahl der Spalten (%)	N	Anzahl der Spalten (%)	N	Anzahl der Spalten (%)	N	Anzahl der Spalten (%)
0	8	13,1%	4	26,7%	30	46,9%	15	51,7%	8	21,0%	25	52,1%
1	53	86,9%	11	73,3%	34	53,1%	14	48,3%	30	79,0%	13	27,1%

Tab. 4-3 deskriptive Tabelle des McNemar-Tests

Indikationsklasse A zeigte einen hoch signifikanten Unterschied ($p < 0,001$) zwischen DVT und PSA. Die Wertigkeitsklasse 1 (+) ist mit 86,9% überlegen und unterscheidet sich somit signifikant von Wertigkeitsklasse 0 (-). Der p-Wert betrug 0,0001 mit einem Konfidenzintervall von 95%. Das kommt einem klaren Vorteil für die DVT gleich.

Als hoch signifikant erwies sich in Indikationsklasse E der Unterschied von Wertigkeitsklasse 1 (+) zu 0 (-) mit dem Spektrum der „Zahn- und Kiefer und Gesichtstraumatologie“ ($p < 0,001$). Das entspricht einem eindeutigen Vorteil für das DVT (Überlegenheit von 78,9%).

In den übrigen Indikationsklassen ergaben sich keine signifikanten Unterschiede beim Vergleich beider Methoden, jedoch konnte eine Überlegenheit der Wertigkeitsklasse 1 (+) in zwei weiteren Gruppen gezeigt werden (Gruppe B und C). Ausgeglichene Verhältnisse lagen in Indikationsklasse D vor, während in Indikationsklasse F die Wertigkeitsklasse 0 (-) im Vorteil lag.

4.2.1 Fallbeispiele

Anhand von ausgewählten Fallbeispielen soll ein vergleichender Überblick mit Darstellung der zu interessierenden Region durch die Panorama-Schichtaufnahme und die digitale Volumentomographie geschaffen werden. Dabei wurden gesondert Fälle aus den einzelnen Indikationsklassen ausgewählt, kurz zusammengefasst, und die individuellen Befunde beider Bildgebungen werden vergleichend beschrieben.

Patient FS; Indikationsklasse A (Abb. 4-12 – Abb. 4-15)

Zustand nach Ameloblastomresektion des aufsteigenden Unterkiefer-Astes links und osteosynthetischer Stabilisierung. Zusätzliche Anfertigung einer DVT aufgrund von Implantatplanung im dritten Quadranten und unklarer Lage zum Nervus alveolaris inferior. Durch bestimmte Software Tools wurde das farbige Markieren vom Nervkanal und die Möglichkeit der Positionierung von Implantaten verschiedenster Hersteller in Sicat Implant möglich.

Aufgrund der engen Nervlage und zystischer Strukturen in diesem Bereich wurde eine Implantation zum damaligen Zeitpunkt ausgeschlossen.

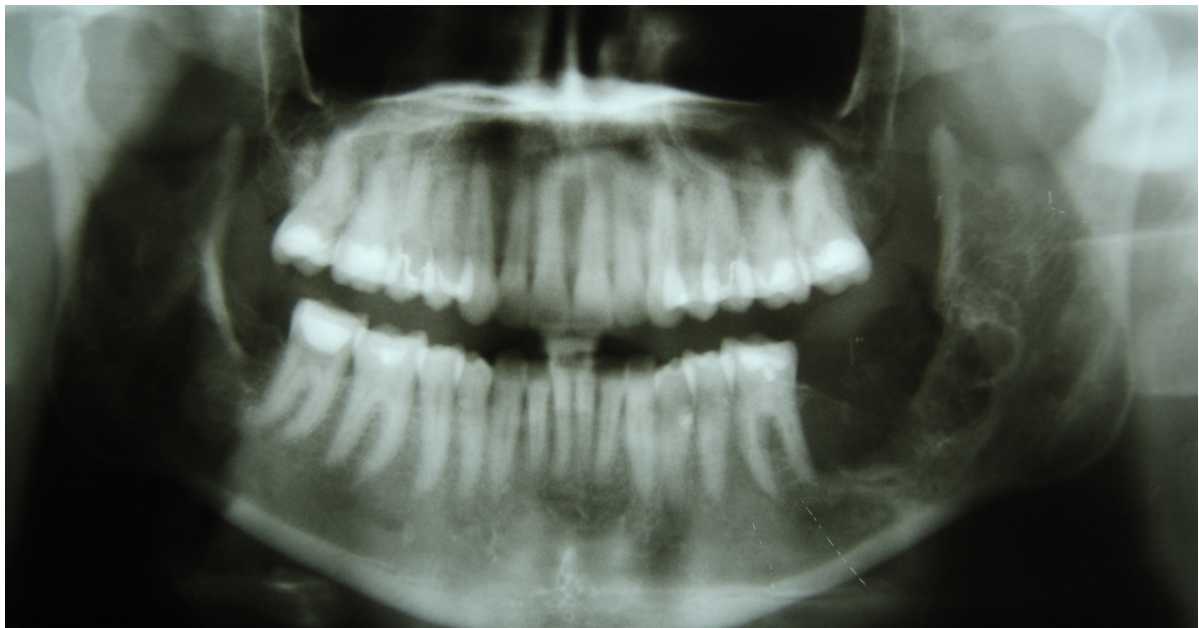


Abb. 4-12 Panoramaschichtaufnahme

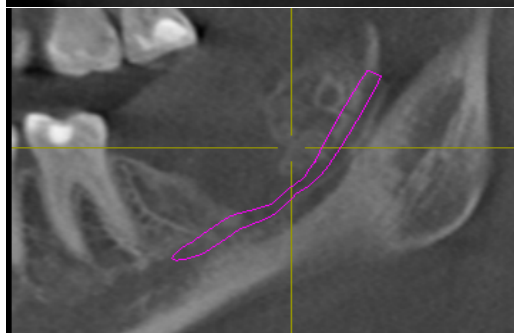
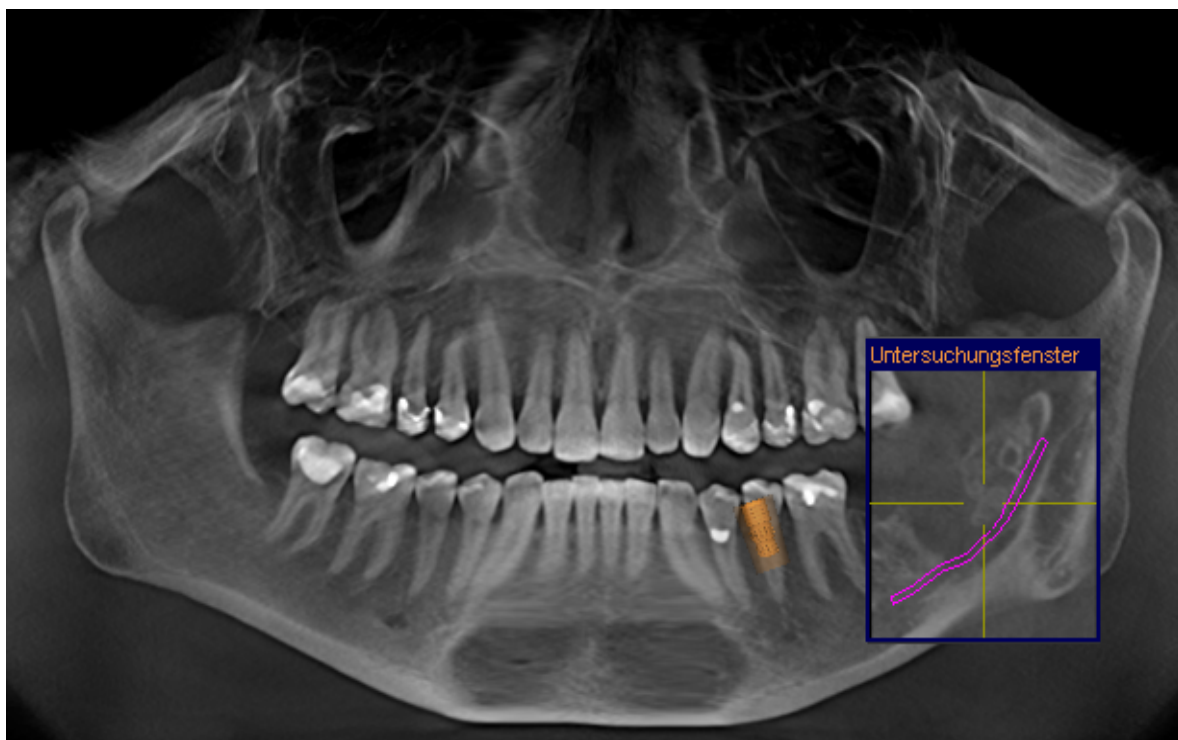


Abb. 4-13 (oben) Panoramaansicht
Abb. 4-14 Longitudinal

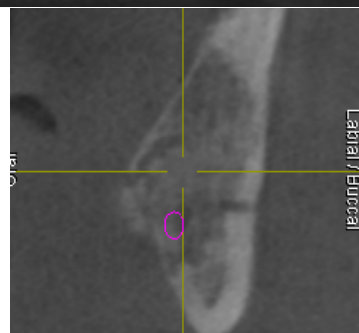


Abb. 4-15 TSA- Ansicht

Patient BS; Indikationsklasse B (Abb. 4-16 – Abb. 4-19)

Nach Anfertigung einer Panorama-Schichtaufnahme bestand bei dem Patienten der Verdacht auf eine zystische Raumforderung der linken Kieferhöhle, ausgehend von Zahn 25. Auf der DVT-Aufnahme konnte lediglich eine Nebenbucht der Kieferhöhle ausgemacht werden, der Verdacht somit ausgeschlossen und eine unnötige Operation vermieden werden.



Abb. 4-16 digitale Panoramascichtaufnahme

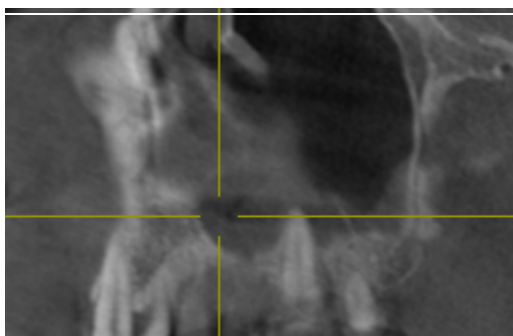
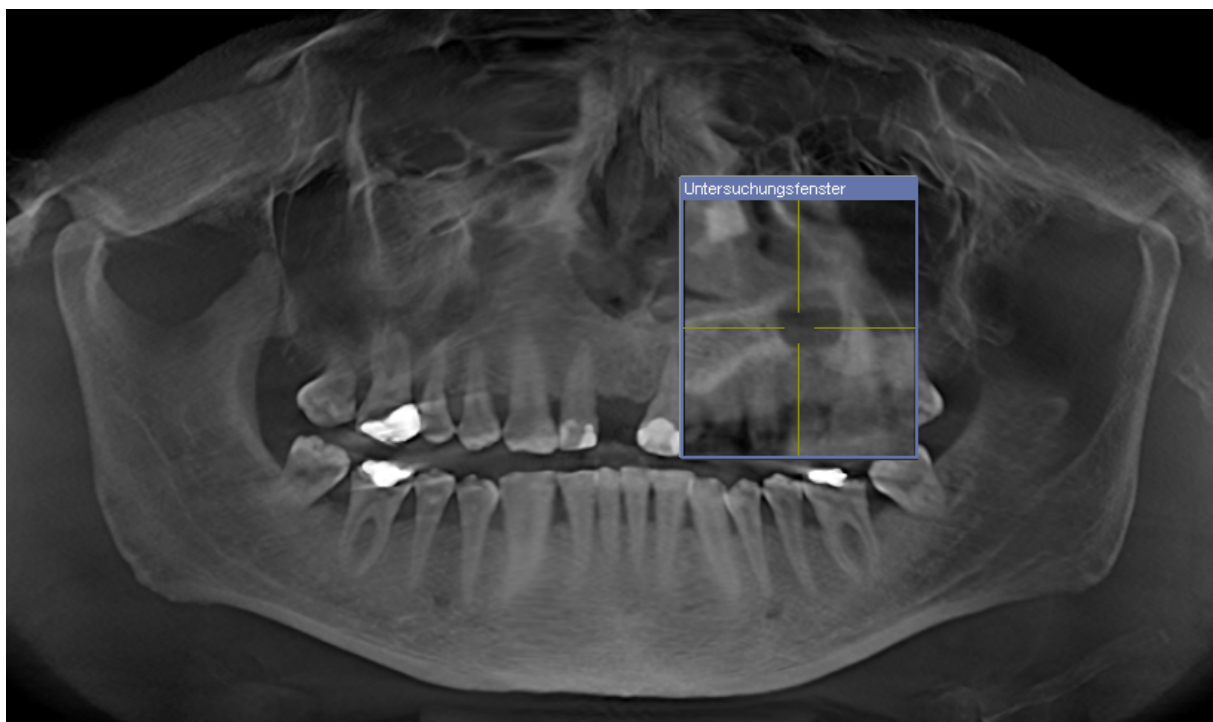


Abb. 4-17 (oben) Panoramaansicht
Abb. 4-18 Longitudinal



Abb. 4-19 TSA-Ansicht

Patient FH; Indikationsklasse C (Abb. 4-20 – Abb. 4-23)

Nach Anfertigung einer DVT-Aufnahme zur Abklärung der Frage nach Ausdehnung des zystischen Prozesses in regio 037 konnte in der DVT-Aufnahme ein Durchbruch nach lingual und somit die Notwendigkeit zur Fraktur-prophylaxe durch Einbringung von Osteosyntheseplatten festgestellt werden.



Abb. 4-20 Panoramascichtaufnahme

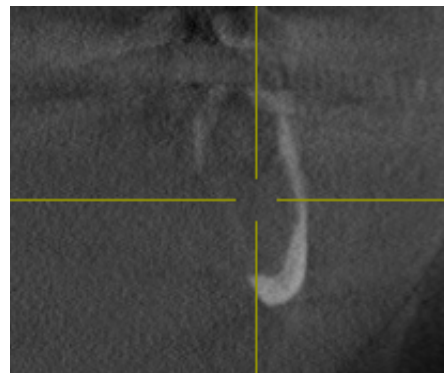
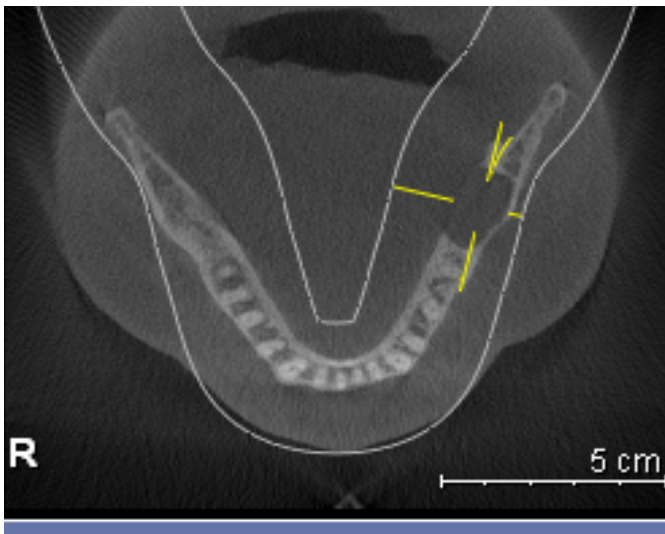
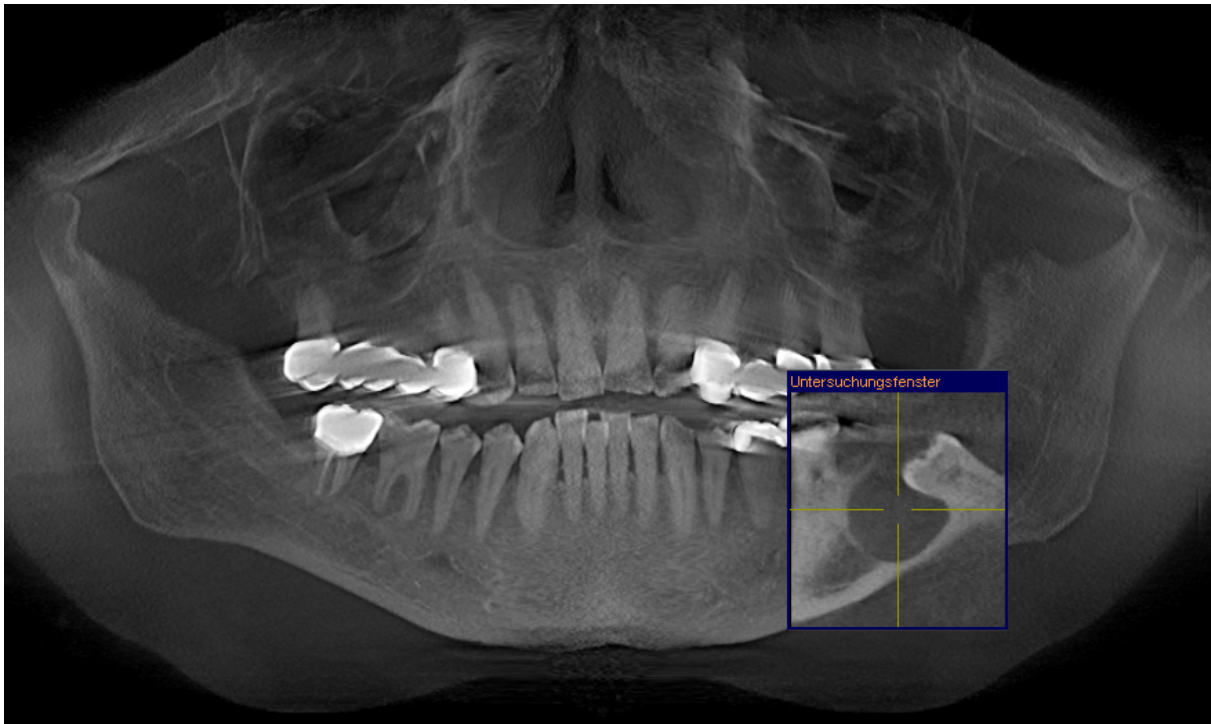


Abb. 4.21 Panoramaansicht
Abb. 4-22 Axial (von oben)

Abb. 4-23 TSA-Ansicht

Patient TE; Indikationsklasse C (Abb. 4-24 – Abb. 4-27)

Vor geplanter Weisheitszahnentfernung Anfertigung einer DVT-Aufnahme, da auf der PSA die Beziehung der Wurzeln zum Mandibularkanal unklar war. Auf der DVT-Aufnahme war ein direkt den Wurzelspitzen anliegender Nerv erkennbar; während OP mehrfache Teilung, Nerv auf ca. 1 cm Länge freiliegend.

