

**Diagnostische Möglichkeiten rekonstruierter Panoramaaufnahmen  
aus digitalen Volumentomographien im Vergleich zu  
konventionellen Panoramaschichtaufnahmen**

Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades  
der Hohen Medizinischen Fakultät  
der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität  
Bonn

Britta Hansmeier  
aus Dortmund

2012

Angefertigt mit Genehmigung der  
Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: PD Dr. Ernst-Heinrich Helfgen
2. Gutachter: Prof. Dr. Werner Götz

Tag der Mündlichen Prüfung: 22.10.2012

Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und Werkstoffwissenschaften  
Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. dent. Helmut Stark

Für Mama und Papa



# Inhaltsverzeichnis

<b>Abkürzungsverzeichnis</b>	<b>7</b>
<b>1. Einleitung</b>	<b>8</b>
<b>1.1 Literaturübersicht</b>	<b>9</b>
1.1.1 OPTG	9
1.1.2 DVT	13
1.1.3 Sirona GALILEOS	19
<b>1.2 Fragestellung und Arbeitshypothese</b>	<b>24</b>
<b>2. Material und Methoden</b>	<b>25</b>
<b>2.1 Bildgebung</b>	<b>25</b>
<b>2.2 Patienten</b>	<b>26</b>
<b>2.3 Datenerfassung und statistische Analyse</b>	<b>27</b>
<b>3. Ergebnisse</b>	<b>32</b>
<b>3.1 Therapieplanung</b>	<b>33</b>
3.1.1 Beziehung Oberkiefermolar zur Kieferhöhle	33
3.1.2 Beziehung Unterkiefer-8er zum Mandibularkanal	35
<b>3.2 Diagnostik von Pathologien</b>	<b>37</b>
3.2.1 Kiefergelenk	37
3.2.2 Kieferhöhle	40
3.2.3 Knochenabbau	42
<b>3.3 Konservierende Restaurationen</b>	<b>44</b>

<b>3.4</b>	<b>Subjektiver Bildeindruck</b>	<b>46</b>
3.4.1	Bildrauschen	46
3.4.2	Formschärfe	48
4.4.3	Bildkontrast	49
<b>3.5</b>	<b>Artefakte</b>	<b>51</b>
<b>3.6</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>52</b>
<b>4.</b>	<b>Diskussion</b>	<b>58</b>
<b>4.1</b>	<b>Diskussion Material und Methode</b>	<b>58</b>
4.1.1	Methode	58
4.1.2	Patienten	59
<b>4.2</b>	<b>Diskussion der Ergebnisse und Bezug zur Literatur</b>	<b>60</b>
<b>4.3</b>	<b>Schlussfolgerung</b>	<b>72</b>
<b>5.</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>73</b>
<b>6.</b>	<b>Anhang</b>	<b>74</b>
<b>6.1</b>	<b>Fragebogen</b>	<b>74</b>
<b>6.2.</b>	<b>Übersichtstabellen</b>	<b>76</b>
<b>6.3</b>	<b>Statistische Auswertung</b>	<b>78</b>
<b>6.4</b>	<b>Bildquellenverzeichnis</b>	<b>85</b>
<b>7.</b>	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>86</b>
<b>8.</b>	<b>Danksagung</b>	<b>99</b>

## Abkürzungsverzeichnis

bit	binarydigit
CT	Computertomographie
DGZMK	Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DVT	Digitale dentale Volumentomographie
DQE	Detective Quantum Efficiency
EDV	Elektronische Datenverarbeitung
erf	erfahren
FOV	Field of View
FRS	Fernröntgenseitenaufnahme
ges	gesamt
ICRP	International Commission on Radiological Protection
KH	Kieferhöhle
kV	Kilovolt
mA	Milliampère
mGy	Milligray
MKG	Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie
$\mu$ SV	Mikrosievert
MW	Mittelwert
OPTG	Orthopantomogramm
p.a.	posterior-anterior
PSA	Panoramaschichtaufnahme
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
unerf	unerfahren
VGA	Video Graphics Array
2D	zweidimensional
3D	dreidimensional

## 1. Einleitung

Das Orthopantomogramm stellt seit Jahren eine etablierte radiologische Bildgebung in der Zahnheilkunde dar. Es handelt sich um ein zweidimensionales Verfahren aus dem Bereich der zahnmedizinischen und kieferchirurgischen Standarddiagnostik (Fuhrmann et al., 2003). Es gibt einen guten Überblick sowohl über obere, als auch untere Dentition, die umgebenden anatomischen Strukturen wie Kiefergelenk und Kieferhöhlen und bietet vor allem die Möglichkeit des Seitenvergleichs (Spitzer und Rücker, 2000). In der täglichen Routine kommt es u.a. zum Einsatz in der Implantologie, Traumatologie, Kieferorthopädie oder oralchirurgischen Diagnostik, wie z.B. zur Darstellung von Pathologien der Dentition und des Alveolarknochens (Rother, 2006).

In jüngerer Vergangenheit wurde durch die Einführung der Digitalen dentalen Volumentomographie eine Aufnahmetechnik entwickelt, die es ermöglicht dreidimensionale Datensätze von Patienten zu generieren. Die erstmalige Erwähnung Digitaler dentaler Volumentomographen für den dentalen Gebrauch fand 1998/1999 statt (Arai et al., 1999; Mozzo et al., 1998). Heutzutage existieren auf dem Markt verschiedene Modelle, welche sich hauptsächlich in Aufnahme- bzw. Abbildungsgröße, Patientenpositionierung, Detekorttechnologie und der dazugehörigen Software unterscheiden (Lofthag-Hansen, 2009; Ludlow et al., 2006; Schulze et al., 2009). In der Literatur existieren sehr viele Arbeiten, welche sich mit dem Vergleich der diagnostischen Wertigkeit konventioneller Panoramaschichtaufnahmen und 3D-Aufnahmeverfahren, beispielsweise zur Computertomographie oder digitalen dentalen Volumentomographie, beschäftigen. Der diagnostische Zugewinn mit der dritten Ebene ist dabei in allen zahnmedizinischen Fachrichtungen offenkundig (Langer et al., 1989; Misch et al., 2006; Neugebauer et al., 2008). Basierend auf den dreidimensionalen Datensätzen ist es möglich, zweidimensionale Orthopantomogramme zu errechnen. Bisher gibt es allerdings kaum Untersuchungen, die sich mit der Frage beschäftigen, inwieweit die diagnostische Qualität der errechneten Bilder an die der konventionellen Orthopantomographien heranreicht, welche in der dentalen und maxillofazialen Radiologie den Goldstandard der Übersichtsdiagnostik darstellen. Dieser Frage kommt somit im klinischen Alltag eine große Relevanz zu, da die DVT immer mehr Anwendung findet (Wolf et al., 2009). Jedoch sind für eine Anfertigung u.a. eine