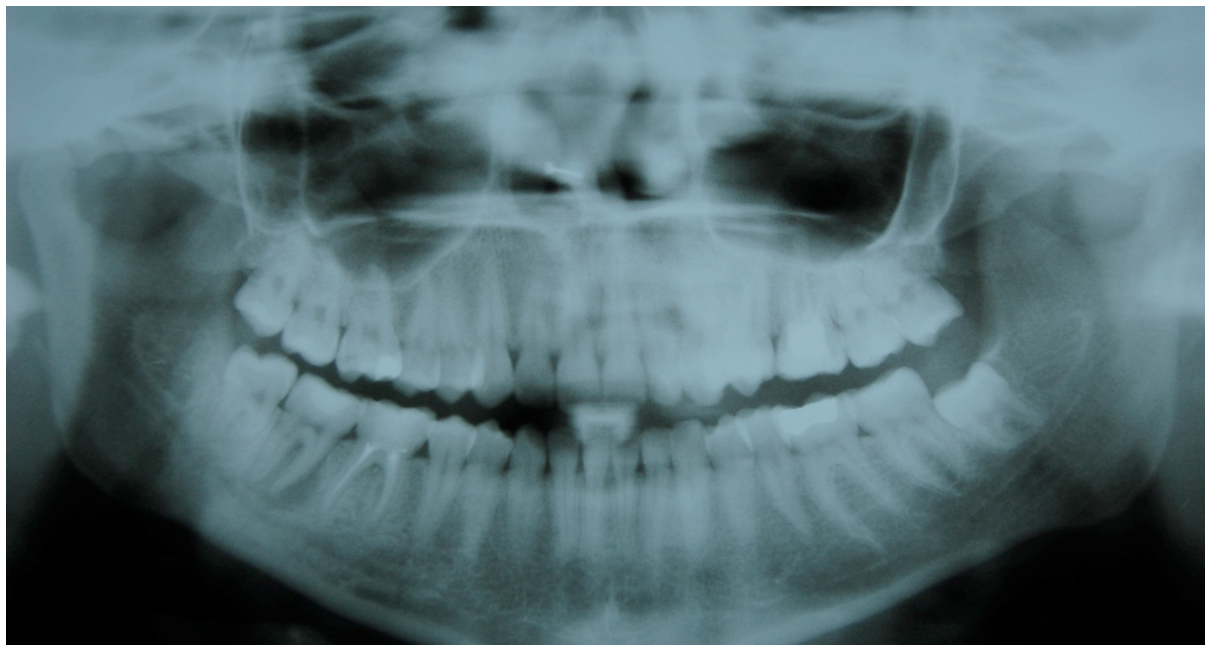


Abb. 4-24 Panoramascichtaufnahme

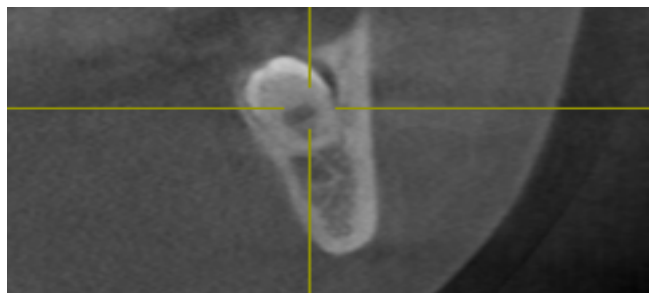
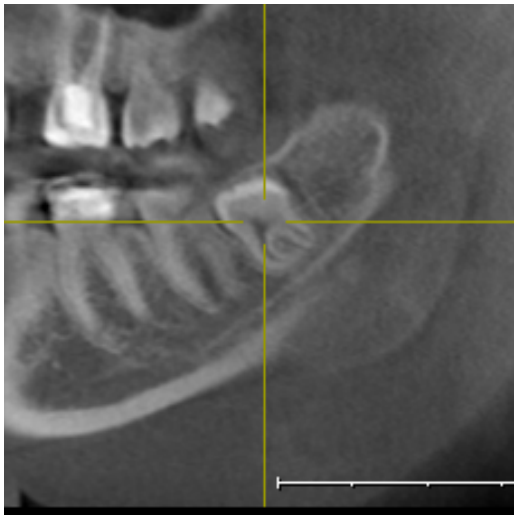
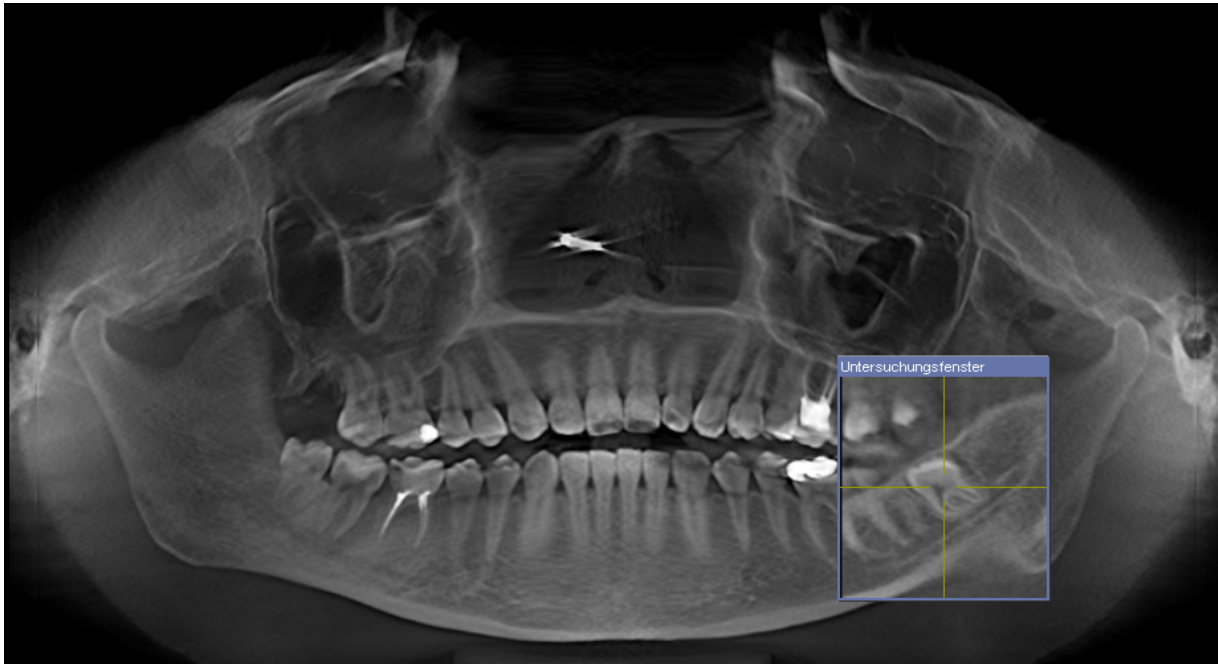


Abb. 4.25 Panoramaansicht
Abb. 4.26 Longitudinal

Abb. 4.27 TSA-Ansicht

Patient RC; Indikationsklasse C (Abb. 4-28 – Abb. 4-31)

Intraoperative Anfertigung einer DVT, da nach mehrfacher Teilung des Zahnes 48 Lagebestimmung des N. alveolaris inferior notwendig war; im DVT war ein lingualer Verlauf des N. alveolaris inferior auszumachen. Postoperativ eine Kontroll-PSA.



Abb. 4-28 Panoramascichtaufnahme

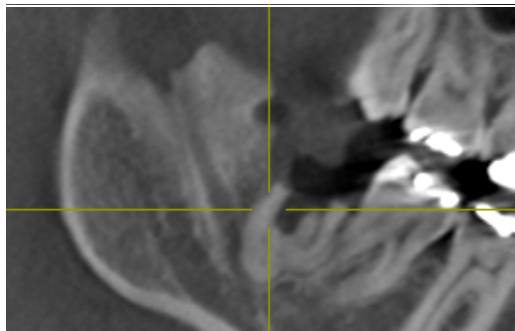
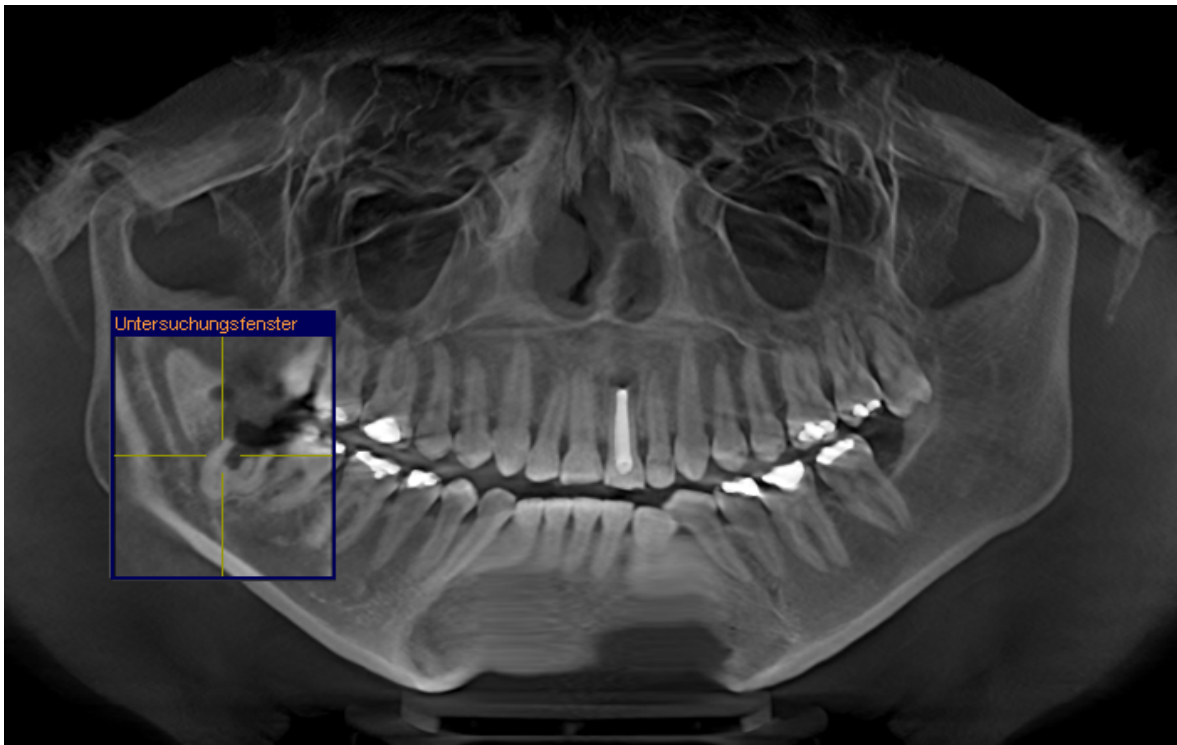


Abb. 4-29 (oben) Panorama-Ansicht
Abb. 4-30 Longitudinal

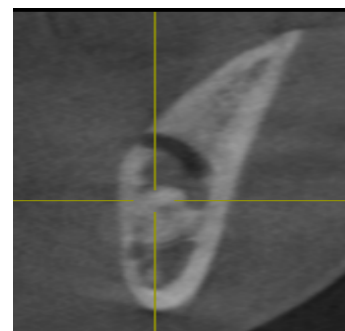


Abb. 4-31 TSA- Ansicht

Patient DT; Indikationsklasse D (Abb. 4-32 – Abb. 4-35)

Die klinische Diagnose lautete Bisphosphonat-assoziierte Osteonekrose OK rechts mit Sequester bei ossär metastasiertem, voroperiertem und adjuvant radiochemotherapeutisch behandeltem Mammakarzinom. Aufgrund der Krankengeschichte und des hohen Alters des Patienten musste das therapeutische Procedere genau abgewogen werden. Die Information der Lagebeziehung des Knochensequesters zur Nase und Kieferhöhle konnte nur aus der räumlichen Darstellung der Situation auf der DVT-Aufnahme entnommen werden. Somit war diese Untersuchung für das therapeutische Vorgehen wesentlich.

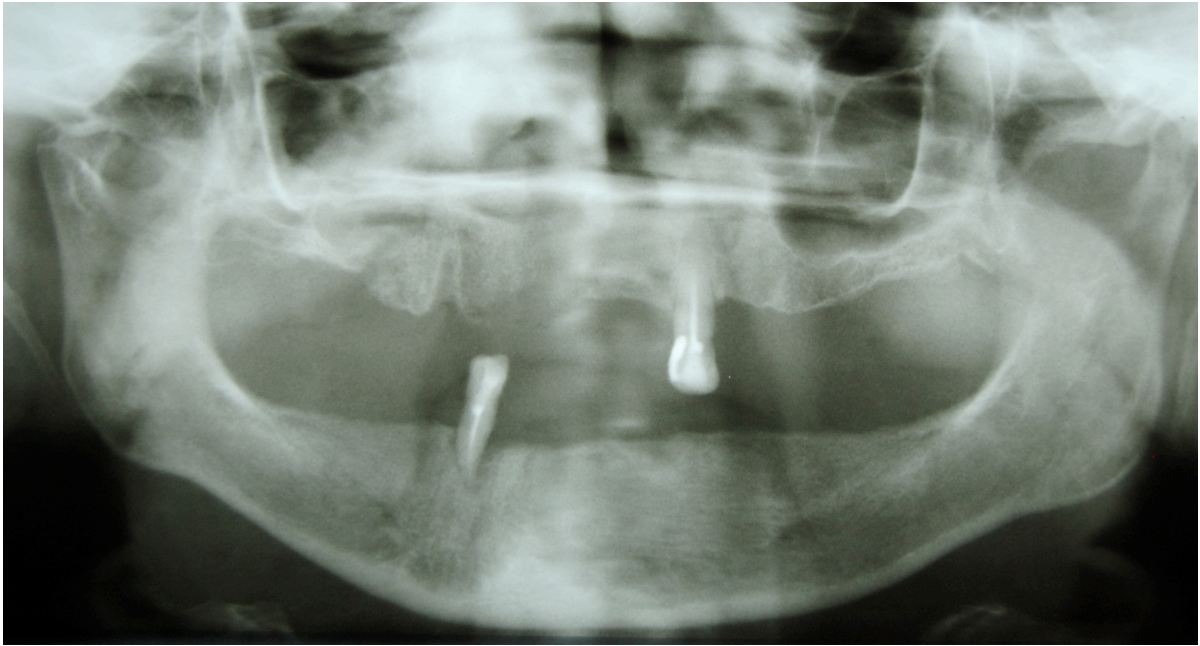


Abb. 4-32 Panoramaschichtaufnahme

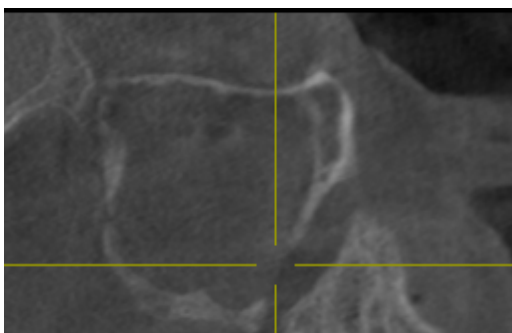
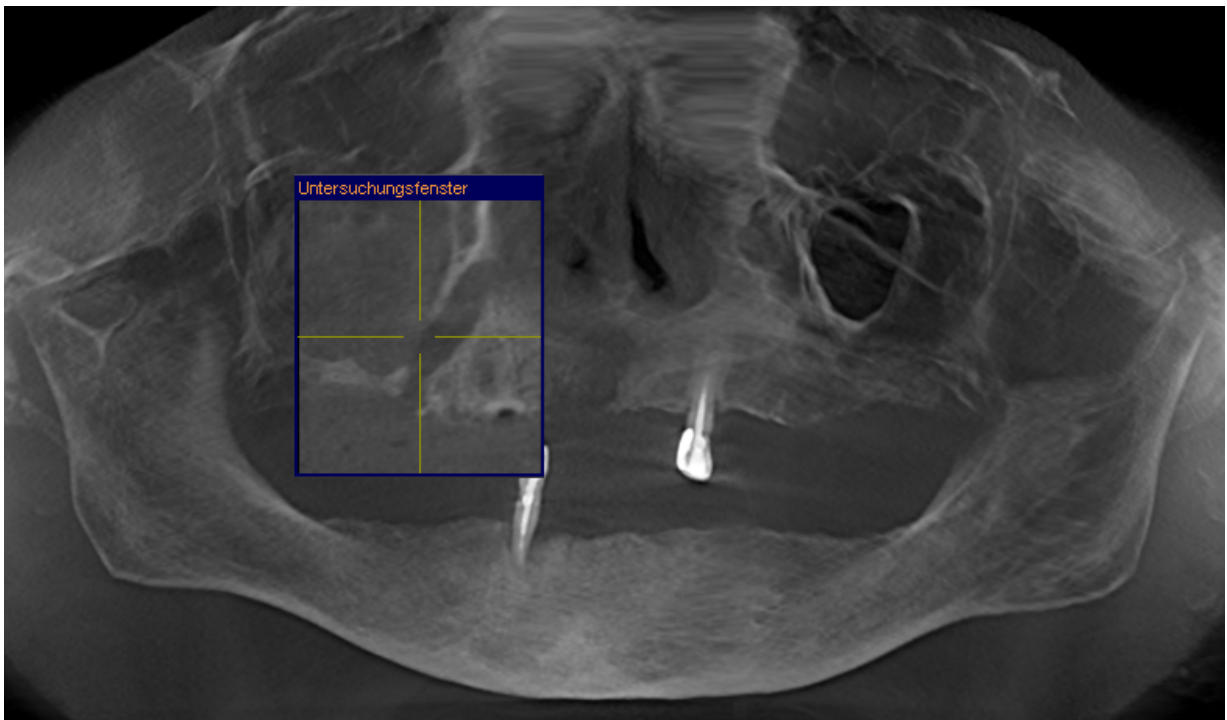


Abb. 4-33 (oben) Panoramaansicht
Abb. 4-34 Longitudinal

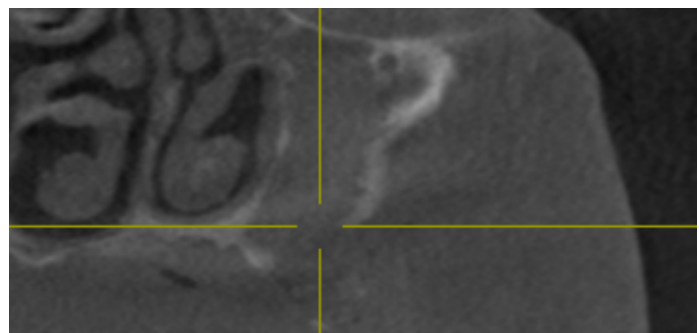


Abb. 4-35 TSA- Ansicht

Patient FH; Indikationsklasse E (Abb. 4-36 – Abb. 4-39)

DVT-Anfertigung zur Frakturdiagnostik im Kiefergelenkbereich, da sich durch Überlagerungen auf der PSA in diesem Bereich die Diagnostik schwierig gestaltet; auf der DVT war der Dislokationsgrad der Fragmente gut auszumachen (links stark disloziert mit massiver Abspaltung des Köpfchens, ausgesprengtes Knochenfragment; rechts wenig disloziert).

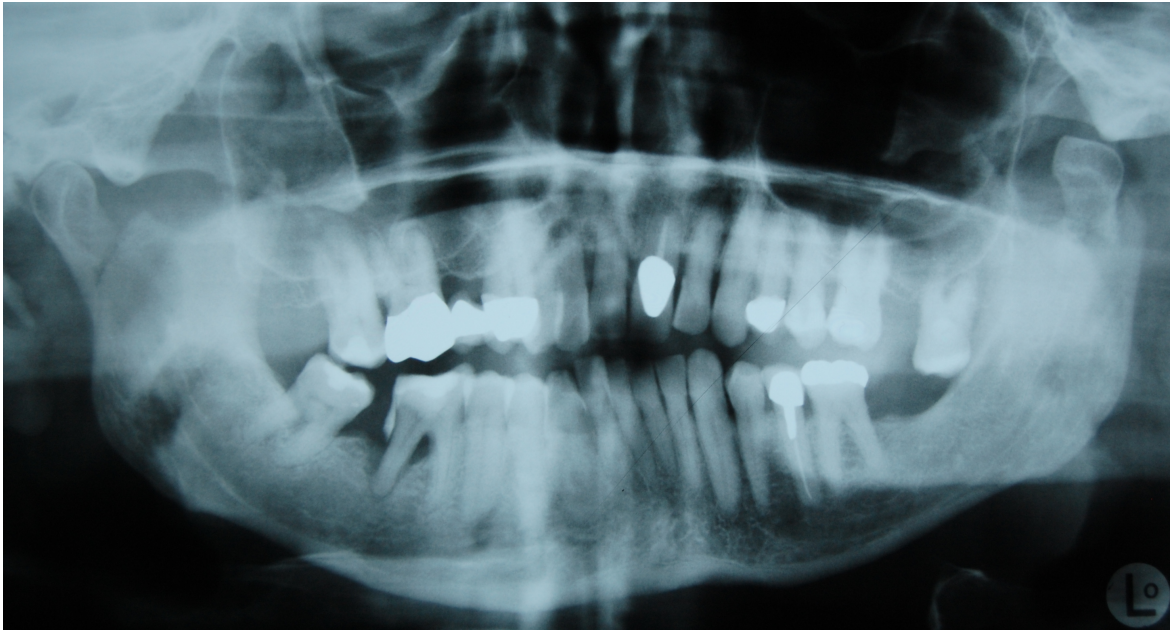


Abb. 4-36 Panoramaschichtaufnahme

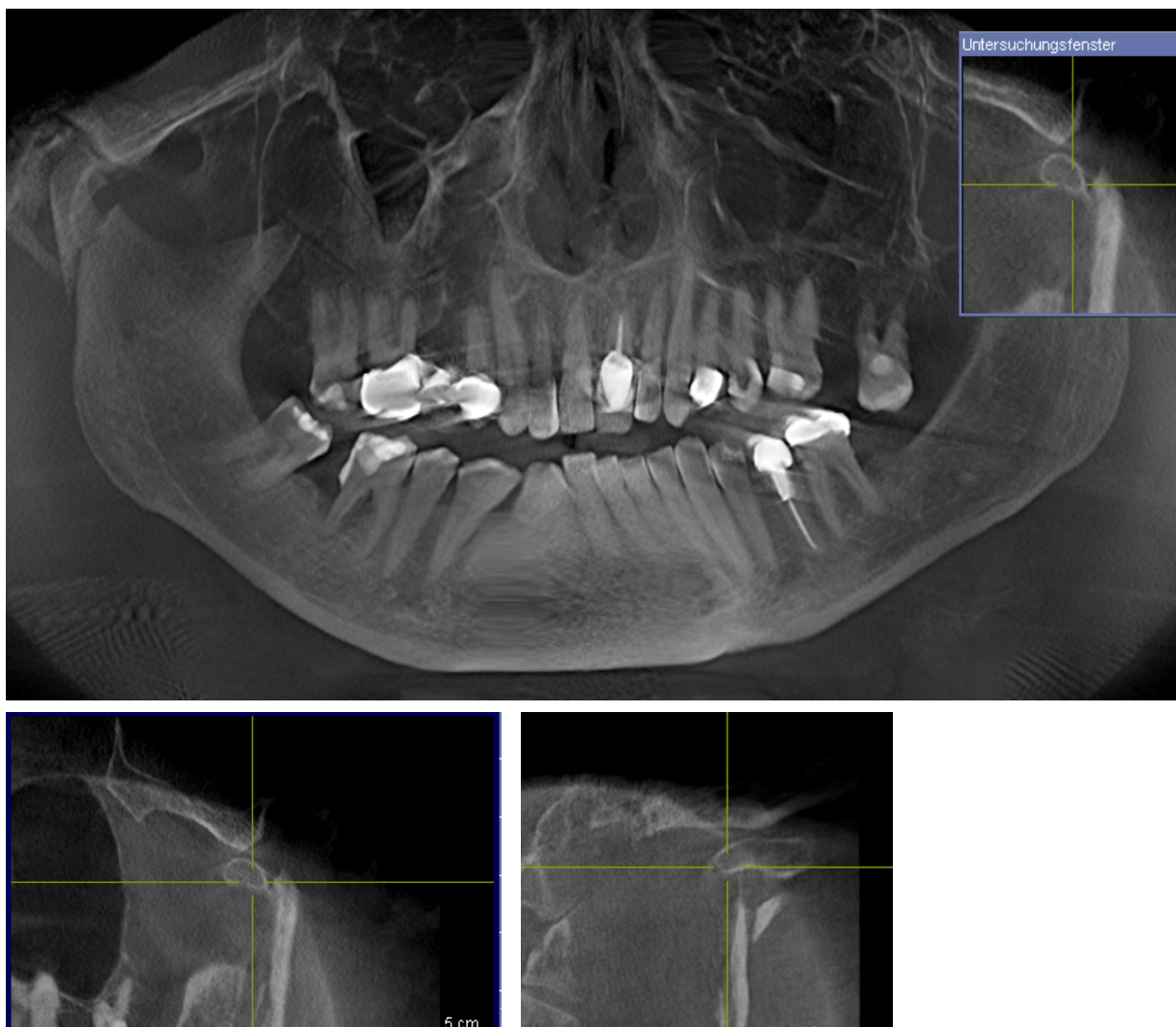


Abb. 4-37 (oben) Panoramaansicht

Abb. 4-38 Longitudinal

Abb. 4-39 TSA- Ansicht

Patient RL; Indikationsklasse E (Abb. 4-40 – Abb. 4-43)

Anfertigung einer DVT-Aufnahme zum Frakturausschluss in der Medianebene, da auf der PSA eine unklare Radiotransluzenz vorlag; in der DVT konnte ein pathologischer Befund in der Medianebene ausgeschlossen werden.



Abb. 4-40 digitale Panoramaschichtaufnahme

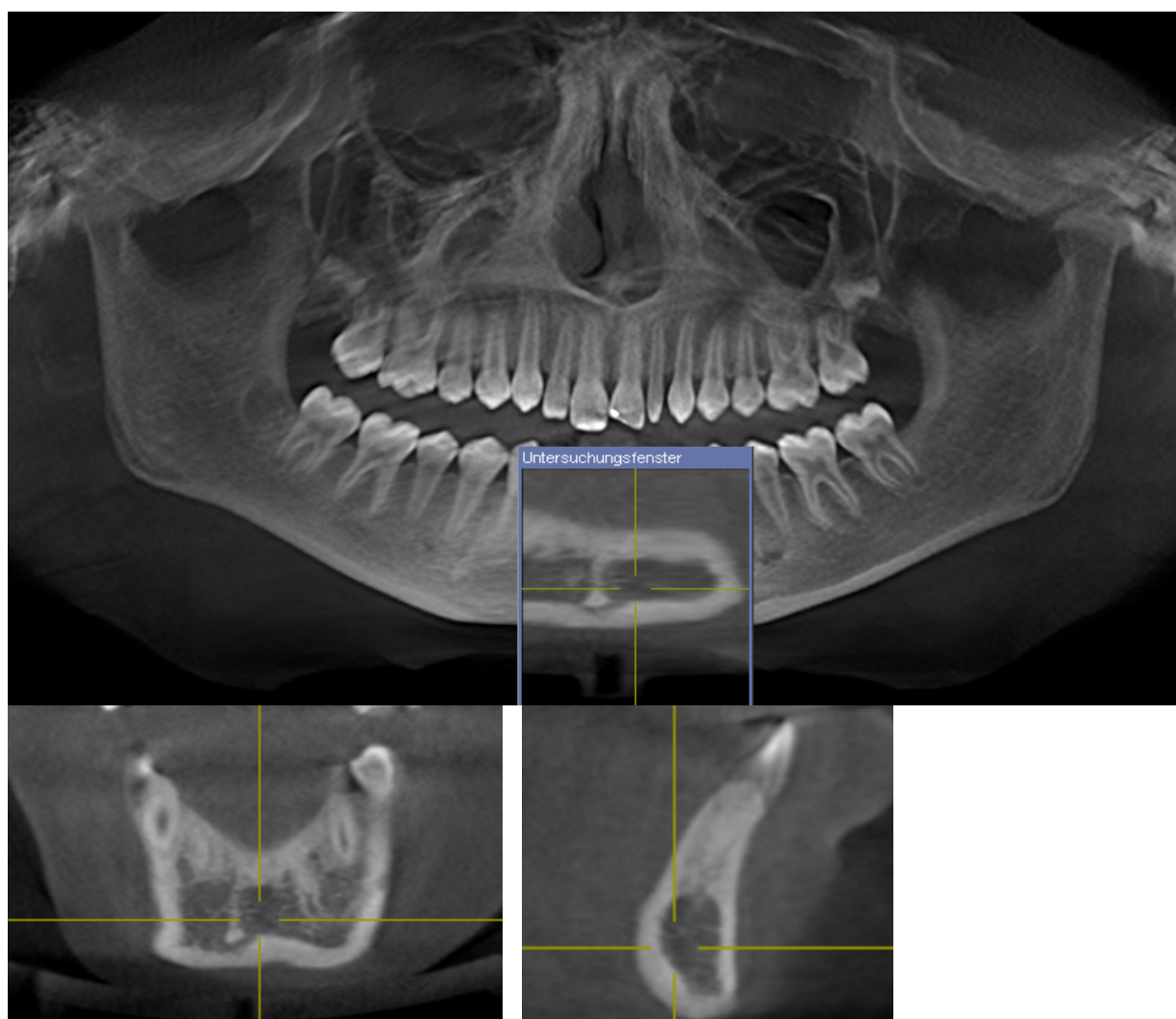


Abb. 4-41 (oben) Panoramaansicht
Abb. 4-42 Longitudinal

Abb. 4-43 TSA- Ansicht

Patient TA Indikationsklasse F (Abb. 4-44 – Abb. 4-47)

Nach Anfertigung einer PSA-Aufnahme unklarer Befund regio 038. Anfertigung einer DVT-Aufnahme, um Ausdehnung der Neubildung und den Zugangsweg bestimmen zu können. Klinisch war die Neubildung nicht tastbar. Es bestand Verdacht auf ein Odontom. Im DVT konnte eine eher vestibuläre Lage ausgemacht werden mit ausgedünnter vestibulärer Kortikalis; linguale Kortikalis intakt; es bestand keine Tangierung des Nervkanals. Der abschließende Befundbericht ergab vitalen, kortikalen Knochen ohne Nachweis von odontogenem Epithel. Es bestand weder Anhalt für eine Entzündung noch für Malignität.