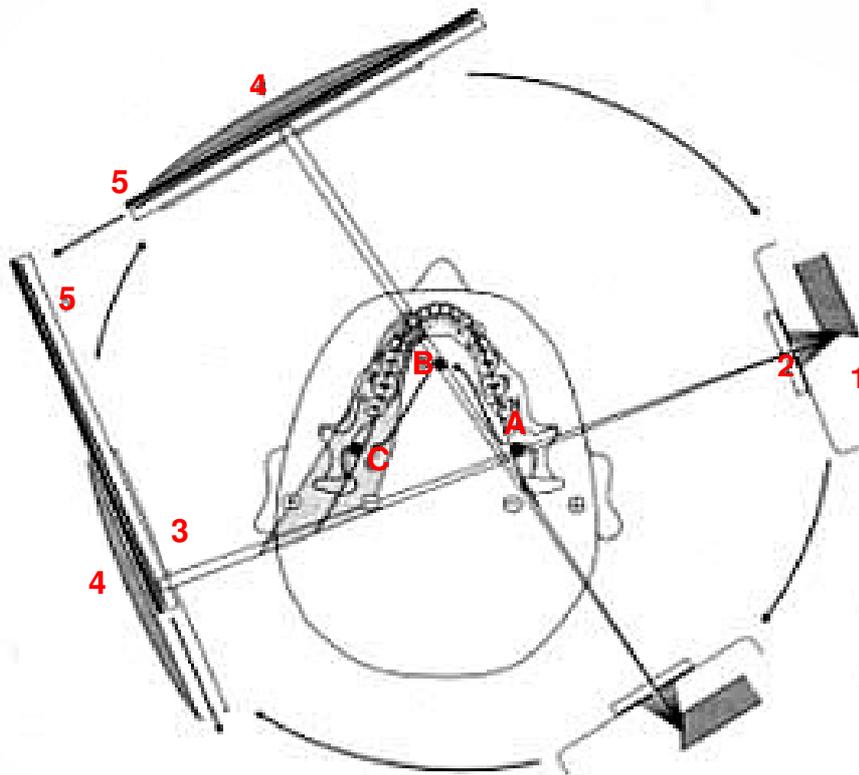
spezielle Sach- und Fachkunde nötig, welche zusätzlich erworben werden muss, da sie nicht zur zahnmedizinischen Standardausbildung gehören (Dirsch, 2008). So kann es durchaus vorkommen, dass ein Zahnarzt einen DVT-Datensatz an einen Kollegen ohne diese Kenntnisse verschickt, welcher das DVT-OPTG befunden könnte, da dieses als Startbild beim Öffnen der Datei dient (Schleifele und Reichart, 2007). Jedoch können zurzeit über die diagnostische Wertigkeit eines 3D-generierten Bildes kaum Aussagen getätigt werden und aus Gründen der Strahlenhygiene darf ohne zwingende Gründe keine neue konventionelle Aufnahme angefertigt werden (Mischkowski et al., 2007b; Valentin, 2007).

## *1.1 Literaturübersicht*

### *1.1.1 OPTG*

Der historische Hintergrund der Panoramaschichtaufnahmen begann in den frühen 1920er und 1930er Jahre durch die Arbeiten von Zulauf und Numata (Numata, 1933; Zulauf, 1922). Die Grundlage für die klassische Variante, das Panoramaschichtaufnahmeverfahren (PSA), wurde Ende der vierziger Jahre von dem Finnen Paatero geschaffen. Der endgültige Durchbruch mit einer serienmäßigen Produktion und routinemäßigem klinischen Einsatz gelang jedoch erst durch eine Weiterentwicklung mehr als ein Jahrzehnt später (Paatero, 1959; Rother, 2006).

Bei einem OPTG handelt es sich um eine Schichtaufnahme. Der Röntgenstrahl fällt durch eine primäre (fokusnahe) und eine sekundäre (bildempfängernahe), vertikale Schlitzblende. Bildempfänger und Strahler liegen extraoral und umfahren den Kopf des Patienten mittels drei Drehachsen in Form einer Parabel für eine optimale Kieferdarstellung (Pasler, 2008).



*Abb. 1: Funktionsprinzip der Panoramaschichtaufnahme: Röntgenröhre mit Fokus (1) und primäre Schlitzeblende mit eingengtem Strahl (2). Dieser passiert den Drehpunkt (A), durchtritt die vertikale Schlitzeblende (3) der Halterung des Bildempfängers (4) und erreicht das Bildempfängersystem (5). Röhre und Kassettenträger rotieren im Uhrzeigersinn um die Drehachsen (A), (B) und (C). Der Bildempfänger dreht sich in entgegengesetzter Richtung (Quelle: Pasler, 2008).*

Das Verhältnis der Ablaufgeschwindigkeit von Empfänger zu Strahler bestimmt dabei die Lage und Dicke der Schicht (Pasler, 2008). Daraus ergibt sich, dass jeweils nur diejenigen Strukturen auf dem Film scharf abgebildet werden, welche mit der gleichen linearen Geschwindigkeit vom schlitzförmigen Strahlenbündel durchlaufen werden, mit der sich der Film bewegt. Grund hierfür ist die Tatsache, dass nur diese Strukturen auf dem Film an dieselbe Stelle projiziert werden (Scheutzel, 1989). Davor oder dahinter liegende Strukturen werden mit einer anderen Geschwindigkeit durchlaufen und somit unscharf abgebildet, was auch als helikoidale Verwischung bezeichnet wird. Da jedoch immer alle Objektteile einer Schicht abgebildet werden, kommt es auch im OPTG zu

Summationseffekten, die sich durch Überlagerung dichter Strukturen ergeben (Pasler, 2008).

Die Ausrichtung des Gesichtsschädels erfolgt in der Regel anhand der Frankfurter Horizontalen und der Mediansagittalebene, um eine möglichst optimale Position im Strahlengang mit rechtwinkliger Beziehung zur vorgegebenen Bildempfängerebene zu erhalten (Pasler, 2008). Trotzdem kommt es bei jeder Aufnahme aufgrund des großen Film-Objekt-Abstandes zu einer innerhalb des Bildes nicht einheitlichen Vergrößerung um den Faktor 1,2 und 1,5. (Rother, 2006; Rücker und Spitzer, 2008). Dies und die charakteristische Verzerrung gehen zudem mit einer Verminderung der Zeichenschärfe einher (Reddy et al., 1994), welche ursächlich eine Kombination aus Bewegungs-, Film-Folien- und geometrischer Unschärfe darstellt (Backstrom et al., 1989).

Grundsätzlich muss zwischen zwei Techniken unterschieden werden. Zum einen existiert die konventionelle Röntgentechnik, bei welcher der Röntgenfilm als Bildempfänger dient und es mittels einer Redox-Reaktion zur Abbildung kommt (Schulze, 2006). Zum anderen gibt es die digitale Technik, welche Sensoren oder Speicherfolien einsetzt (Rugani und Jakse, 2010a). Die Bilddarstellung erfolgt bei Ersterem durch Umwandlung der Röntgenstrahlung entweder direkt oder indirekt in Ladung, bei Zweitem durch Speicherung der Informationen auf fluoreszierenden Folien, deren analoge Signale sekundär digitalisiert werden (Schulze, 2006). Als Beispiel sind hier die häufig verwendeten Charged-Coupled-Device- (CCD-) Sensoren zu nennen. Ein entscheidender Vorteil der digitalen gegenüber der konventionellen Technik basiert auf der Tatsache, dass eine kürzere Belichtungszeit ausreichend ist, was zu einer Reduktion der Strahlenbelastung für den Patienten führt (Rugani und Jakse, 2010a).

Die Strahlenbelastung einer Panoramaschichtaufnahme liegt in der Regel zwischen 10  $\mu\text{Sv}$  und 20  $\mu\text{Sv}$  (Schulze et al., 2009; Valentin, 2007). Das entspricht einer Strahlenbelastung vergleichbar mit drei bis vier Bissflügelaufnahmen bzw. mit einem Fünftel eines kompletten Zahnfilmstatus (Reddy et al., 1994; Schulze, 2008). Bezogen auf eine DVT-Aufnahme entspricht es einem Viertel deren Dosis (Batista et al., 2011; Schulze, 2008).

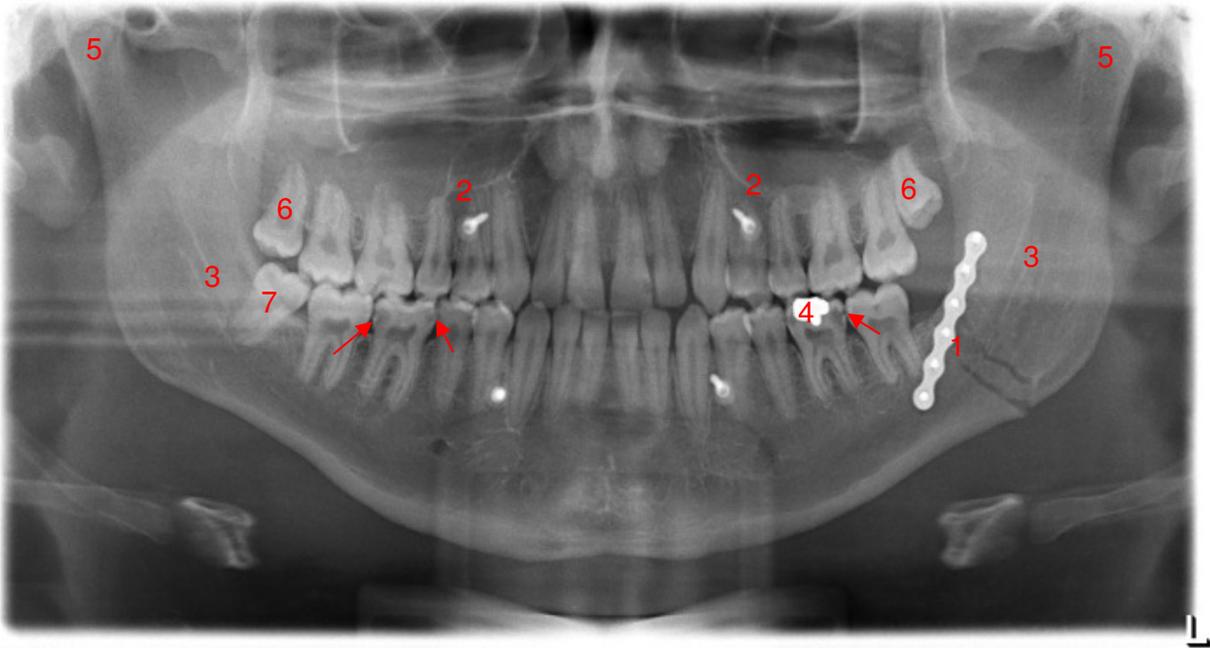
Vergleicht man die effektive Dosis von analogen und digitalen Panoramaschichtaufnahmen, so können deutlich niedrigere Werte mit den digitalen Verfahren erreicht werden (Visser et al., 2000). In der Literatur finden sich für analoge Panoramaschichtaufnahmen

Werte zwischen 17 bis 26  $\mu\text{Sv}$  (Gavala et al., 2009) und 16 bis 21  $\mu\text{Sv}$  (Visser et al., 2000). Bei digitalen Panoramaschichtaufnahmen hingegen liegen die errechneten Werte laut Gijbels et al. (2005) zwischen 4,7  $\mu\text{Sv}$  und 14,9  $\mu\text{Sv}$  pro Scan, Visser et al. (2000) geben Werte zwischen 5  $\mu\text{Sv}$  und 14  $\mu\text{Sv}$  an.

Das OPTG bietet eine gute Übersicht über alle wichtigen dentalen und maxillofazialen anatomischen Strukturen, so dass die meisten radiologischen Fragen aus diesem Bereich abdeckt werden (Fuhrmann et al. 2003).

Im Folgenden werden Indikationen für die Anfertigung eines OPTGs aufgelistet (Rother, 2006):

- Übersicht:  
Fokussuche bei unklaren Beschwerden, Frakturverdacht, generalisierte Erkrankungen mit Manifestation in der Mundhöhle
- Therapiekontrolle:  
in der Kieferorthopädie, postoperative und posttraumatische Verlaufssituation
- Pathologische Strukturveränderungen:  
Parodontalerkrankungen, periapikale Veränderungen, Approximalkaries, Zysten, tumoröse Raumforderungen, Verletzungen
- Planung prothetischer Versorgungsmaßnahmen
- Entwicklungsstörungen  
Fehlbildungen von Kiefer, Gaumen oder Zähnen, Zahnanlagen, retinierte und verlagerte Zähne, allgemeine Entwicklungsstörungen im Rahmen von syndromalen Erkrankungen



*Abb. 2: Exemplarische Darstellung der diagnostischen Möglichkeiten eines OPTGs. Kontrollaufnahme des Therapieerfolges nach Frakturversorgung (1). Als Nebenbefund sind u.a. multiple kariöse Läsionen (Pfeile) zu erkennen. Desweiteren erkennt man Kieferhöhlenboden (2), den N. alveolaris inferior (3), eine konservierende Füllung (4), den aufsteigenden Astes des in diesem OPTG nicht ganz abgebildeten Kiefergelenkes (5) und Ober- und Unterkieferweisheitszähne (6, 7).*

Häufig jedoch ist für eine aussagekräftige Röntgendiagnostik mehr als eine Ebene und eine überlagerungsfreie Darstellung notwendig, um die darzustellende Region sicher beurteilen zu können (Reddy et al., 1994)