Abb. 4-44 Panoramaschichtaufnahme

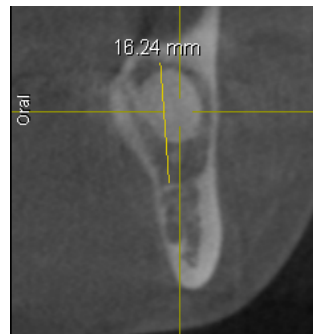
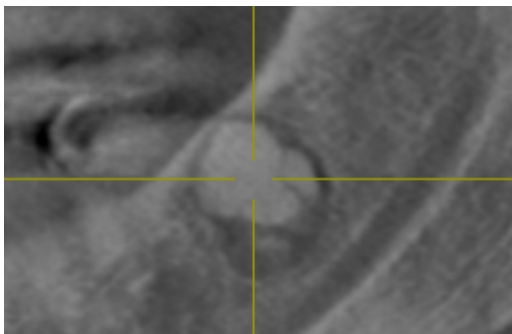
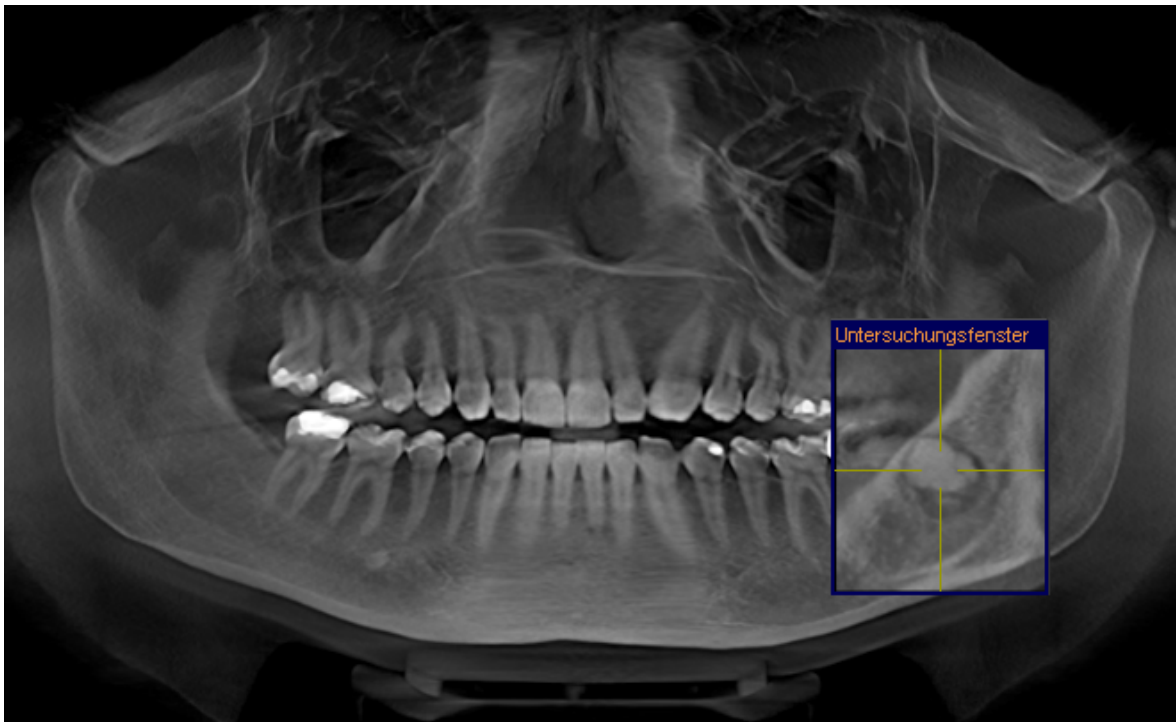


Abb. 4-45 (oben) Panoramaansicht
Abb. 4-46 Longitudinal

Abb. 4-47 TSA- Ansicht

5 Diskussion

5.1 Allgemeiner Teil

Seit mehr als 10 Jahren stehen mit der digitalen Volumentomographie ausgereifte Möglichkeiten zur dreidimensionalen Diagnostik in der Zahnärztlichen Chirurgie zur Verfügung. Bei geringerer Dosiserhöhung als bei anderen dreidimensionalen Techniken, wie zum Beispiel der Computertomographie, bietet die digitale Volumentomographie die Möglichkeit einer räumlichen Beurteilung der Hartgewebe in der Zahnärztlichen Chirurgie und im Mund,- Kiefer- und Gesichtsbereich. Zunehmend wird dieses neue Röntgenverfahren als Standard der Bildgebung im Zahnärztlich-chirurgischen Bereich dargestellt und als durchweg positives Analyseverfahren propagiert, ohne jedoch auf seine Grenzen in der Indikationsstellung und auf das immer noch hohe diagnostische Potential zweidimensionaler Techniken, wie der Panoramaschichtaufnahme, hinzuweisen.

Nicht abschließend geklärt ist, welche Zusatzinformationen, die durch die DVT zur Verfügung gestellt werden für Planung, Therapie und Behandlungsergebnis tatsächlich einen Nutzen haben. In ersten Untersuchungen wird auf eine Reduktion des Operationstraumas durch eine präzisere Planung verwiesen, wobei ungeklärt bleibt, ob das Komplikationsrisiko für den jeweiligen Eingriff tatsächlich zuverlässig gesenkt werden kann [Frei 2004, Gomes 2008].

Aus der Literatur sind viele Arbeiten bekannt, die sich überwiegend mit technischen Parametern und klinischer Anwendung der DVT beschäftigen, aber dennoch die Vorzüge dieser Methode vorwiegend durch subjektive klinische Wertung und weniger durch objektive Studien untermauern [Baciu 2012, Jin 2012]. Auch deswegen ist es schwierig, eine für alle Indikationsbereiche einheitliche Empfehlung zur Indikationsstellung der DVT formulieren, da diese von einer Vielzahl von Parametern abhängt.

5.2 Diskussion der Ergebnisse

Es ist zu betonen, dass die Befundung und Auswertung von Panorama-Schichtaufnahmen und DVT-Aufnahmen von der Erfahrung des Betrachters abhängig ist. So muss der Auswertende z.B. in der Lage sein, zwischen

Artefakten und Fremdkörpern differenzieren zu können. Die Krankengeschichte des Patienten und klinische Daten sind in den Befund miteinzubeziehen.

Die durch Artefakte nicht auswertbaren Panoramaschichtaufnahmen und digitalen Volumentomographien wurden in die Auswertung mit einbezogen, da diese Ergebnisse auch Limitationen beider Verfahren aufzeigen. Da die Abbildungsqualität von DVT und Panorama-Schichtaufnahmen für ihre Verwertbarkeit entscheidende Bedeutung hat, beschäftigt sich eine Vielzahl von Arbeiten mit technischen Aspekten der Bildgebung wie Metall- oder Bewegungsartefakten. Auf diese soll zunächst eingegangen werden.

Beim Vergleich der Abbildungsqualität beider Verfahren erwies sich bei der PSA der Anteil der nicht verwertbaren vorliegenden Aufnahmen als sehr gering mit 1,2%. Die übrigen PSA-Aufnahmen wiesen mehrheitlich gute Qualität auf. Diese Tatsache kann mit der langjährigen Erfahrung im Umgang mit dem Röntgenverfahren begründet werden. Im Gegensatz hierzu lag der Anteil der vorwiegend durch Bewegungsartefakte nicht auswertbaren digitalen Volumentomographien bei 2,1%. Dies sind verglichen mit den PSA Aufnahmen 42,9% mehr, was unter anderem auf die Schwierigkeit der Aufnahmemodi bei der digitalen Volumentomographie hinweist. Lange Umlaufzeiten der DVT im Vergleich zur PSA führten vermehrt zu verzerrten Darstellungen. Die Arbeitsgruppe um *Bontempi* wies auf dieses Problem bereits in einer Untersuchung hin, in der Kopfbewegungen während DVT-Aufnahmen mittels eines infrarotlichtbasiertem Navigationssystems bestimmt wurden. In keiner der untersuchten Aufnahmegruppen konnten Bewegungen vollständig vermieden werden [Bontempi 2008].

In diesem Zusammenhang muss auch auf Artefakte hingewiesen werden, die durch Metallobjekte verursacht werden und sich somit negativ auf die Bildqualität auswirken. Diese Ergebnisse können mit denen anderer Autoren überein gebracht werden. In einer Arbeit von Nakata wurde das Auftreten von Metallartefakten auf DVT-Aufnahmen festgestellt, welche somit eine zurückhaltende und vorsichtige Interpretation erforderten [Nakata 2006]. Eine Studie der Universität Basel beschäftigte sich mit der Artefaktbildung am Schweinekiefer, verursacht durch Kugeln verschiedener zahnärztlicher Materialien. Dabei wurde gezeigt, dass inserierte Stahlkugeln bei der Implantatplanung die stärksten Artefakte verursachten, weswegen von einer Implantatplanung mit der DVT Diagnostik und Stahlkugeln

abgeraten wurde [Berndt 2006]. In einer anderen experimentellen Arbeit über Artefakte, die durch Zahnimplantate hervorgerufen werden, wurde von Schulze et al. vorgelegt. Diese Arbeitsgruppe wies schwere Aufhärtungsartefakte für durchschnittliche Implantatdurchmesser bei DVT-Untersuchungen nach, wodurch direkt periimplantäre Bereiche nicht sicher zu befunden waren. Eine sichere Beurteilung für Diagnosen in diesem Bereich lässt sich mit den derzeit verwendbaren Rekonstruktionsalgorithmen somit noch nicht treffen [Schulze 2010].

In der Implantologie besteht die Indikation zur Anfertigung einer dreidimensionalen Aufnahme vor allem dann, wenn eine Gefährdung angrenzender anatomischer Strukturen zu befürchten ist oder umfangreiche Behandlungen größerer Kieferabschnitte mit geringem Restknochenangebot geplant sind. Die 3D- Bildgebung ermöglicht auch für die Implantatplanung eine Visualisierung des Knochenangebotes in allen Dimensionen, wenn durch konventionelle Röntgentechnik nur eine eingeschränkte Beurteilung möglich ist. Eine Implantatplanungssoftware ist häufig bereits in der Diagnosesoftware enthalten. Relevante Bereiche können dann farblich visualisiert und Implantate virtuell auf dem Bildschirm positioniert werden. Durch eine spezielle Implantatansicht hat der Behandler die Möglichkeit, die prothetische Einschubrichtung zu bestimmen, möglichen Implantationsbedarf zu klären und die Sicherheitsabstände zu relevanten Strukturen zu beurteilen. Der 3D-Datensatz kann auf einem Datenträger abgespeichert werden, der zusammen mit den Modellen und Rö-Schablonen die Fertigung einer Bohrschablone ermöglicht.

Nach den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit erwies sich die DVT als besonders vorteilhaft zur präoperativen Einschätzung der transversalen oder vertikalen Dimension des Alveolarfortsatzes bei grenzwertigem Knochenangebot. Dies traf vor allem dann zu, wenn eine konkrete Behandlungsstrategie festgelegt werden musste. Zur Klärung der Frage, ob eine Implantation mit oder ohne eine zusätzliche Knochenaugmentation erfolgen muss, aber auch zur Verlaufsdagnostik (Knochenregeneration) und zur Komplikationsdiagnostik (Knochenresorption) hat sich die DVT besonders bewährt. Die Indikationsstellung zur Anfertigung einer DVT-Aufnahme im Bereich der Implantologie hatte einen Anteil von 23,51% an der Gesamtzahl der Untersuchungen. Besonders hilfreich war die DVT in Fällen mit

bereits im OPG erkennbarem Knochendefizit (Alveolarfortsatzatrophie, langjährig bestehende Zahnlosigkeit, vorausgegangene Operationen am interessierenden Kieferabschnitt), während bei jugendlichen, gut bezahnten Patienten mit erhaltenem Alveolarfortsatz die Behandlungsstrategie schon vor Anfertigung einer DVT-Aufnahme mithilfe der konventionellen PSA-Aufnahme festgelegt werden konnte. Bei diesen Patienten kam es nach Durchführung der DVT zu keiner Änderung der implantologischen Planung. Die DVT-Aufnahmen zeigten in dieser Patientengruppe regelhaft ein ausreichendes Knochenangebot ohne Vorliegen unerwarteter anatomischer Variationen im Nervverlauf.

Eine mögliche Indikation für eine DVT wird für die präimplantologische Anfertigung einer Bohrschablone gesehen, jedoch in der Literatur ebenfalls kritisch diskutiert [Brief 2005]. Ähnlich wie bei der Bildgebung bleibt es strittig, ob eine präoperativ angefertigte Bohrschablone tatsächlich zu einer exakten Umsetzung der dreidimensional geplanten Implantatposition führt; somit ist es fraglich, ob in den meisten klinischen Situationen die Indikation für eine DVT-gestützte Implantatplanung überhaupt gestellt werden kann [Brief 2005]. Andere Autoren hingegen sehen in der Möglichkeit der computerunterstützten Fertigung von Bohrschablonen einen Zugewinn an Sicherheit und postulieren den breiten Einsatz dieser Systeme in der implantologischen Praxis [Dreiseidler 2009, Neugebauer 2010, Widmann 2010]

Sinnvoller erscheint der Einsatz dentaler Navigationssysteme besonders bei schwierigen anatomischen Verhältnissen, Kieferatrophien und Implantationen am Nerv vorbei („lateral bypass“). Es interessiert vor allem die Lage des Mandibularkanals, da bei Atrophie des Alveolarfortsatzes im Unterkiefer das vertikale Knochenangebot gering ist. Bock und Kent schlagen nach Auswertung einer Studie einen Sicherheitsabstand um das Foramen mentale vor [Hoffmeister 1994]. Auch bei einer interforaminalen Implantation sollte auf eine mehr oder weniger ausgebildete Schleife des Kanals nach mesial geachtet werden [Düker 2000]. Aufgrund einzelner experimenteller Studien sollte dieser Sicherheitsabstand bislang auch bei computergestützter Planung gewahrt werden. D' Haese et al. setzen sich kritisch auseinander mit einem Review, in dem die Erwartungen an die Genauigkeit schablonengestützter Implantatinsertion nicht erfüllt werden und fordern einen Sicherheitsabstand um kritische anatomische Regionen von mindestens 2 mm

[D'Haese 2012]. Da dieser im Bereich konventioneller Planungstoleranzen liegt, ergibt sich in den meisten Fällen noch keine Rechtfertigung für die Verwendung solcher Systeme. Vielmehr ist in dieser Genauigkeitsdiskussion in der schablonengestützten Implantologie die klinische Erfahrung in der Implantologie entscheidend, durch die eine Reihe von möglichen Fehlerquellen in der gesamten Prozesskette minimiert werden können [Nickenig 2012]. Vorteilhaft erscheint eine implantologische 3D-Röntgendiagnostik demnach nur dann, wenn eine umfassende anatomische Situation vorliegt, die von der Norm abweicht und eine klinische Orientierung erschwert oder wenn für den Eingriff wichtige Informationen über die anatomische Situation aus der konventionellen Diagnostik nicht entnommen werden können. Die Indikation zum navigierten Implantieren besteht daher vor allem beim Zustand nach komplizierten Kieferrekonstruktionsoperationen, speziellen Konzepten der Implantatplanung und bei komplexen prothetischen Planungsmodellen [Hu 2012]. In diesen Fällen kann durch die Möglichkeiten der interaktiven Modifikation der prothetischen Planung bei geringem Knochenangebot und bei gleichzeitig ausreichender klinischer Erfahrung des Operateurs die 3D-Diagnostik indiziert sein.