### 1.1.2 DVT

Die Grundlage der heutigen DVT entwickelte sich aus computertomographischen Verfahren (Keeve et al., 2007). Diese wurden Mitte der 60er Jahre entwickelt und seit Anfang der 1970er Jahre erstmals im klinischen Gebrauch verwendet (Cormack, 1963; Cormack, 1964; Hounsfield, 1973). Seit 1989 existieren die derzeit verwendeten Spiral-Computertomographen, welche im Jahre 1998 einen weiteren entscheidenden Fortschritt erfuhren. Durch die Einführung effizient arbeitender Mehrzeilendetektorsysteme konnten während eines Umlaufs mehrere Schnitte gleichzeitig aufgenommen werden (Abb. 3b). Hier war es im Gegensatz zu allen bisherigen Röntgenverfahren erstmals möglich, durch die Verwendung von Rekonstruktionsalgorithmen, überlagerungsfreie

Schichtbilder zu generieren (Keeve et al., 2007). Das Prinzip beruht auf körperrgewebespezifischen Röntgenschwächungswerten (Einheit „Hounsfield-Units), denen in den späteren Schichtbildern Pixel zugeordnet werden. Somit wird eine Quantifizierung der Grauwerte erreicht (Rugani und Jakse, 2010b). Bei der CT wird zunächst mittels eines Fächerstrahles ein eindimensionales Bild am Detektor erzeugt, sodass durch eine Drehung ein zweidimensionaler Schnitt durch das Objekt entsteht und durch Sekundärrekonstruktionen schließlich in ein dreidimensionales Volumen überführt werden kann (Keeve et al., 2007).

Bei der digitalen dentalen Volumentomographie kommt das sogenannte Cone-Beam-Prinzip zur Anwendung. Das dabei verwendete konusförmige Strahlenbündel ermöglicht mittels eines zweidimensionalen Detektors ein echtes dreidimensionales Bild in einer einzigen Umdrehung zu generieren (Abb. 3a) (Schulze et al., 2009).

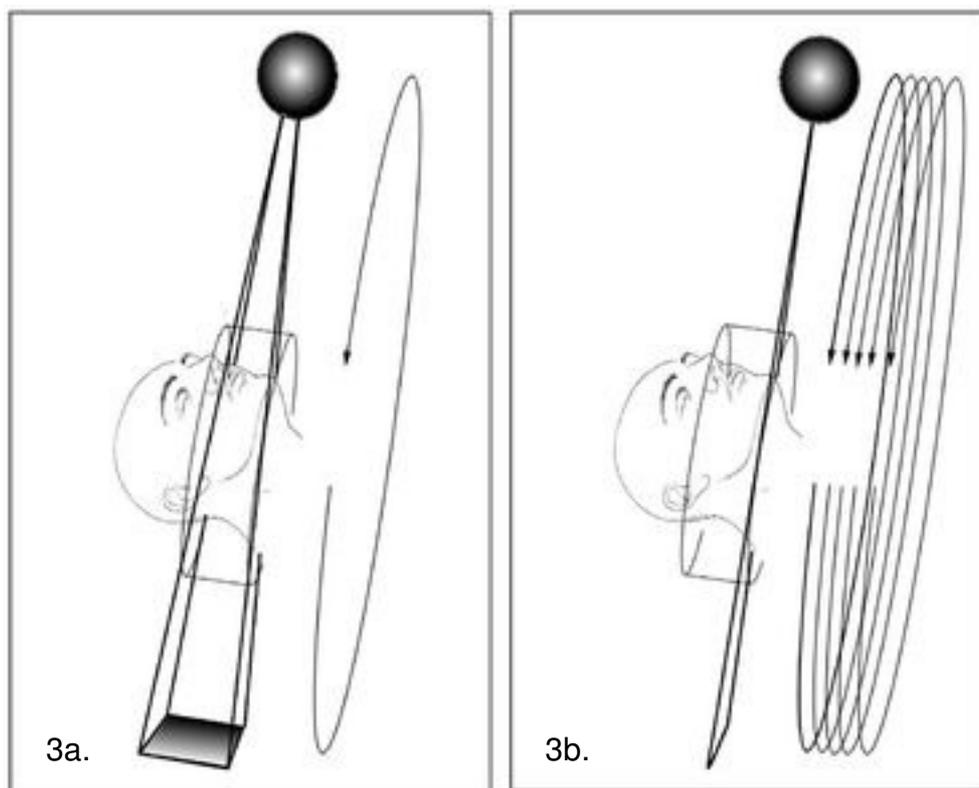


Abb. 3a und b: Funktionsprinzip von DVT und CT im Vergleich. Im Gegensatz zur CT, bei der ein schichtweises Abtasten mit variabler Schichtdicke zum Einsatz kommt, wird bei der DVT ein konusförmiges Strahlenbündel verwendet (Quelle: [www.ZMK-aktuell.de](http://www.ZMK-aktuell.de)).

Eine Röntgenröhre und ein gegenüber liegender 2D-Bildsensor rotieren um einen stehenden oder sitzenden Patienten. Dabei durchquert ein punktförmiges, sich kegelförmig ausbreitendes Strahlenbündel den Gesichtsschädel und es kommt zur Erzeugung von Schnittbildern (Pasler, 2008).

Bei der Sensortechnik unterscheidet man zwei verschiedene Detektortechnologien, wovon die resultierenden Aufnahmevolumina (FOV, Field of View) abhängig sind. So existieren zum einen Flachbilddetektoren, die zylindrisch begrenzt sind und ein kleines FOV entsprechend der Sensorgröße abbilden, jedoch aufgrund ihrer einstufigen Bildausgabe eine verzerrungsfreie dreidimensionale Darstellung liefern. Zum anderen gibt es sphärisch begrenzte Bildverstärkersysteme, welche in der Lage sind größere Volumina abzubilden und wie bei der herkömmlichen Vakuumröhrentechnik mit optischer Bildkette arbeiten (Baba et al., 2004; Rugani und Jakse, 2010b). Innerhalb von ca. 15 Sekunden werden 100 bis 400 überlagerungsfreie Einzelbilder erzeugt und mit Hilfe eines softwareabhängigen Rekonstruktionsalgorithmus in den dreidimensionalen Datensatz umgewandelt. Hierbei handelt es sich meist um Abwandlungen des approximativen Feldkamp Algorithmus (von L.A. Feldkamp, L.C. Davis, J.W. Kress), basierend auf der Idee, die 3D-Bildrekonstruktion auf eine Vielzahl von 2D-Bildrekonstruktionen zurückzuführen (Feldkamp LA, 1984; Keeve et al., 2007).

Das Auflösungsvermögen wird durch die Voxelkantenlänge bestimmt. Bei einem Voxel handelt es sich um das dreidimensionale Äquivalent der zweidimensionalen Pixel und sind bei einem DVT isotrop mit unterschiedlicher Kantenlänge (Ritter und Dreiseidler, 2007).

Die Bildqualität ist definiert als die Fähigkeit von Röntgenstrahlen, ein darzustellendes Objekt durch ihre Schwächung bei der Durchdringung möglichst detailgenau abzubilden. Sie wird durch drei Faktoren bestimmt: Kontrast, Abbildungsschärfe und Bildrauschen. Der Kontrast ist definiert durch die Dosis-, Helligkeits- und Intensitätsunterschiede eines Bildes und ist abhängig vom jeweiligen Gerät, der Dosis und den dargestellten Geweben (Ritter und Dreiseidler, 2007). So erschienen verschiedene Gewebe kontrastreicher, je mehr sie sich in ihrer Dichte, Dicke und Ordnungszahl unterscheiden (Spitzer und

Rücker, 2000). Die DVT eignet sich für Hochkontrastbereiche, d.h. die Abbildung von Hartgewebe (Schulze et al., 2009).

Die Objektschärfe beschreibt die Genauigkeit der Darstellung an Übergängen verschiedener Gewebe unterschiedlicher Dichte. Sie ist u.a. abhängig von der Größe des Objektdetails, dem Kontrast, dem Bildrauschen und dem Auflösungsvermögen (Ritter und Dreiseidler, 2007). Weitere mögliche Gründe für Unschärfe sind besonders an filmnahen Objekten durch Streustrahlen entstandene Halbschatten, welche je nach Brennfleckgröße in ihrer Ausdehnung variieren und durch Körnigkeit der Silberbromidkristalle in der Filmemulsion bzw. der Calciumwolframkristalle in Verstärkerfolien entstehen. Im Auge des Betrachters erscheinen die Bildschärfe und der Kontrast miteinander einherzugehen. So wirken kontrastreiche Bilder subjektiv schärfer als kontrastarme (Spitzer und Rücker, 2000).

Unter dem Bildrauschen versteht man die Folge von in Farbe und Helligkeit abweichenden Pixeln. Einfluss auf das Bildrauschen nehmen einerseits das Systemrauschen im Detektor, andererseits das sogenannte Quantenrauschen, welches durch die Röntgenstrahlen selbst verursacht wird. Als Maß hierfür kann die Detective Quantum Efficiency ( $DQE = (\text{Bildsignal}/\text{Rauschsignal})^2$ ) verwendet werden, welche den Zusammenhang zwischen eintretender Strahlung und der effektiven Umsetzung dieser in ein Bild durch den Detektor beschreibt (Ritter und Dreiseidler, 2007).

Als einen weiteren limitierenden Faktor bei der Bildqualität sei noch das Vorkommen von Artefakten genannt. Hierzu zählen z.B. Aufnahmefehler durch falsche Einstellungen oder falsche Positionierung bzw. Bewegung des Patienten während des Scans. Um die exakte Position des Patienten während dieser Zeit zu gewährleisten, wird der Kopf durch eine Kinnstütze oder einen Aufbisshalter fixiert. Somit entfällt eine spezielle Ausrichtung wie bei dem Orthopantomogramm. Ebenfalls kommen störende Summationseffekte nicht vor (Pasler, 2008).

Die DVT zeichnet sich zudem durch eine hohe Messgenauigkeit aus, weshalb sie in der Implantologie bei der computergestützten Planung durch bildgebende 3D-Verfahren genutzt werden kann (Mischkowski et al., 2007a; Suomalainen et al., 2008).

Die Strahlenbelastung bzw. die entsprechenden Dosis-Werte sind abhängig vom jeweiligen DVT-Gerät und variieren stark (Ludlow und Ivanovic, 2008). Einerseits existieren sogenannte Dual-Use Geräte, d.h. Panoramageräte, welche über eine zusätzliche 3D-Funktion verfügen, andererseits gibt es Geräte, die speziell für die 3D-Diagnostik entwickelt wurden. Vergleicht man beide Gerätetypen, fällt das Kombigerät durch ein kleines Aufnahmevervolumen und durch den verwendeten Flatpanel-Detektor durch eine höhere Strahlenexposition auf (Scherer et al., 2008). Die in der Literatur angegebene Strahlenbelastung pro Aufnahme variiert sehr stark und ist abhängig vom Gerätetyp und Größe des Aufnahmevervolumens. Es werden Werte zwischen 11  $\mu\text{Sv}$  und 77  $\mu\text{Sv}$  (Lofthag-Hansen, 2009) und 13  $\mu\text{Sv}$  und 1073  $\mu\text{Sv}$  (Schulze et al., 2009) beschrieben. Laut Schulze et al. (2009) liegt der Mittelwert der effektiven Dosis einer DVT-Aufnahme bei 221  $\mu\text{Sv}$  ( $\pm 275 \mu\text{Sv}$ ) nach ICRP 103 (Valentin, 2007), im Vergleich dazu liegt die mittlere effektive Dosis einer CT bei 788  $\mu\text{Sv}$  ( $\pm 334 \mu\text{Sv}$ ). Pauwels et al. (2010) veröffentlichten eine Studie, in der verschiedene Volumentomographen auf ihre Strahlenbelastung für den Patienten untersucht wurden. Dabei lag die effektive Dosis der kleinvolumigen Geräte zwischen 19  $\mu\text{Sv}$  und 44  $\mu\text{Sv}$ , für die Volumentomographen mit einem mittleren FOV wurden Werte zwischen 28  $\mu\text{Sv}$  und 265  $\mu\text{Sv}$  ermittelt und die großvolumigen Tomographen erreichten eine effektive Dosis zwischen 68  $\mu\text{Sv}$  und 368  $\mu\text{Sv}$  (Pauwels et al., 2010).