Die Frage nach der Bedeutung der digitalen Volumentomographie in der allgemeinen Kieferhöhlendiagnostik lässt sich anhand einiger ausgewerteter Fälle diskutieren. Einen wesentlichen Vorteil hinsichtlich der Bildinformation erbrachten die Fälle der Sinusitis-Diagnostik mit dentogenem Fokus. Hierbei konnten klare Aussagen bezogen auf Ursachenfindung beim Krankheitsbild der Sinusitis maxillaris getroffen werden, weshalb in der aktuellen Literatur die Nutzung dieses Verfahrens generell akzeptiert ist [Brullmann 2012, Cymerman 2011, Maillet 2011]. In diesen Fällen ist der Aussagewert der 3D-Diagnostik gegenüber der konventionellen Röntgendiagnostik unstrittig. Auch hinsichtlich der Abklärung von Raumforderungen oder Fremdkörpern der Kieferhöhle können nach Auswertung der Ergebnisse generell Vorteile gegenüber zweidimensionalen Techniken aufgezeigt werden. In den meisten Fällen ließ sich durch bessere topographische Orientierung eine Behandlungsstrategie festlegen. Außerdem konnte durch Revision einer durch die PSA gestellten Diagnose eine Operation vermieden werden. Neben den Möglichkeiten der dreidimensionalen Schnittbilddiagnostik durch die digitale Volumentomographie oder die Computertomographie könnte in der Beurteilung der gesamten Nebenhöhlen die herkömmliche Röntgendiagnostik – wie die

konventionelle Schichtaufnahme oder die NNH-Aufnahme – in den Hintergrund treten. Auch durch Fortschritte in der MRT-Technologie gewinnt diese Form des Röntgenverfahrens immer mehr Zuspruch und kann neben der Computertomographie als Alternative angesehen werden, insbesondere in der Tumordiagnostik mit dem Schwerpunkt der Weichgewebisdifferenzierung [Kharchenko 1999]. Die dreidimensionale Schnittbilddiagnostik kann daher zusammenfassend als Hilfsmittel zum Ausschluss von Erkrankungen der Kieferhöhle angesehen werden. Wenn die klinischen Verdachtsmomente bei der Untersuchung des Patienten wegweisend sind, könnte in Erwägung gezogen werden, die primäre konventionelle Diagnostik durch die dreidimensionale Schnittbilddiagnostik zu ersetzen, um damit die Problematik der begrenzten Aussagefähigkeit zu umgehen und eine unnötige Strahlenbelastung zu verhindern.

Bei Aufnahmen, die unter die Indikationsgruppe „dentoalveoläre pathologische Veränderungen“ fielen, sind die Vorzüge der Schnittbilddiagnostik hinsichtlich der räumlichen Orientierung und der Bildinformation in der Literatur klar beschrieben, insbesondere bei enger Lagebeziehung zu gefährdeten anatomischen Strukturen [Chen 2011, Nakagawa 2007].

Bei der Auswertung der Fälle zur Zystendiagnostik, worunter Rezidiv-, Bestätigungs- und die Ausdehnungsdiagnostik fielen, konnten durch die gewonnene Zusatzinformationen bei der Ausdehnung der Läsion klinische Vorteile, z.B. ein Nutzen in der Planung der Behandlungsstrategie, verzeichnet werden. Dadurch konnten vermutlich Komplikationen vermieden werden. Allerdings sollte vor der Anfertigung einer DVT als Routinemaßnahme in dieser Fragestellung Abstand genommen werden, denn das Ausmaß der Ausdehnung nach lingual und somit die Gefahr eines Durchbruchs in diese Richtung korrelierte in den Ergebnissen mit der detektierbaren Größe auf der PSA und war somit in den meisten Fällen kalkulierbar. Der prozentuale Anteil des klinisch brauchbaren Informationsgewinnes beläuft sich in dieser Indikationsgruppe somit lediglich auf 53,6% Prozent, weshalb eine Schnittbilddiagnostik in dieser Indikation nicht generell gefordert werden kann. Dies deckt sich mit den Empfehlungen der DGZMK [Schulze 2009b]. Allerdings kann eine 3D-Diagnostik in Fällen von unmittelbarer Lagebeziehung zu wichtigen anatomischen

Strukturen oder zur weiteren Aufklärung des Patienten indiziert sein [Neugebauer 2008], [Haßfeld 2011].

Eine weitere große Befundgruppe bildete die Diagnostik vor Entfernung tief verlagelter Weisheitszähne mit unklarer Beziehung zum Canalis Mandibularis oder zur Kieferhöhle. Die Indikationsfrage für eine DVT-Untersuchung soll, basierend auf den inzwischen umfangreichen Literaturangaben, etwas genauer diskutiert werden. Da der Eingriff häufig an jüngeren Patienten durchgeführt wird, ist eine exakte Indikationsstellung und genaueste Aufklärung unabdingbar. Über Komplikationen wie zum Beispiel permanente Nervschäden am Unterkiefer, die in der Literatur mit einer Häufigkeit von 0-2,2% angegeben werden, sind verschiedene Einflussgrößen beschrieben worden [Gülicher 2012, Rood 1992, Schulze-Mosgau 1983]. Darunter fallen unter anderem die Erfahrung des Chirurgen, die Impaktionstiefe des betroffenen Zahnes und das Patientenalter [Kim 2012].

Um dieses Risiko nochmals zu minimieren bzw. eine Risikoabschätzung geben zu können, kann eine DVT-Diagnostik in Einzelfällen indiziert sein.

Bei der Auswertung der Fälle zur Weisheitszahnentfernung muss differenziert werden zwischen retinierten Weisheitszähnen des Ober- und Unterkiefers. Bei impaktierten Sapientes des Oberkiefers ist die Frage nach dem Nutzen der DVT neu zu stellen. Eine im Vergleich zum Unterkiefer alternierende Knochenqualität mit weitmaschiger Spongiosa und poröser Kompakta zieht bei einer Zahnentfernung mit komplexer Wurzelkonfiguration deutlich weniger Schwierigkeiten mit sich als im kompakten Unterkiefer. Auch das Fehlen von gefährdeten Strukturen senkt das Komplikationsrisiko. Eine zu erwartende Mund-Antrum-Verbindung (MAV) durch fehlende knöcherne Begrenzung des Zahnes zur Kieferhöhle hat geringe klinische Relevanz, da der Verschluss einer MAV nahezu immer Erfolg versprechend ist. Mögliche Luxationen von Zahnanteilen in die Kieferhöhle stellen meist kein schwerwiegendes Problem dar; allerdings besteht die Schwierigkeit bei einer versehentlichen Luxation von Zahnanteilen durch den Mukoperiostlappen nach retromaxillär, infratemporal oder pterygopalatinal. Lediglich in einer Studie wurde auf Komplikationen nach der Entfernung eines tief verlagerten oberen Weisheitszahnes und anschließender infra-orbitaler Parästhesie im Ausbreitungsgebiet des N. maxillaris berichtet. Bedingt durch die enge Nervlage zum hochverlagerten, noch nicht vollständig entwickeltem Weisheitszahn beim Verlauf durch den oberen Teil der Fossa pterygopalatina kam es durch Gebrauch eines Periost elevators in diesem

Fallbericht zu einer Traumatisierung des Nervs. Es verbleibt also immer – wie bei allen Operationen – ein Restrisiko, welches für jeden einzelnen Patienten abzuwägen gilt [Yates 1976].

Bei der Diagnostik vor Entfernung tief verlagelter unterer Weisheitszähne zur Bewertung der Lagebeziehung zu anatomisch wichtigen Strukturen (insbesondere des Canalis alveolaris inferior) kann die Indikationsstellung zur präoperativen Schnittbilddiagnostik anhand von zahlreichen Studien diskutiert werden.

Bei Hinweisen auf eine enge Lagebeziehung auf Panoramaschichtaufnahmen (Rood-Kriterien: erhöhte Transluzenz der Wurzeln, Abweichung und Verengung des Kanalverlaufs, Überlagerung, geteilter Apex, Verlust der Zeichnung der Lamina dura des Kanals) zeigt sich in der Literatur eine deutliche Tendenz zur Durchführung einer dreidimensionalen Bildgebung [Haßfeld 2008]. In einer Untersuchung von Nakamori et al. bestätigten sich diese Kriterien zur engen Nachbarschaft auf Panoramaaufnahmen, sowie in einer retrospektiven Studie der Arbeitsgruppe um Lübbers et al., die sich, basierend auf der anatomischen Vielfalt der Wurzeln von unteren Molaren, bei enger Lagebeziehung für die dreidimensionale Bildgebung aussprachen [Lubbers 2011, Nakamori 2008]. Haßfeld et al. verglichen DVT-Aufnahmen und Panoramaschichtaufnahmen in Bezug auf postoperative Sensibilitätsstörungen nach Weisheitszahnentfernung und konnten keine Überlegenheit der dreidimensionalen Technik gegenüber der Panoramaschichtaufnahme feststellen [Haßfeld 2011]; die Vorhersagbarkeit für eine Freilegung des N. alveolaris inferior mit dem digitalen Volumentomographen jedoch war in dieser Studie der konventionellen Diagnostik überlegen [Guerrero 2012]. Dagegen spricht eine Studie der Arbeitsgruppe um Ghaemina et al. [Ghaemina 2009], die keine eindeutige Überlegenheit der DVT-Technologie gegenüber zweidimensionalen Techniken bei Hinweisen auf enge Lagebeziehung bestätigen konnten und zur Verringerung von Risiken vielmehr auf das chirurgische Vorgehen verwiesen.

Um den Nutzen der dreidimensionalen Techniken zu optimieren, wird in der aktuellen Literatur mehr Aufklärung in der Handhabung der DVT gefordert [Suomalainen 2012]; außerdem wird postuliert, die Indikation nur in schwierigen Fällen (high-risk cases) zu stellen [Roeder 2012].

Auf der einen Seite scheint somit, basierend auf den Erfahrungen der Autoren, die dreidimensionale Schnittbildgebung in schwierigen Fällen als gerechtfertigt [Chen 2009, Dalili 2011, Neugebauer 2008, Suomalainen 2010];

auf der anderen Seite liegt bisher allerdings noch keine randomisierte Studie mit entsprechend hoher Fallzahl vor, die Komplikationsraten nach Weisheitszahnentfernung mit Panoramaschichtdiagnostik und DVT-Diagnostik vergleicht. Im Hinblick darauf ist bei der Entfernung unterer Weisheitszähne bei den Ergebnissen zumindest auf einen ausgewerteten Fall hinzuweisen, bei dem durch präoperative Schnittbilddiagnostik Komplikationen hätten vermieden werden können. Es konnte in vielen Fällen durch die räumliche Darstellung in der DVT-Diagnostik und dem hiermit verbundenem angepassten Vorgehen im operativen Procedere zu mehr Sicherheit verholfen werden; ein interradikulärer Verlauf konnte in einigen Fällen gesichert, intraoperativ verifiziert und somit die Kontinuität des Nerven sicher erhalten werden. Auch die hohe Zahl der Fallzuweisungen aus freien Praxen zur präoperativen Diagnostik unterstreicht das allgemeine Bedürfnis des exakten Wissens um die anatomische Situation.

Beim Vergleich beider Aufnahmetechniken in Bezug auf die Kriterien nach Rood ließen im eigenen Patientenkollektiv die Panoramaschichtaufnahmen in den meisten Fällen keine eindeutige Beurteilung der Lagebeziehung von Wurzel und Kanalverlauf zu; in einigen Fällen ergab sich eine scheinbare Überlagerung von Kanal und Wurzel auf der Panoramaschichtaufnahme, die wiederum auf der DVT-Aufnahme nicht bestätigt werden konnte. Dies lässt den Schluss zu, dass die Rood-Kriterien zumindest nicht in allen Fällen beweisend oder ausschließend für eine enge Beziehung zwischen Alveolarkanal und Zahn sind.

Deshalb lässt sich anhand der gewonnenen Ergebnisse zusammenfassend eine Empfehlung für eine additive präoperative DVT-Diagnostik unterer Weisheitszähne aussprechen, da insgesamt ein hoher Anteil der ausgewerteten Fälle in dieser Indikationsklasse enge Lagebeziehungen von Wurzel und Kanal im DVT aufwiesen – allerdings ist eine Schematisierung von Indikationsstellungen für ein DVT nicht möglich, denn bisher konnte eine Evidenz für eine Komplikationsreduktion nicht erbracht werden. Die Indikation stellt jeweils eine Einzelfallentscheidung für potentiell schwierige Situationen dar.

Die Aussagekraft dreidimensionaler Datensätze ist bereits in vielen Bereichen belegt und mehrfach erörtert worden. Auch im Bereich des maxillofazialen Systems in der Zahn,- Kiefer,- und Gesichtstraumatologie bietet die digitale Volumentomographie überzeugende diagnostische Möglichkeiten. So stellten Ziegler et al. potentielle Vorteile mithilfe der damals neuen bildgebenden Technik am Beispiel klinischer Fälle vor [Ziegler 2002]. Unbestritten ist auch die diagnostische Qualität der DVT bei der Detektion von Wurzelfrakturen [Edlund 2011]; dabei ist zu beachten, dass die Aussagen zur Reproduzierbarkeit und Genauigkeit in der Diagnostik von Wurzelfrakturen mit dem digitalen Volumentomographen stets vom gebrauchten Gerätetyp, der Größe des abgebildeten Volumens und der Voxelauflösung abhängen [Costa 2012, Iikubo 2009, Metska 2012].

Andere vergleichende Studien zwischen konventioneller Radiographie und digitaler Volumentomographie bekräftigen ebenfalls die Vorteile der Schnittbilddiagnostik in Bezug auf die Diagnostik von vertikalen Wurzelfrakturen [da Silveira 2013, Varshosaz 2010].

Während die diagnostische Qualität der DVT bezüglich der Detektion von Wurzelfrakturen unbestritten bleibt, ist die Frage der Verbesserung des Therapieergebnisses bei Frakturen im Mittelgesicht und Kiefergelenksbereich weiterhin unbeantwortet. Lediglich in einer Studie konnte durch intraoperativen Gebrauch der digitalen Volumentomographie bei Frakturen im Kiefergelenksbereich auf eine Reduktion von postoperativen Komplikationen und mehr Sicherheit im chirurgischen Procedere hingewiesen werden [Klatt 2011]; auch im Patientengut der hier vorgelegten Arbeit konnte eine klare Überlegenheit der digitalen Volumentomographie gegenüber den Panoramaschichtaufnahmen zur Diagnostik von Collumfrakturen verzeichnet werden; weiterhin war die Beurteilung des Dislokations- bzw. Absprengungsgrades des Kieferköpfchens in nahezu allen Fällen möglich. Im Hinblick auf die vorliegenden Ergebnisse werden folglich die Forderungen von Bianchi et al. nach alternativer Handhabung der DVT zu einer Panoramaschichtaufnahme bestärkt (35). Allerdings bleibt zu betonen, dass die Bildqualität bei alleiniger Rekonstruktion einer Panoramaansicht aus einem DVT-Datensatz noch nicht gleichzusetzen ist mit der Qualität konventioneller Projektionen [Pawelzik 2002].

Neben den deutlichen Vorzügen gegenüber der konventionellen Diagnostik zur Frakturdiagnostik im Kiefergelenkbereich aufgrund von fehlenden

Überlagerungseffekten beurteilen viele Autoren in der aktuellen Literatur auch die Diagnostik der Knochenverhältnisse im Frakturspalt sowie die Positionierung von Platten und Schrauben als besonders gut [Korbmacher 2007]. In einer weiteren Studie konnten Flinzberg et al. eine problemlose Darstellung winkelstabiler Osteosyntheseplatten und anderer relevanter Strukturen resümieren [Flinzberg 2003].

Zusammenfassend lassen sich anhand der aktuellen Literatur und der hier vorgelegten Ergebnisse wesentliche Vorzüge bezüglich der Frakturdiagnostik im Kiefergelenkbereich aufzeigen; die Frakturdiagnostik mit der DVT im Mittelgesicht sollte weiterhin kritisch hinterfragt werden, da die Beurteilung der Weichgewebe im Bereich der Orbita mit der DVT nicht in ausreichender Weise möglich ist. In diesen Fällen ist nach den eigenen Ergebnissen die Indikation für ein CT gegeben.