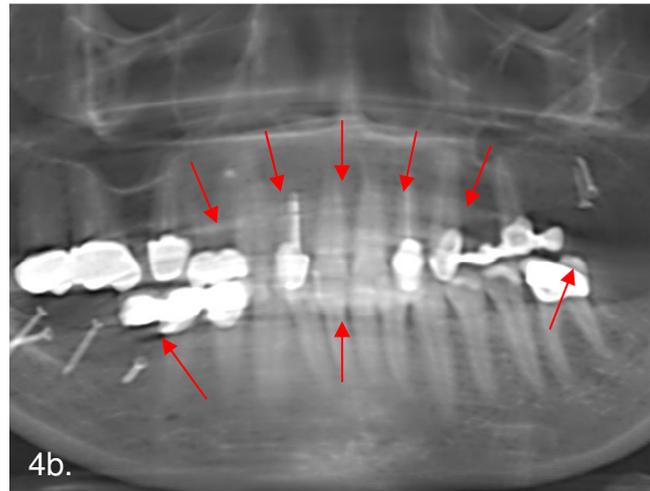
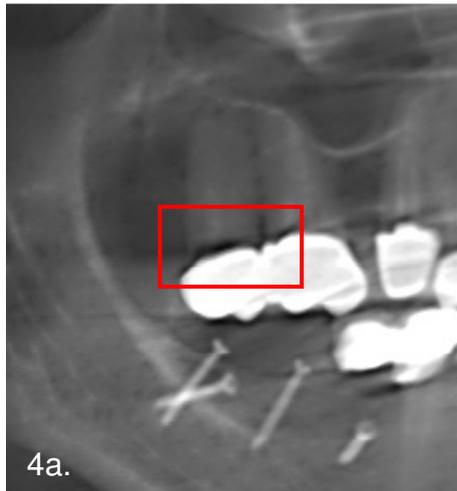
Kleinvolumige Geräte besitzen ein FOV mit einem sphärischen Volumendurchmesser bzw. eine maximale Zylinderhöhe von ca.  $<10 \text{ cm}$  und eignen sich z.B. für die Darstellung periapikaler Läsionen und Implantatplanungen. Tomographen mit einem mittleren FOV, also einem Volumendurchmesser bzw. einer maximalen zylindrischen Höhe von ca.  $10\text{-}20 \text{ cm}$ , können Einzelkiefer oder den dentoalveolären Bereich abbilden. Großvolumige Geräte sind durch ihr FOV mit einem sphärischen Volumendurchmesser bzw. einer Zylinderhöhe von über  $15 \text{ cm}$  in der Lage den gesamten maxillofazialen Komplex inklusive der Weichgewebe von Nase und Kinn abzubilden (Lofthag-Hansen, 2009; Ludlow und Ivanovic, 2008; Pauwels et al., 2010).

Generell kann die dreidimensionale Bildgebung mittels DVT in vielen Gebieten der Zahnmedizin von Nutzen sein. Die deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kiefer-

heilkunde hat eine S1-Leitlinie veröffentlicht, in der folgende Indikationen empfohlen werden (Schulze et al., 2009):

- Konservierende Zahnheilkunde:  
unklare apikale Veränderungen, Wurzelfrakturen und –resorptionen, Darstellung der knöchernen Parodontalsituation
- Zahnärztliche Prothetik:  
Pfeilerwertigkeit, Knochenangebot, Nervenaustrittspunkte, knöcherne Erkrankungen des Kiefergelenkes, Planung implantatgetragener Versorgungen, Verknüpfung mit CAD/CAM-Systemen
- Funktionsdiagnostik und Therapie:  
Ersatz klassischer Kiefergelenkaufnahmen, erosive Veränderungen besonders am Kondylus, Ausschluss primärer Kiefergelenkserkrankungen, Ausschluss von Differentialdiagnosen
- Chirurgische Zahnheilkunde:  
Frakturen, intraossäre pathologische Veränderungen, Lageanomalien von Zähnen, ggf. vor der Entfernung von teil-, retinierten Weisheitszähnen
- Implantologie:  
als computergestützte Planung auf der Basis von 3D-Röntgenverfahren, in Kombination mit spezieller Software Bsp. zur Herstellung von Bohrschablonen
- Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie:  
odontogene Tumoren, Knochenpathologien, Kieferhöhlenerkrankungen, knöcherner Kiefergelenkserkrankungen, Kiefer- und Gesichtstraumatologie, Darstellung intraossärer Strukturen, wie z.B. Nervenverläufe, Diagnostik und OP-Planung bei komplexen Fehlbildungen
- Kieferorthopädie:  
Diagnostik von craniofazialen Fehlbildungen, von Anomalien des Zahnbestandes bzw. der Zahnwurzeln, differentialdiagnostische Bewertung von Zahndurchbruchsstörungen, Darstellung des Knochenangebotes, 3D-Kephalometrie

Als problematisch wird in dieser Leitlinie die systemimmanente Rekonstruktion beschrieben. So kommt es lokal zu Auslöschungs- und Aufhärtingsartefakten (*Abb. 4a*), verursacht durch hochdichte Strukturen wie z.B. metallische Restaurationen in Strahlengangsrichtung oder auch Aliasing-Artefakte, sog. Moiré-Muster, welche sich als Muster und Streifen im Bild (*Abb. 4b*) darstellen (Schulze et al., 2009).



*Abb. 4a: Innerhalb des roten Kastens erkennt man an den Kronenrändern der Zähne 16 und 17 röntgenologische Aufhellungen eines Aufhärtings- bzw. Auslöschungsartefakt aufgrund von hochdichten Strukturen. Abb. 4b: Die roten Pfeile kennzeichnen die Verlaufsrichtung von Moiré-Mustern, welche sich typischerweise als streifenförmige Artefakte über das gesamte Bild erstrecken.*

### 1.1.3 Sirona GALILEOS

Bei dem in dieser Studie verwendeten DVT-Gerät handelt es sich um das GALILEOS Modell „Comfort“ von Sirona (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland) (*Abb. 5*).



*Abb. 5: Der in dieser Studie verwendete digitale Volumentomograph GALILEOS der Firma Sirona.*

Das Gerät ist in Deutschland mit CE-Zertifizierung zugelassen und seit dem Jahr 2007 auf dem Markt. Es kann mit der zahnärztlichen Approbation, dem Nachweis über die Fachkunde im Strahlenschutz und einer für die DVT-Diagnostik speziellen Fortbildung betrieben werden (Dirsch, 2008).

Mittlerweile existieren von der Firma Sirona mit dem Modell GALILEOS Compact eine günstigere Basisversion in der Reihe der 3D-Bildgebung sowie Aufrüsttechniken für 3D-Aufnahmen für die konventionellen Orthopantomographen Orthophos XG 5 und XG plus und seit dem Jahr 2011 ein 2D-3D-Kombigerät (Sirona, 2012).

Für die Anfertigung einer dreidimensionalen Röntgenaufnahme umfährt der Sensor in einem Kreisbogen von 200° den sich im Rotationszentrum befindlichen Kopf des Patienten. Pro 1° wird eine 2D-Aufnahme erstellt, d.h. es werden 200 Einzelbilder während des 14 Sekunden andauernden Scans erzeugt.

Die reine Belichtungszeit liegt allerdings nur bei 2-6 Sekunden, d.h. 10 – 30 ms pro Bild, was durch eine gepulste Aufnahmetechnik erreicht wird und zu einer starken Dosisreduktion führt (Abb. 6).