Bei den Aufnahmen, die unter die Indikationsgruppe D (Odontogene Tumoren, Knochenpathologie und Strukturanomalien insb. bei Ostitis, Osteomyelitis und Osteoporose) fielen, konnten bei etwa der Hälfte der eigenen Patienten Vorzüge der DVT gegenüber der PSA ausgemacht werden. In diesen Fällen entsprach der Befund auf der Panoramaschichtaufnahme nicht dem Befund der digitalen Volumentomographie. Bei Fragestellungen zur Beurteilung des Ausmaßes von Bisphosphonat-assoziierten Kiefernekrosen konnten durch die DVT Unklarheiten ausgeräumt werden; zudem zeigte sich durch die DVT häufig ein größeres Ausmaß der Veränderungen, was insbesondere im Oberkiefer zur Therapieplanung eine bedeutsame klinische Relevanz hat. Allerdings konnte bei knapp 47% die Panoramaschichtaufnahme ausreichende Informationen liefern; die nachfolgende Anfertigung einer DVT Aufnahme brachte hierbei keinen zusätzlichen Nutzen. Auf die Aussagekraft der Panoramaschichtaufnahme bei der Diagnostik von BRONJ verwies eine Studie um Treister et al., die eine hohe Korrelation zwischen klinischen Befunden und radiographischen Auffälligkeiten nachweisen konnten [Treister 2009]; ein Vergleich mit der DVT wurde hier nicht erhoben. In der Literatur zeigt sich dagegen in vielen Studien eine Überlegenheit der dreidimensionalen Bildgebung bei der Diagnostik der Osteomyelitis gegenüber der PSA [Bianchi 2007, Stockmann 2010, Treister 2010]; die Vorzüge einer 3D-Bildgebung bei Osteomyelitis wurden in einer tierexperimentellen Studie dargelegt [Cankaya 2011]. In einer Arbeit um Barragan-Adjemian et al. zeigten sich wesentliche Vorteile hinsichtlich der

Abschätzung des Verlaufs der Krankheit und des Krankheitsstatus [Barragan-Adjemian 2009], wie sie auch in einer anderen Studie bezüglich der Beurteilung des Ausmaßes und der radiologischen Charakteristika der Krankheit deutlich wurden [Chiandussi 2006]. Dem steht eine Studie um Deppe et. al gegenüber, die auf eine unzureichende Beurteilung der Knochenqualität durch die digitale Volumentomographie hinweisen und die Computertomographie durch Möglichkeiten exakter Analyse im Vorteil sehen [Hohlweg-Majert 2011]. Anhand vergleichbarer Prozentwerte bei der Auswertung beider Röntgentechniken im eigenen Patientengut sollte man sich bei der Beurteilung des Ausmaßes von Bisphosphonat-assoziierten Kiefernekrosen an der Größe des vorliegenden Defektes auf der PSA orientieren und die therapeutische Notwendigkeit eines dreidimensionalen Bildes abwägen und kritisch hinterfragen.

Eine Indikationsstellung zur Diagnostik bei vermuteten oder bereits nachgewiesenen bösartigen Tumoren besteht für die DVT nicht [Wolff 2012].

Für den Aussagewert der Schnittbilddiagnostik bei den verbleibenden klinischen Fragestellungen, die unter der Indikationsgruppe F zusammengefasst wurden, lässt sich nur schwer eine generalisierte Bewertung treffen.

Bei der Beurteilung von Kiefergelenkerkrankungen muss differenziert werden zwischen den mit Hilfe von DVT- und CT-Aufnahmen darstellbaren knöchernen Veränderungen, die überlagerungsfrei und detailgenau abgebildet werden können und der Darstellung knorpeliger Gelenkstrukturen im Kiefergelenk. In der Literatur wird die Bildgebung knöcherner Veränderungen durch das DVT und CT als vergleichbar eingestuft und aufgrund geringerer Strahlenbelastung in dieser Studie der DVT der Vorzug gegeben [Zain-Alabdeen 2012]; in einer anderen Studie werden die Vorzüge der DVT in der Diagnostik von Arthritiden jeglicher Art, benignen Tumoren dieser Region und Entwicklungsanomalien dargelegt [Barghan 2012].

Die Darstellung von knorpeligen Anteilen des Kiefergelenks ist mit dem DVT nicht möglich, weshalb hier die Magnetresonanztomographie als bildgebendes Verfahren der Wahl indiziert ist. Um eine Vollständigkeit in der Diagnostik gewährleisten zu können, plädieren Arvidsson et al. in ihrer Studie für eine kombinierte Diagnostik. Sie begründen dies mit Korrelationen zwischen Knochen- und Weichgewebsveränderungen bei komplexen KG-Erkrankungen [Arvidsson 2010].

Der Informationsgewinn bei DVT-Aufnahmen zur Lagebestimmung von Fremdkörpern, sowie bei Aufnahmen verlagelter Zähne kann anhand der vorliegenden Ergebnisse als sinnvoll bezeichnet werden. Durch Überlagerungen anderer Strukturen auf Panoramaschichtaufnahmen wurde eine eindeutige Lokalisation erschwert; im Gegensatz dazu konnte mit der digitalen Volumentomographie durch überlagerungsfreie Darstellung ein therapeutisches Vorgehen mit Festlegung des Zugangsweges abgeleitet werden; dies deckt sich mit Beobachtungen einer Studie um Botticelli et al., die bei retinierten und verlagerten Oberkiefer-Eckzähnen die Unterschiede in der Diagnostik durch zwei Darstellungsoptionen untersuchten. Während bei der DVT eine verbesserte Beurteilung der Nähe zu anatomisch wichtigen Strukturen und eine erhöhte Genauigkeit in der Lokalisation nachzuweisen war, wurden die Unterschiede in der Diagnostik durch vorzufindende Verzerrungen, Vergrößerungseffekte und störende Überlagerungen auf den Panoramaschichtaufnahmen erklärt [Botticelli 2011].

In unserem Patientengut ergab sich keine sinnvolle Indikationsstellung für die Anfertigung einer DVT bei Patienten mit unklaren Schmerzen. Dies ist auch nachvollziehbar, da die DVT keine ausreichende Weichteil- und Entzündungsdiagnostik ermöglicht und hier die MRT eindeutig überlegen ist.

5.3 Ausblick

In der Röntgendiagnostik nehmen Bedarf und Nachfrage an immer neuen Methoden radiologischer Bildgebung zu. Zunehmend werden heute 3-dimensionale röntgenologische Verfahren wegen ihrer Möglichkeiten der räumlichen Darstellung selbst in der Routinediagnostik als Maßstab dargestellt. Zugleich wird jedoch eine Verringerung der Strahlenexposition bei gleichbleibend guter Bildqualität gefordert.

Auch in die Zahnmedizin haben dreidimensionale Techniken, wie die digitale Volumentomographie, Einzug genommen. Die Ende der Neunziger Jahre eingeführte digitale Röntgentechnik gibt die Möglichkeit, bei geringer Dosiserhöhung im Vergleich zu zweidimensionalen Techniken eine große Menge an Informationen zu generieren und eine Hartgewebsdiagnostik in 3-dimensionaler Darstellung durchzuführen. Da die digitale Volumentomographie durch unterschiedliche technische Ausführungen für verschiedene Indikationsgebiete angewendet werden kann, wird sie manchmal als Standard-Bildgebung in der Zahnärztlichen Chirurgie

dargestellt. Dabei wird zwar die deutlich niedrigere Strahlenexposition gegenüber anderen 3-dimensionalen Verfahren betont, ohne jedoch darauf hinzuweisen, dass im Vergleich mit der konventionellen Panoramaschichtaufnahme eine erheblich höhere Strahlendosis benötigt wird. Dabei ermöglicht die Panoramaschichtaufnahme als Übersichtsbild eine nicht zu verkennende qualifizierte Diagnosestellung, die einen hohen Nutzwert durch therapeutisch bedeutsame Differenzierung mit sich bringt. Zudem weist die Rekonstruktion einer Panorama-Darstellung aus dem DVT-Datensatz eine deutlich schlechtere Bildqualität als eine konventionelle Aufnahme auf [Pawelzik 2002]. Begründet durch diese Umstände verbietet sich im Regelfall der Einsatz der DVT als Basisdiagnostik und sollte nach wie vor nur als ergänzende Diagnostik mit spezieller Indikation zu den Basisverfahren gesehen werden. Die Wahl der geeigneten bildgebenden Verfahren ist somit stets auf die Berücksichtigung des Strahlenschutzes auszurichten, und die PSA sollte neben der gewissenhaften klinischen Untersuchung des Patienten als Regeldiagnostik beibehalten werden.

Die digitale Volumentomographie sollte aber angesichts der Ergebnisse der vorliegenden Arbeit bei bestimmten Fragestellungen als primäre Bildgebung vor zahnärztlich chirurgischen Maßnahmen dienen, nämlich wenn abzusehen ist, dass die aus der zweidimensionalen Diagnostik gewonnenen Informationen nicht ausreichend sind. Darunter fallen die überlagerungsfreie Darstellung der Kieferhöhlen und Aufnahmen des Collumbereichs.

Darüber hinaus könnten für bestimmte, auf Knochenprozesse begrenzte Fragestellungen die Indikationsstellung von der Computertomographie auf die digitale Volumentomographie übertragen werden, etwa bei Knochenprozessen mit geringer Ausdehnung. Das ALARA-Prinzip unterstreicht diesen Sachverhalt, jedoch begrenzt sich diese Aussage auf Prozesse ausschließlich auf Hartgewebe, da eine detaillierte Wiedergabe der Weichgewebesituation nach dem jetzigen Stand der Technik noch nicht möglich ist.

Somit kann durch die wesentliche Erweiterung des diagnostischen Leistungsspektrums die Zufriedenheit des Patienten steigen und dem Behandler zu mehr Sicherheit im operativen Procedere verholfen werden.

Die komplette Bearbeitung des Datensatzes bedeutet jedoch einen beträchtlichen Zeitaufwand, der oft nur schwer aufgebracht werden kann. Zudem drängt sich die Frage auf, ob bei der Bearbeitung von umfangreichen Datensätzen die Grenzen verschwimmen und das zahnärztliche Tätigkeitsfeld somit überschritten wird. Darüber hinaus muss auf die nach wie vor bestehenden Schwierigkeiten im Austausch von Hersteller spezifischen Dateiformaten zwischen behandelnden Ärzten verwiesen werden. Zwar kommt es nach und nach zu einer Standardisierung, jedoch stellen längst noch nicht alle Hersteller den DICOM-Standard zur Archivierung und Austausch der Daten bereit.

Die im Vergleich zur PSA weiter gehenden Möglichkeiten in der Darstellung von pathologischen oder morphologischen Details sind der DVT nicht abzusprechen, jedoch ist die klinische Relevanz des Verfahrens nicht abschließend zu bewerten. Es müsste ein extrem hoher Aufwand betrieben werden, um prospektiv randomisierte Arbeiten vorzulegen. Aus diesem Grund liegen bisher nur Einzelfallberichte vor und eine klare Evidenz der Reduktion operativer Risiken oder Verbesserungen von Therapieergebnissen kann zu diesem Zeitpunkt noch nicht gegeben werden.

Resümierend kann man festhalten, dass man mit den neuen Mitteln dreidimensionaler Bildgebungen einen Zugewinn an Sicherheit erlangen kann und mit der diagnostischen Mehrinformation möglicherweise eine Reduktion des Operationstraumas einhergeht. Somit kann durch den diagnostischen Aussagewert der DVT ein Fortschritt in der Diagnosestellung verzeichnet werden, wenn stets an dem strengen Grundsatz einer zurückhaltenden Indikationsstellung festgehalten wird.

6 Zusammenfassung

Die radiologische Diagnostik, die auf einem abgestuften Untersuchungsschema beruht, ist heute fester Bestandteil in der Zahnärztlichen Chirurgie. Die zur Basisuntersuchung gehörende Panorama-Schichtaufnahme liefert grundlegende Informationen durch Darstellung der Organ- und Funktionseinheit und stellt somit die radiologische Grundlage für viele diagnostische Fragen dar. Durch gewissenhafte Beurteilung stellt die PSA somit ein im Hinblick auf die Therapieentscheidung wichtiges, sondern auch in forensischer Hinsicht relevantes Dokument dar. In Fällen, in denen ein unklarer Befund aus der Basisuntersuchung oder Diskrepanzen zwischen klinischem Befund und Röntgenbefund resultieren, schließen sich weitere befundbezogene Untersuchungen, wie beispielsweise die digitale Volumentomographie, an. Diese Möglichkeit der gezielten Abklärung und räumlichen Beurteilung eines Befundes hat häufig nicht nur therapeutische, sondern auch forensische Bedeutung.

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, die diagnostische Wertigkeit der Panorama-Schichtaufnahme und der digitalen Volumentomographie zu prüfen und somit Rückschlüsse auf den Sinngehalt der jeweiligen Indikation zur Anfertigung einer DVT ziehen zu können.

Dazu wurden Befunde und Diagnosen aus der vollständigen Patientendokumentation und den dazugehörigen Panorama-Schichtaufnahmen zusammengestellt und die Indikationsstellungen zur Anfertigung einer DVT auf Basis der individuellen Patientendaten geprüft. Zur Auswertung wurden die insgesamt 302 Datensätze in sechs Indikationsklassen mit vergleichbarer klinischer Fragestellung unterteilt. Bei der retrospektiven Prüfung der Indikationsstellung zur Anfertigung einer digitalen Volumentomographie ging es um die Frage nach Aussicht auf Beeinflussung signifikanter Endpunkte der chirurgischen Therapie, die sich möglicherweise durch die diagnostische Mehrinformation einer dreidimensionalen Darstellung ergeben haben.

Zusammenfassend ließ sich feststellen, dass die DVT Technologie für die Fragestellungen der meisten Indikationsgebiete eine ideale Ergänzung zur konventionellen Bildgebung darstellt und die zur endgültigen diagnostischen Aussage erforderlichen Informationen durch eine räumliche Bildgebung vermittelt. Die Hauptindikationsbereiche liegen bei vielschichtigen Fragestellungen zur Bewertung von Lagebeziehungen und bei der Diagnostik im Hartgewebereich.

Zudem kann bei gesonderten Fragestellungen eine primäre und alleinige DVT-Diagnostik angebracht sein. Dazu zählen unter anderem Collumfrakturen, da der zu beurteilende Bereich auf der Panorama-Schichtaufnahme durch störende Überlagerungen nur begrenzt beurteilbar ist. Die Problematik der begrenzten Aussagefähigkeit durch Überlagerungen kann auch für die Nasennebenhöhlen genannt werden. In diesen Fragestellungen könnte die dreidimensionale Schnittbildgebung eine Vereinfachung in der Diagnostik herbeiführen und die konventionelle PSA-Bildgebung ersetzen.

Die Grenzen der DVT-Technologie liegen – im Gegensatz zur CT, mit der durch ein Weichteilfenster eine Weichgewebsdiagnostik möglich ist – in der unzureichenden Weichgewebsdarstellung, da nur kontrastreiche Strukturen angemessen abgebildet werden. Im Hinblick darauf scheidet die Indikationsstellung zur Beurteilung knorpeliger Anteile des Kiefergelenks und bei Weichgewebsveränderungen aus. Weitere Limitationen des dreidimensionalen bildgebenden Verfahrens liegen im Auftreten von Bewegungsartefakten, durch die eine vollständige und eindeutige Befundung des gesamten Datensatzes unmöglich wird. Auch eine Diagnostik im periimplantären Bereich wird zu diesem Zeitpunkt noch durch massive Aufhärtungsartefakte der Implantatkörper verhindert. Eine Indikationsstellung zur DVT-Anfertigung vor der Entfernung oberer Weisheitszähne besteht nicht.

Bei Eliminierung der NIWID-Komponente und besonderer Beachtung des ALARA-Prinzips in der Indikationsstellung kann sich durchaus eine positive Entwicklung der Diagnostik in der Zahnärztlichen Chirurgie ergeben.