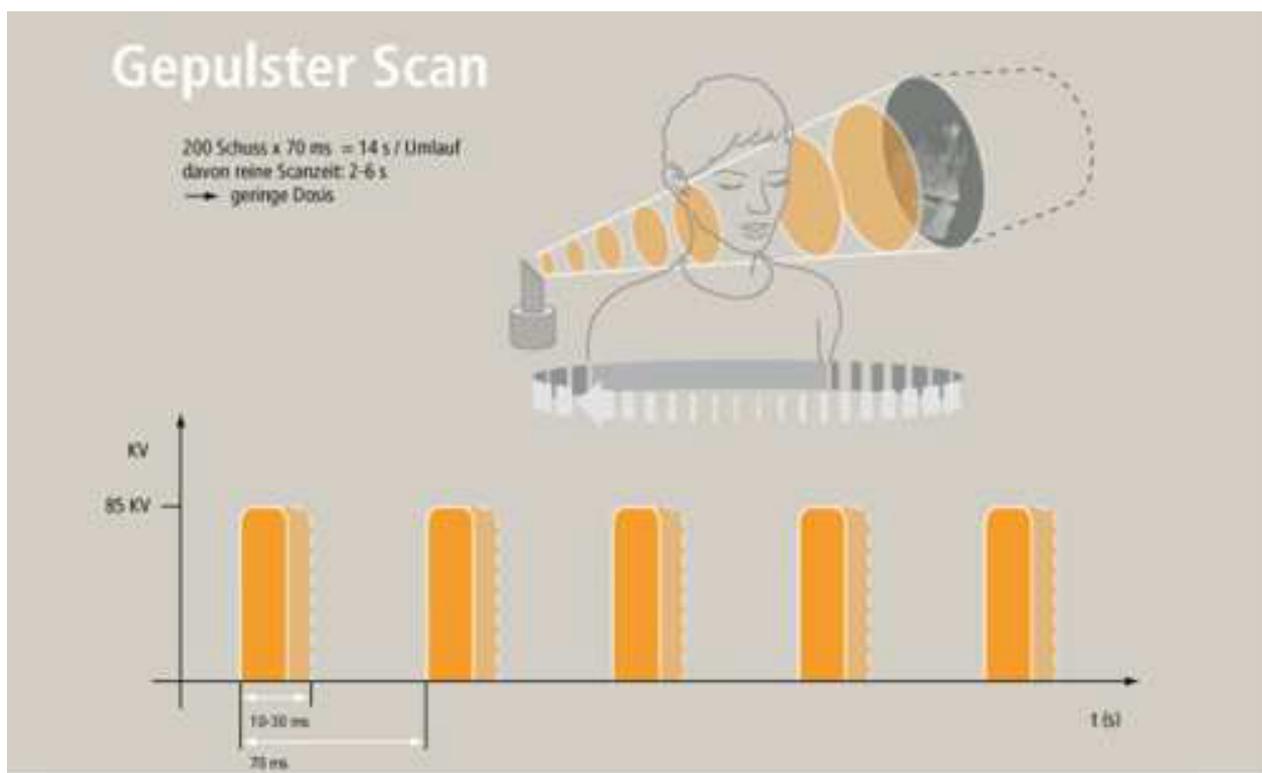


Abb. 6: Funktionsprinzip der DVT mittels gepulstem Aufnahmeverfahren. Im Vergleich zu Röntgentechniken, welche einen kontinuierlich abgegebenen Röntgenstrahl verwenden, kann so eine starke Dosisreduktion erreicht werden (Quelle: Sirona).

Die Röhrenspannung liegt bei 85 kV, die Heizstromstärke bei 5-7 mA. Laut Angaben des Herstellers Sirona (2011) ergibt sich pro Aufnahme eine effektive Dosis von 43–175  $\mu\text{Sv}$  (Standard: 100  $\mu\text{Sv}$ ), Pauwels et al. (2010) ermittelten eine effektive Dosis von 84  $\mu\text{Sv}$ , laut Scherer et al. (2008) jedoch nur 29  $\mu\text{Sv}$ . Dies ist ihrer Aussage zufolge auf die Verwendung eines Bildverstärkers zurückzuführen.

Das gesamte Aufnahmevolumen beträgt maximal 15 cm  $\times$  15 cm  $\times$  15 cm. Es kann jedoch auch aus strahlenhygienischen Gründen so gewählt bzw. reduziert werden, dass lediglich der relevante Bereich abgebildet wird. Im Routinemodus wird der Ausgangsdatensatz von 1024  $\times$  1024 Pixel auf eine 512  $\times$  512 Matrix reduziert. Folglich besteht der 3D-Datensatz aus 512  $\times$  512  $\times$  512 isotropen Voxeln (512<sup>3</sup>-Modus) mit einer Kantenlänge von 0,3 mm. Das Auflösungsvermögen kann jedoch in ausgewählten Bereichen gesteigert werden mit einer Rekonstruktion der entsprechenden Matrix von 1024  $\times$  1024  $\times$  1024 Bildpunkten (1024<sup>3</sup>-Modus) mit einer entsprechend kleineren isotropen Voxelkantenlänge von 0,15 mm. Das System arbeitet mit einer 12-bit-Grauskala, d.h. mit  $2^{12} = 4096$  Graustufen. Innerhalb von 2,5 - 4,5 min liegt mittels des GALILEOS Rekonstruktionsalgorithmus der 3D-Datensatz vor.

Ceph-Ansichten (lateral, p.a./ a.p.), frei neigbare 2D-Schichten, TSA, LSA, axial, sagittal, coronal und ein komplettes 3D-Modell können dabei generiert werden (*Abb. 7*).