7 Literaturverzeichnis

1. Akesson, L., Hakansson, J., Rohlin, M., Zoger, B. An evaluation of image quality for the assessment of the marginal bone level in panoramic radiography. A comparison of radiographs from different dental clinics. Swedish dental journal 17 (1993) 9-21
2. Arvidsson, L.Z., Smith, H.J., Flato, B., Larheim, T.A. Temporomandibular joint findings in adults with long-standing juvenile idiopathic arthritis: CT and MR imaging assessment. Radiology 256 (2010) 191-200
3. Baba, R., Ueda, K., Okabe, M. Using a flat-panel detector in high resolution cone beam CT for dental imaging. Dento maxillo facial radiology 33 (2004) 285-290
4. Baciut, M., Hedesiu, M., Bran, S., Jacobs, R., Nackaerts, O., Baciut, G. Pre- and postoperative assessment of sinus grafting procedures using cone-beam computed tomography compared with panoramic radiographs. Clinical oral implants research (2012)
5. Barghan, S., Merrill, R., Tetradis, S. Cone beam computed tomography imaging in the evaluation of the temporomandibular joint. Texas dental journal 129 (2012) 289-302
6. Barragan-Adjemian, C., Lausten, L., Ang, D.B., Johnson, M., Katz, J., Bonewald, L.F. Bisphosphonate-related osteonecrosis of the jaw: model and diagnosis with cone beam computerized tomography. Cells, tissues, organs 189 (2009) 284-288
7. Bechara, B., McMahan, C.A., Moore, W.S., Noujeim, M., Geha, H. Contrast-to-noise ratio with different large volumes in a cone-beam computerized tomography machine: An in vitro study. Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology 114 (2012) 658-665
8. Beckmann, E.C. CT scanning the early days. The British journal of radiology 79 (2006) 5-8
9. Berndt, D. (2006). Strahlenbedingte Artefakte zahnärztlicher Materialien in der digitalen Volumentomographie Retrieved 17.01.13, from <http://www.iww.de/zr/archiv/bildgebende-verfahren-strahlenbedingte-artefakte-in-der-digitalen-volumentomografie-f36357>
10. Bianchi, S.D., Scoletta, M., Cassione, F.B., Migliaretti, G., Mozzati, M. Computerized tomographic findings in bisphosphonate-associated osteonecrosis of the jaw in patients with cancer. Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics 104 (2007) 249-258
11. Bontempi, M., Bettuzzi, M., Casali, F. Relevance of head motion in dental cone-beam CT scanner images depending on patient positioning. Int J CARS 3 (2008) 249-255

12. Botticelli, S., Verna, C., Cattaneo, P.M., Heidmann, J., Melsen, B. Two- versus three-dimensional imaging in subjects with unerupted maxillary canines. *European journal of orthodontics* 33 (2011) 344-349
13. Braak, S.J., van Melick, H.H., Onaca, M.G., van Heesewijk, J.P., van Strijen, M.J. 3D cone-beam CT guidance, a novel technique in renal biopsy-results in 41 patients with suspected renal masses. *European radiology* (2012)
14. Brief, J., Edinger, D., Hassfeld, S., Eggers, G. Accuracy of image-guided implantology. *Clinical oral implants research* 16 (2005) 495-501
15. Brullmann, D.D., Schmidtman, I., Hornstein, S., Schulze, R.K. Correlation of cone beam computed tomography (CBCT) findings in the maxillary sinus with dental diagnoses: a retrospective cross-sectional study. *Clinical oral investigations* 16 (2012) 1023-1029
16. Bundesamt für Strahlenschutz. (2012). Daten zur Umwelt Retrieved 11.10.12, from <http://www.umweltbundesamt-daten-zur-umwelt.de>
17. Cankaya, A.B., Erdem, M.A., Isler, S.C., Demircan, S., Soluk, M., Kasapoglu, C., Oral, C.K. Use of cone-beam computerized tomography for evaluation of bisphosphonate-associated osteonecrosis of the jaws in an experimental rat model. *International journal of medical sciences* 8 (2011) 667-672
18. Chen, Q., Liu, D.G., Zhang, G., Ma, X.C. Relationship between the impacted mandibular third molar and the mandibular canal on panoramic radiograph and cone beam computed tomography. *Zhonghua kou qiang yi xue za zhi = Zhonghua kouqiang yixue zazhi = Chinese journal of stomatology* 44 (2009) 217-221
19. Chen, Q., Zhang, X., Zhang, G., Ma, X.C. Pilot clinical study of the dental cone beam CT examination before the impacted mandibular third molar extraction. *Zhonghua kou qiang yi xue za zhi = Zhonghua kouqiang yixue zazhi = Chinese journal of stomatology* 46 (2011) 398-402
20. Chiandussi, S., Biasotto, M., Dore, F., Cavalli, F., Cova, M.A., Di Lenarda, R. Clinical and diagnostic imaging of bisphosphonate-associated osteonecrosis of the jaws. *Dento maxillo facial radiology* 35 (2006) 236-243
21. Costa, F.F., Gaia, B.F., Umetsubo, O.S., Pinheiro, L.R., Tortamano, I.P., Cavalcanti, M.G. Use of large-volume cone-beam computed tomography in identification and localization of horizontal root fracture in the presence and absence of intracanal metallic post. *Journal of endodontics* 38 (2012) 856-859
22. Curaden AG. (2012). Digitale Volumentomographie Retrieved 08.10.2012, from <http://www.3d-roentgen.ch/index.htm>
23. Curagita AG. (2012). Die Geschichte der Computertomographie- von Godfrey Hounsfield zum 32-Zeiler Retrieved 14.07.12, from <http://www.radiologie.de/hintergruende-und-fakten/geschichte-der-radiologie/computertomographie/>

24. Cymerman, J.J., Cymerman, D.H., O'Dwyer, R.S. Evaluation of odontogenic maxillary sinusitis using cone-beam computed tomography: three case reports. *Journal of endodontics* 37 (2011) 1465-1469
25. D'Haese, J., Van De Velde, T., Komiyama, A., Hultin, M., De Bruyn, H. Accuracy and complications using computer-designed stereolithographic surgical guides for oral rehabilitation by means of dental implants: a review of the literature. *Clinical implant dentistry and related research* 14 (2012) 321-335
26. da Silveira, P.F., Vizzotto, M.B., Liedke, G.S., da Silveira, H.L., Montagner, F., da Silveira, H.E. Detection of vertical root fractures by conventional radiographic examination and cone beam computed tomography - an in vitro analysis. *Dental traumatology* 29 (2013) 41-46
27. Dalili, Z., Mahjoub, P., Sigaroudi, A.K. Comparison between cone beam computed tomography and panoramic radiography in the assessment of the relationship between the mandibular canal and impacted class C mandibular third molars. *Dental research journal* 8 (2011) 203-210
28. Dreiseidler, T., Neugebauer, J., Ritter, L., Lingohr, T., Rothamel, D., Mischkowski, R.A., Zoller, J.E. Accuracy of a newly developed integrated system for dental implant planning. *Clinical oral implants research* 20 (2009) 1191-1199
29. Düker, J. Röntgendiagnostik mit der Panoramaschichtaufnahme Hüthig, MVH Medizinverlage GmbH&Co, Heidelberg, 2000
30. Edlund, M., Nair, M.K., Nair, U.P. Detection of vertical root fractures by using cone-beam computed tomography: a clinical study. *Journal of endodontics* 37 (2011) 768-772
31. Flinzberg, S., Schmelzle, R., Schulze, D., Rother, U., Heiland, M. 3-dimensional imaging possibilities of the mid-face area using digital volume tomography based on a daver study of angle stable osteosynthesis. *Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie : MKG* 7 (2003) 289-293
32. Forest, D., Deschamps, M., Normandeau, L. A comparative study of radiation doses received from constant direct current and conventional self-rectified panoramic dental x-ray equipment. *Le Journal dentaire du Quebec* 18 (1981) 9-17
33. Foundation Wikimedia. (2013). Bildgebendes Verfahren Retrieved 17.01.13, from http://de.wikipedia.org/wiki/Bildgebendes_Verfahren
34. Frei, C., Buser, D., Dula, K. Study on the necessity for cross-section imaging of the posterior mandible for treatment planning of standard cases in implant dentistry. *Clinical oral implants research* 15 (2004) 490-497
35. Ghaeminia, H., Meijer, G.J., Soehardi, A., Borstlap, W.A., Mulder, J., Berge, S.J. Position of the impacted third molar in relation to the mandibular canal. Diagnostic accuracy of cone beam computed tomography compared with

- panoramic radiography. *International journal of oral and maxillofacial surgery* 38 (2009) 964-971
36. Gomes, A.C., Vasconcelos, B.C., Silva, E.D., Caldas Ade, F., Jr., Pita Neto, I.C. Sensitivity and specificity of pantomography to predict inferior alveolar nerve damage during extraction of impacted lower third molars. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* 66 (2008) 256-259
 37. Guerrero, M.E., Nackaerts, O., Beinsberger, J., Horner, K., Schoenaers, J., Jacobs, R. Inferior alveolar nerve sensory disturbance after impacted mandibular third molar evaluation using cone beam computed tomography and panoramic radiography: a pilot study. *Journal of oral and maxillofacial surgery* 70 (2012) 2264-2270
 38. Gülicher, D., Gerlach, K.L. Inzidenz, Risikofaktoren und Verlauf von Sensibilitätsstörungen nach operativer Weisheitszahnentfernung. *Mund-Kiefer- und Gesichtschirurgie* 4 (2012) 99-104
 39. Hanzelka, T., Foltan, R., Horka, E., Sedy, J. Reduction of the negative influence of patient motion on quality of CBCT scan. *Medical hypotheses* 75 (2010) 610-612
 40. Harms, V. "Physik für Mediziner und Therapeuten" Harms Verlag, Kempten, 2000
 41. Haßfeld, S., Rother, U. Röntgendiagnostik in der Mund,- Kiefer- und Gesichtschirurgie. *Der MKG-Chirurg* 1 (2008) 137-147
 42. Haßfeld, S., Scheifele, C. 3D-Diagnostik in der zahnärztlichen Chirurgie. *Deutsche zahnärztliche Zeitschrift* 66 (2011) 440-453
 43. Hayakawa, Y., Wakoh, M., Fujimori, H., Ohta, Y., Kuroyanagi, K. Morphometric analysis of image distortion with rotational panoramic radiography. *The Bulletin of Tokyo Dental College* 34 (1993) 51-58
 44. Heckmann, K. Die Röntgenperspektive und ihre Umwandlung durch eine neue Aufnahmetechnik. *Fortschr Röntgenstr* 60 (1939) 144-157
 45. Hoffmeister, B., Kirsch, A., Kreuzsch, T. Innervationsstörungen nach präprothetischen Eingriffen und Implantaten im Unterkiefer. *Deutsche zahnärztliche Zeitschrift* 49 (1994) 67-70
 46. Hohlweg-Majert, B., Pautke, C., Deppe, H., Metzger, M.C., Wagner, K., Schulze, D. Qualitative and quantitative evaluation of bony structures based on DICOM dataset. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* 69 (2011) 2763-2770
 47. Howerton, W.B., Jr., Mora, M.A. Advancements in digital imaging: what is new and on the horizon? *J Am Dent Assoc* 139 Suppl (2008) 20S-24S

48. Hu, K.S., Choi, D.Y., Lee, W.J., Kim, H.J., Jung, U.W., Kim, S. Reliability of two different presurgical preparation methods for implant dentistry based on panoramic radiography and cone-beam computed tomography in cadavers. *Journal of periodontal & implant science* 42 (2012) 39-44
49. Iikubo, M., Kobayashi, K., Mishima, A., Shimoda, S., Daimaruya, T., Igarashi, C., Imanaka, M., Yuasa, M., Sakamoto, M., Sasano, T. Accuracy of intraoral radiography, multidetector helical CT, and limited cone-beam CT for the detection of horizontal tooth root fracture. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics* 108 (2009) e70-74
50. Jin, S.H., Park, J.B., Kim, N., Park, S., Kim, K.J., Kim, Y., Kook, Y.A., Ko, Y. The thickness of alveolar bone at the maxillary canine and premolar teeth in normal occlusion. *Journal of periodontal & implant science* 42 (2012) 173-178
51. Kaeppler, G. Applications of Cone Beam Computed Tomography in Dental and Oral Medicine. *International journal of computerized dentistry* 13 (2010) 203-219
52. Kalender, W.A. "Computed tomography" Publicis, Erlangen, 2011
53. Karjodkar, F.R. "Textbook of Dental and Maxillofacial Radiology". Jaypee Brothers Medical Publishers © Ltd, New Delhi, 2006
54. Kharchenko, V.P., Korobkina, E.S., Minkin, A.U. New trends in the radiodiagnosis of extensive malignancies of the maxilla and nasal cavity and paranasal sinus mucosa. *Voprosy onkologii* 45 (1999) 53-59
55. Kim, J.W., Cha, I.H., Kim, S.J., Kim, M.R. Which risk factors are associated with neurosensory deficits of inferior alveolar nerve after mandibular third molar extraction? *Journal of oral and maxillofacial surgery* 70 (2012) 2508-2514
56. Klatt, J., Heiland, M., Blessmann, M., Blake, F., Schmelzle, R., Pohlenz, P. Clinical indication for intraoperative 3D imaging during open reduction of fractures of the neck and head of the mandibular condyle. *Journal of cranio-maxillo-facial surgery* : 39 (2011) 244-248
57. Klein, B.E., Klein, R., Linton, K.L., Franke, T. Diagnostic x-ray exposure and lens opacities: the Beaver Dam Eye Study. *American journal of public health* 83 (1993) 588-590
58. Klose, K.J. (2007). *Prinzipien der allgemeinen und speziellen Radiologie* Retrieved 18.01.13, from <http://online-media.uni-marburg.de/radiologie/bilder/kap2/verschattung.htm>
59. Korbmacher, H., Kahl-Nieke, B., Schollchen, M., Heiland, M. Value of two cone-beam computed tomography systems from an orthodontic point of view. *Journal of orofacial orthopedics = Fortschritte der Kieferorthopädie : Organ/official journal Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie* 68 (2007) 278-289

60. Krieger, H. "Grundlagen der Strahlenphysik und des Strahlenschutzes" Vieweg+Teubner, Wiesbaden, 2009
61. Kusch, J. (2007). Der intuitive Weg in die dritte Dimension Retrieved 13.06.12, from http://web2.12043.whserv.de/fileadmin/downloads/fachartikel-0108/dzw_21-07_s30f_galileos.pdf
62. Leppek, R. (2012). Digitale Volumentomographie (DVT) Retrieved 10.8.12, from <http://www.strahlenschutzkurse.de/semmero.htm>
63. Lindell, B. Radiation and health. Bulletin of the World Health Organization 65 (1987) 139-148
64. Lofthag-Hansen, S. Cone beam computed tomography radiation dose and image quality assessments. Swedish dental journal. Supplement (2009) 4-55
65. Lubbers, H.T., Matthews, F., Damerau, G., Kruse, A.L., Obwegeser, J.A., Gratz, K.W., Eyrich, G.K. Anatomy of impacted lower third molars evaluated by computerized tomography: is there an indication for 3-dimensional imaging? Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics 111 (2011) 547-550
66. Ludlow, J.B., Davies-Ludlow, L.E., Brooks, S.L. Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit. Dento maxillo facial radiology 32 (2003) 229-234
67. Ludlow, J.B., Davies-Ludlow, L.E., Brooks, S.L., Howerton, W.B. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. Dento maxillo facial radiology 35 (2006) 219-226
68. Ludlow, J.B., Ivanovic, M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics 106 (2008) 106-114
69. Lund, H. Cone beam computed tomography in evaluations of some side effects of orthodontic treatment. Swedish dental journal. Supplement (2011) 4-78
70. Maillet, M., Bowles, W.R., McClanahan, S.L., John, M.T., Ahmad, M. Cone-beam computed tomography evaluation of maxillary sinusitis. Journal of endodontics 37 (2011) 753-757
71. Meilinger, M., Schmidgunst, C., Schutz, O., Lang, E.W. Metal artifact reduction in cone beam computed tomography using forward projected reconstruction information. Zeitschrift für medizinische Physik 21 (2011) 174-182
72. Mentzel, H.-J. (2011). Radiographie Retrieved 13.5.12, from http://www.idir.uniklinikum-jena.de/idir_media/kirad_multimedia/VL_Zahn/VLZahn_Radiographie_I.pdf

73. Metska, M.E., Aartman, I.H., Wesselink, P.R., Ozok, A.R. Detection of vertical root fractures in vivo in endodontically treated teeth by cone-beam computed tomography scans. *Journal of endodontics* 38 (2012) 1344-1347
74. Mischkowski, R.A., Ritter, L., Neugebauer, J., Dreiseidler, T., Keeve, E., Zoller, J.E. Diagnostic quality of panoramic views obtained by a newly developed digital volume tomography device for maxillofacial imaging. *Quintessence Int* 38 (2007a) 763-772
75. Mischkowski, R.A., Zinser, M.J., Ritter, L., Neugebauer, J., Keeve, E., Zoller, J.E. Intraoperative navigation in the maxillofacial area based on 3D imaging obtained by a cone-beam device. *International journal of oral and maxillofacial surgery* 36 (2007b) 687-694
76. Molteni, R. The so-called cone beam computed tomography technology (or CB3D, rather!). *Dento maxillo facial radiology* 37 (2008) 477-478
77. Mori, S., Endo, M., Komatsu, S., Kandatsu, S., Yashiro, T., Baba, M. A combination-weighted Feldkamp-based reconstruction algorithm for cone-beam CT. *Physics in medicine and biology* 51 (2006) 3953-3965
78. Mozzo, P., Procacci, C., Tacconi, A., Martini, P.T., Andreis, I.A. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *European radiology* 8 (1998) 1558-1564
79. Nakagawa, Y., Ishii, H., Nomura, Y., Watanabe, N.Y., Hoshiba, D., Kobayashi, K., Ishibashi, K. Third molar position: reliability of panoramic radiography. *Journal of oral and maxillofacial surgery* 65 (2007) 1303-1308
80. Nakamori, K., Fujiwara, K., Miyazaki, A., Tomihara, K., Tsuji, M., Nakai, M., Michifuri, Y., Suzuki, R., Komai, K., Shimanishi, M., Hiratsuka, H. Clinical assessment of the relationship between the third molar and the inferior alveolar canal using panoramic images and computed tomography. *Journal of oral and maxillofacial surgery* 66 (2008) 2308-2313
81. Nakata, K., Naitoh, M., Izumi, M., Inamoto, K., Ariji, E., Nakamura, H. Effectiveness of dental computed tomography in diagnostic imaging of periradicular lesion of each root of a multirrooted tooth: a case report. *Journal of endodontics* 32 (2006) 583-587
82. Neugebauer, J., Ritter, L., Zöller, J.E. (2007). Dreidimensionale Bildgebung mit dem GALILEOS-System Retrieved 05.07.12, from http://www.ddn-online.net/uploads/smartsection/61_0607_neugebauer.pdf
83. Neugebauer, J., Shirani, R., Mischkowski, R.A., Ritter, L., Scheer, M., Keeve, E., Zoller, J.E. Comparison of cone-beam volumetric imaging and combined plain radiographs for localization of the mandibular canal before removal of impacted lower third molars. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics* 105 (2008) 633-642; discussion 643

84. Neugebauer, J., Stachulla, G., Ritter, L., Dreiseidler, T., Mischkowski, R.A., Keeve, E., Zoller, J.E. Computer-aided manufacturing technologies for guided implant placement. *Expert review of medical devices* 7 (2010) 113-129
85. Nickenig, H.J., Eitner, S., Rothamel, D., Wichmann, M., Zoller, J.E. Possibilities and limitations of implant placement by virtual planning data and surgical guide templates. *International journal of computerized dentistry* 15 (2012) 9-21
86. Paatero, Y.V. A new tomographical method for radiographing curved outer surfaces. *Acta radiologica* 32 (1949) 177-184, illust
87. Paatero, Y.V. Pantomography in theory and use. *Acta radiologica* 41 (1954) 321-335
88. Paatero, Y.V. Orthoradial jaw pantomography. *Annales medicinae internae Fenniae. Supplementum* 48 (1959) 222-227
89. Paatero, Y.V. Pantomography and orthopantomography. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology* 14 (1961) 947-953
90. Pai-Dhungat, J.V., Parikh, F. Wilhelm Konrad Roentgen (1845-1923). *The Journal of the Association of Physicians of India* 52 (2004) 676
91. Pasler, F.A. "Zahnärztliche Radiologie" Thieme Verlag, Stuttgart, 2003
92. Pataky, L. [The development of orthopantomography in the light of the work of Yrjo Veli Paatero]. *Fogorvosi szemle* 72 (1979) 279-280
93. Patel, J.R., Manson-Hing, L.R. The horizontal plane in patient positioning for panoramic radiography. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology* 62 (1986) 350-353
94. Patel, S. New dimensions in endodontic imaging: Part 2. Cone beam computed tomography. *International endodontic journal* 42 (2009) 463-475
95. Pawelzik, J., Cohnen, M., Willers, R., Becker, J. A comparison of conventional panoramic radiographs with volumetric computed tomography images in the preoperative assessment of impacted mandibular third molars. *Journal of oral and maxillofacial surgery* : 60 (2002) 979-984
96. Pfalzner, P.M. Sievert, gray and dose equivalent. *Journal of the Canadian Association of Radiologists* 34 (1983) 298-300
97. Platte, J. (2007). *Uns überzeugt der effiziente Workflow* Retrieved 17.9.12, from http://web2.12043.whserv.de/fileadmin/downloads/fachartikel-0108/SP4-07_S_10-12.pdf
98. Raju, T.N. The Nobel chronicles. 1979: Allan MacLeod Cormack (b 1924); and Sir Godfrey Newbold Hounsfield (b 1919). *Lancet* 354 (1999) 1653

99. Ramesh, A., Tyndall, D.A., Ludlow, J.B. Evaluation of a new digital panoramic system: a comparison with film. *Dento maxillo facial radiology* 30 (2001) 98-100
100. Roberts, J.A., Drage, N.A., Davies, J., Thomas, D.W. Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry. *The British journal of radiology* 82 (2009) 35-40
101. Roeder, F., Wachtlin, D., Schulze, R. Necessity of 3D visualization for the removal of lower wisdom teeth: required sample size to prove non-inferiority of panoramic radiography compared to CBCT. *Clinical oral investigations* 16 (2012) 699-706
102. Rood, J.P. Permanent damage to inferior alveolar and lingual nerves during the removal of impacted mandibular third molars. Comparison of two methods of bone removal. *British dental journal* 172 (1992) 108-110
103. Rother, U.J. "Moderne bildgebende Diagnostik in der Zahn-,Mund- und Kieferheilkunde" Urban und Fischer, Lavis, 2006
104. Rushton, V.E., Horner, K., Worthington, H.V. The quality of panoramic radiographs in a sample of general dental practices. *British dental journal* 186 (1999) 630-633
105. Scarfe, W.C., Farman, A.G. What is cone-beam CT and how does it work? *Dental clinics of North America* 52 (2008) 707-730, v
106. Schulze, R. (2009a). Dentale Volumentomographie (DVT) – Grundlagen Retrieved 15.5.12, from <http://www.lowdosedvt.de/media/document/dvtGrundlagen.pdf>
107. Schulze, R. (2011). Zukünftige Entwicklungen in der digitalen dentalen Volumentomografie Retrieved 03.02.2013, from <http://www.zmk-aktuell.de/management/abrechnungs-tipps/story/zukuenftige-entwicklungen-in-der-digitalen-dentalen-volumentomografie-teil-1/print.html>
108. Schulze, R., Haßfeld, S., Schulze, D. Dentale Volumentomographie (DVT) – S1-Empfehlung. *Deutsche zahnärztliche Zeitschrift* 17 (2009b) 48-53
109. Schulze, R., Haßfeld, S., Schulze, D. Dentale Volumentomographie (S1). *Deutsche zahnärztliche Zeitschrift* 64(8) (2009c) 490-496
110. Schulze, R.K., Berndt, D., d'Hoedt, B. On cone-beam computed tomography artifacts induced by titanium implants. *Clinical oral implants research* 21 (2010) 100-107
111. Schulze-Mosgau, S., Reich, R. Sensibilitätsstörungen nach dentoalveolärer Chirurgie im Unterkieferzahnbereich. *Mund- Kiefer- und Gesichtschirurgie* 17 (1983) 298-300
112. Shepp, L.A. Computerized tomography and nuclear magnetic resonance. *Journal of computer assisted tomography* 4 (1980) 94-107

113. Shrimpton, P.C., Wall, B.F., Fisher, E.S. The tissue-equivalence of the Alderson Rando anthropomorphic phantom for x-rays of diagnostic qualities. *Physics in medicine and biology* 26 (1981) 133-139
114. Stockmann, P., Hinkmann, F.M., Lell, M.M., Fenner, M., Vairaktaris, E., Neukam, F.W., Nkenke, E. Panoramic radiograph, computed tomography or magnetic resonance imaging. Which imaging technique should be preferred in bisphosphonate-associated osteonecrosis of the jaw? A prospective clinical study. *Clinical oral investigations* 14 (2010) 311-317
115. Suomalainen, A., Apajalahti, S., Vehmas, T., Venta, I. Availability of CBCT and iatrogenic alveolar nerve injuries. *Acta odontologica Scandinavica* (2012)
116. Suomalainen, A., Venta, I., Mattila, M., Turtola, L., Vehmas, T., Peltola, J.S. Reliability of CBCT and other radiographic methods in preoperative evaluation of lower third molars. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics* 109 (2010) 276-284
117. Thiel, H.-J., Haßfeld, S. *Schnittbilddiagnostik in der MKG-Chirurgie und Zahnmedizin*. Thieme Verlag, Stuttgart, 2001
118. Treasure, P., Chandler, N.P., Wilson, C.G. Image shift of intracoronaral pins viewed on bite-wing and panoramic radiographs. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology* 77 (1994) 80-85
119. Treister, N., Sheehy, N., Bae, E.H., Friedland, B., Lerman, M., Woo, S. Dental panoramic radiographic evaluation in bisphosphonate-associated osteonecrosis of the jaws. *Oral diseases* (2009)15 88-92
120. Treister, N.S., Friedland, B., Woo, S.B. Use of cone-beam computerized tomography for evaluation of bisphosphonate-associated osteonecrosis of the jaws. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics* 109 (2010) 753-764
121. Tschernitschek, H., Visser, H., Kramer, F.-J. (2006). *Skript Fachkunde Strahlenschutz für Zahnärzte* Retrieved 12.12.12, from http://www.zkn.de/fileadmin/user_upload/Download-allgemein/RoentgenSkript_2006.pdf
122. Varshosaz, M., Tavakoli, M.A., Mostafavi, M., Baghban, A.A. Comparison of conventional radiography with cone beam computed tomography for detection of vertical root fractures: an in vitro study. *Journal of oral science* 52 (2010) 593-597
123. Visser, H., Hermann, K.P., Bredemeier, S., Kohler, B. [Dose measurements comparing conventional and digital panoramic radiography. *Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie* 4 (2000) 213-216
124. Voisin, P., Roy, L., Benderitter, M. Why can't we find a better biological indicator of dose? *Radiation protection dosimetry* 112 (2004) 465-469

125. Widmann, G., Zangerl, A., Keiler, M., Stoffner, R., Bale, R., Puelacher, W. Flapless implant surgery in the edentulous jaw based on three fixed intraoral reference points and image-guided surgical templates: accuracy in human cadavers. *Clinical oral implants research* 21 (2010) 835-841
126. Wolff, K.-D. (2012). Leitlinie Mundhöhlenkarzinom Retrieved 16.01.13, from http://www.krebsgesellschaft.de/download/s3_mundhoehlenkarzinom_ol_langversion_20121115.pdf
127. Wood, R.G. Professor R. M. Sievert. *Physics in medicine and biology* 12 (1967) 259-260
128. Yates, C., Rood, J.P. Infra-orbital paraesthesia following upper third molar removal. *The British journal of oral surgery* 14 (1976) 171-172
129. Zain-Alabdeen, E.H., Alsadhan, R.I. A comparative study of accuracy of detection of surface osseous changes in the temporomandibular joint using multidetector CT and cone beam CT. *Dento maxillo facial radiology* 41 (2012) 185-191
130. Ziegler, C.M., Woertche, R., Brief, J., Hassfeld, S. Clinical indications for digital volume tomography in oral and maxillofacial surgery. *Dento maxillo facial radiology* 31 (2002) 126-130

8 Anhang

8.1 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1-1	W. C. Röntgen (Severus 2012)	3
Abb. 1-2	Erzeugung von Röntgenstrahlen (Pasler 2008)	4
Abb. 1-3	Vergleich Funktionsprinzip Spiral-CT (links) und DVT (rechts) (Hirsch et al. 2002).....	6
Abb. 1-4	Funktionsprinzip DVT (Rother 2006).....	7
Abb. 1-5	Vereinfachte Darstellung des von Paatero entwickelten Panoramaschichtprinzips (Rother 2006)	10
Abb. 1-6	Kollektive effektive Dosis; Proz. Anteil der versch. Röntgenmaßnahmen an der kollektiven effektiven Dosis 2009 (Bundesamt für Strahlenschutz).....	13
Abb. 3-1	Verwendetes Gerät GALILEOS Comfort der MKG-Ambulanz des Klinikums r.d.Isar der TUM (Aufnahme 2012)	21
Abb. 3-2	Röntgenanatomie (Pasler 2008)	23
Abb. 4-1	Altersverteilung.....	27
Abb. 4-2	Geschlechterverteilung.....	28
Abb. 4-3	relative Häufigkeiten der Indikationsklassen an Gesamtzahl.....	28
Abb. 4-4	Indikationsklasse A.....	30
Abb. 4-5	Indikationsklasse C	31
Abb. 4-6	Indikationsklasse D	32
Abb. 4-7	Indikationsklasse F	33
Abb. 4-8	Indikationsklasse B.....	34
Abb. 4-9	Indikationsklasse E.....	35
Abb. 4-10	rel. Häufigkeiten der Wertigkeitsklassen	35
Abb. 4-11	Vergleich PSA/DVT	36
Abb. 4-12	Panoramaschichtaufnahme.....	38
Abb. 4-13	Panoramaansicht	38
Abb. 4-14	Longitudinal	38
Abb. 4-15	TSA-Ansicht	39
Abb. 4-16	digitale Panoramaschichtaufnahme	40
Abb. 4-17	Panoramaansicht	40
Abb. 4-18	Longitudinal	40

Abb. 4-19	TSA-Ansicht	41
Abb. 4-20	Panoramaschichtaufnahme.....	41
Abb. 4-21	Panoramaansicht	42
Abb. 4-22	Axial (von oben)	42
Abb. 4-23	TSA-Ansicht	42
Abb. 4-24	Panoramaschichtaufnahme.....	43
Abb. 4-25	Panoramaansicht	43
Abb. 4-26	Longitudinal	44
Abb. 4-27	TSA- Ansicht	44
Abb. 4-28	Panoramaschichtaufnahme.....	45
Abb. 4-29	Panoramaansicht	46
Abb. 4-30	Longitudinal	46
Abb. 4-31	TSA-Ansicht	46
Abb. 4-32	Panoramaschichtaufnahme.....	47
Abb. 4-33	Panoramaansicht	47
Abb. 4-34	Longitudinal	47
Abb. 4-35	TSA- Ansicht	47
Abb. 4-36	Panoramaschichtaufnahme.....	48
Abb. 4-37	Panoramaansicht	49
Abb. 4-38	Longitudinal	49
Abb. 4-39	TSA-Ansicht	49
Abb. 4-40	Panoramaschichtaufnahme.....	50
Abb. 4-41	Panoramaansicht	50
Abb. 4-42	Longitudinal	50
Abb. 4-43	TSA- Ansicht	50
Abb. 4-44	Panoramaschichtaufnahme.....	51
Abb. 4-45	Panoramaansicht	52
Abb. 4-46	Longitudinal	52
Abb. 4-47	TSA-Ansicht	52

8.2 Tabellenverzeichnis

Tab. 3-1	Technische Daten Sirona Galileos	20
Tab. 4-1	deskriptive Tabelle des exakten Tests nach Fisher.....	29
Tab. 4-2	exakter Test nach Fisher.....	30
Tab. 4-3	deskriptive Tabelle des McNemar-Tests.....	36

9 Danksagung

Mit dem Abschluss meiner Dissertation gilt mein ganz besonderer Dank meinem Doktorvater Herrn Univ.- Prof. Dr. med. dent. Herbert Deppe, Extraordinarius der Klinik und Poliklinik für Mund- Kiefer- und Gesichtschirurgie der TU München, für das entgegengebrachte Vertrauen und die unkomplizierte, freundliche Betreuung. Durch seine zielführende, unermüdliche und stets motivierende Betreuung während der gesamten Dauer der Arbeit und nicht zuletzt durch die zeitnahe schnelle Korrektur hat er einen wesentlichen Beitrag zur Fertigstellung dieser Arbeit geleistet.

Des Weiteren möchte ich mich bei Herrn Dipl.- Stat. Alexander Hapfelmeier, Institut für medizinische Statistik und Epidemiologie, für die umfangreiche Beratung und Unterstützung im Rahmen der statistischen Auswertung bedanken.

Ein großer Dank gilt außerdem Herrn Dr. Dr. Bissinger für seine unermüdliche Hilfsbereitschaft, seinen kritischen Blick und vor allem durch seine grenzenlose Geduld, die mir unerschöpflich entgegengebracht wurde.

Mein tiefster Dank gilt meiner Familie – ohne Ihre allgegenwärtige Liebe, Kraft und Rückendeckung wäre dieser Werdegang so nicht möglich gewesen.

10 Curriculum vitae

PERSÖNLICHE DATEN

Name:	Carolina Johanna Wolff
Geburtsdatum:	6.10.1986
Geburtsort:	Berlin
Staatsangehörigkeit:	deutsch
Familienstand:	ledig

AUSBILDUNG

1997 - 2000	Evangelisches Gymnasium zum Grauen Kloster, Berlin
2000 - 2006	Gymnasium am Ostring, Bochum
06/2006	Abschluss: Allgemeine Hochschulreife

HOCHSCHULSTUDIUM

2006 – 2011	Studium der Zahnmedizin an der Friedrich- Wilhelms- Universität in Bonn, 03/2009 zahnärztliche Vorprüfung, 11/2011 zahnärztliche Prüfung
10.01.2012	Approbation als Zahnarzt

BERUFLICHE TÄTIGKEIT

Seit 15.02.2013	Assistenz Zahnärztin der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Ludwig-Maximilians- Universität München
-----------------	--