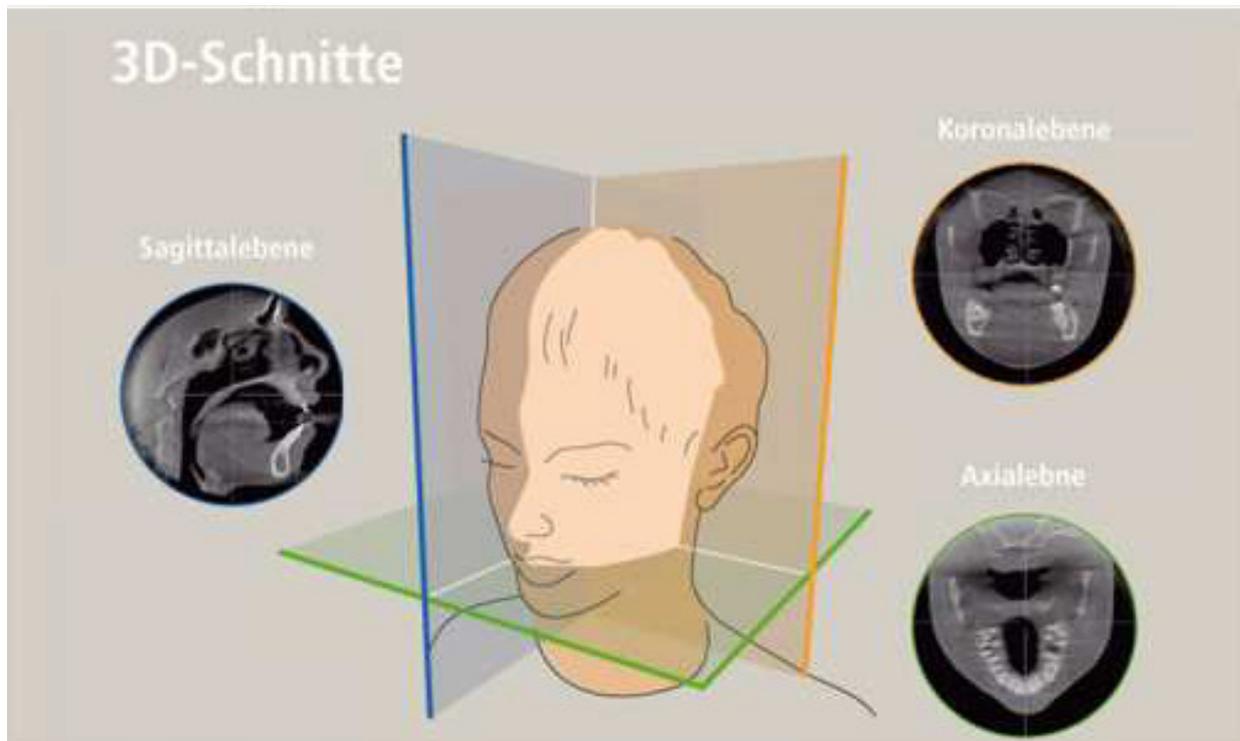


Abb. 7: Darstellungsebenen der DVT. Neben der Abbildung des gesamten Schädelvolumens sind Darstellungen von 3D-Schnitten in alle drei Raumebenen möglich (Quelle: Sirona).

Die für diese Studie verwendete Panoramafunktion wird automatisch durch Zuweisung einer parabolischen Kurve, welche das Panoramavolumen begrenzt, erstellt. Zusätzlich kann mit Hilfe eines 5cm hohen und 4cm breiten Inspektionsfensters, welches parallel zur Panoramaansicht in transversaler Richtung des Volumens bewegt werden kann, der Informationsgehalt einer intraoralen Aufnahme wie z.B. eines Zahnfilmes oder einer Bissflügelaufnahme, gewonnen werden. Neben dem eigenen Datenformat, in dem die 3D-Daten als auch 2D-Rohprojektionen gespeichert werden, können die Datensätze auch im DICOM 3.0 Format exportiert werden.

Die Patientenpositionierung erfolgt stehend oder sitzend, wobei der Kopf durch eine Kinnstütze und eine Aufbissvorrichtung fixiert ist, um eine zentrale Position im Volumen einzunehmen.

Die räumlichen Ausmaße entsprechen in etwa denen eines digitalen Panoramascichtgerätes und liegen bei 1,8 m x 1,8 m x 2,5 m (*Übersicht Technische Daten: Tab. 1, Anhang*).

## 1.2 Fragestellung und Arbeitshypothese

Die vorliegende Untersuchung verfolgt die Fragestellung: *ist ein DVT-generiertes OPTG bzgl. der diagnostischen Wertigkeit als Äquivalent zu einem konventionellen OPTG zu betrachten?*

Um dies zu beantworten wurden in einer retrospektiven Studie die zwei verschiedenen Bildgebungen, konventionelles OPTG und DVT-OPTG, gegenübergestellt und anhand der Diagnostik von anatomischen Strukturen und Pathologien, sowie der Therapieplanung bewertet. Das Vorhandensein von Artefakten wurde evaluiert und die Bildqualität definiert. Der Begriff der diagnostischen Wertigkeit aus einer vergleichenden Studie von Mischkowski et al. (2007b) wurde aufgegriffen, für die Bedingungen dieser Studie modifiziert und als übergeordnetes Qualitätsmerkmal auf die Fragestellung appliziert (Abb. 8). Ferner wurde untersucht, inwieweit der röntgenologische Erfahrungsgrad der Befunder Einfluss auf die Beurteilung nimmt. Anschließend wurden sowohl die Ergebnisse dieser Studie, als auch die Vor- und Nachteile beider Bildmodalitäten diskutiert.

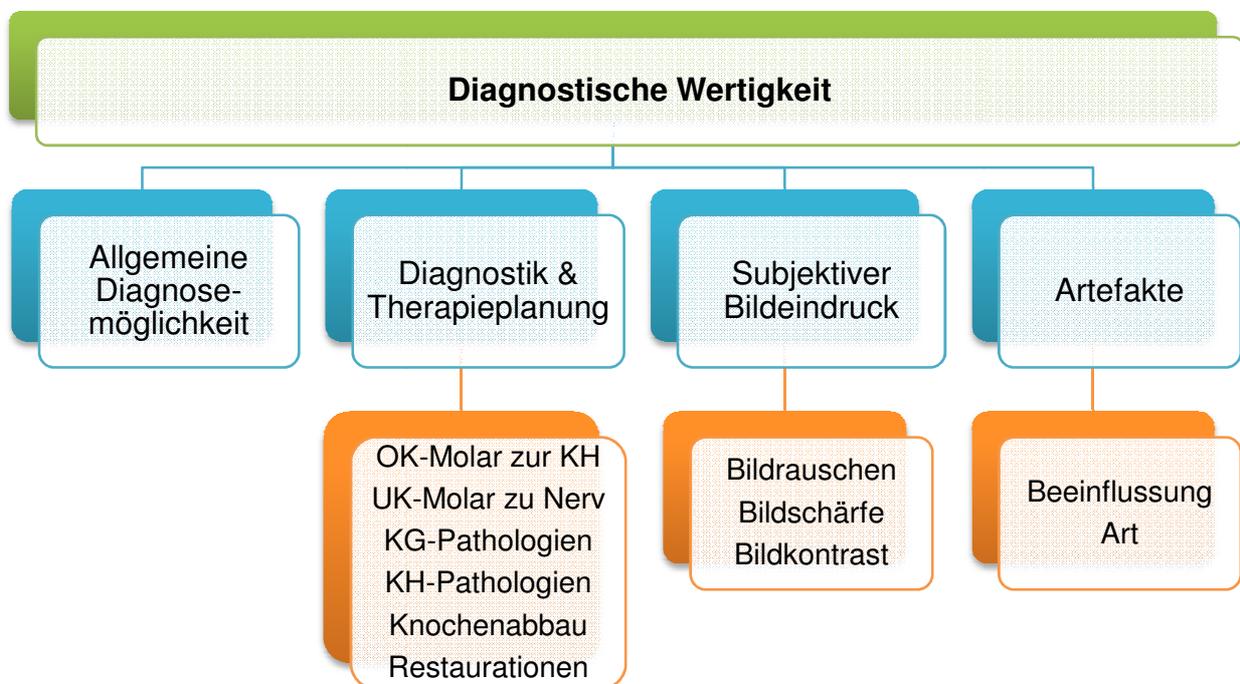
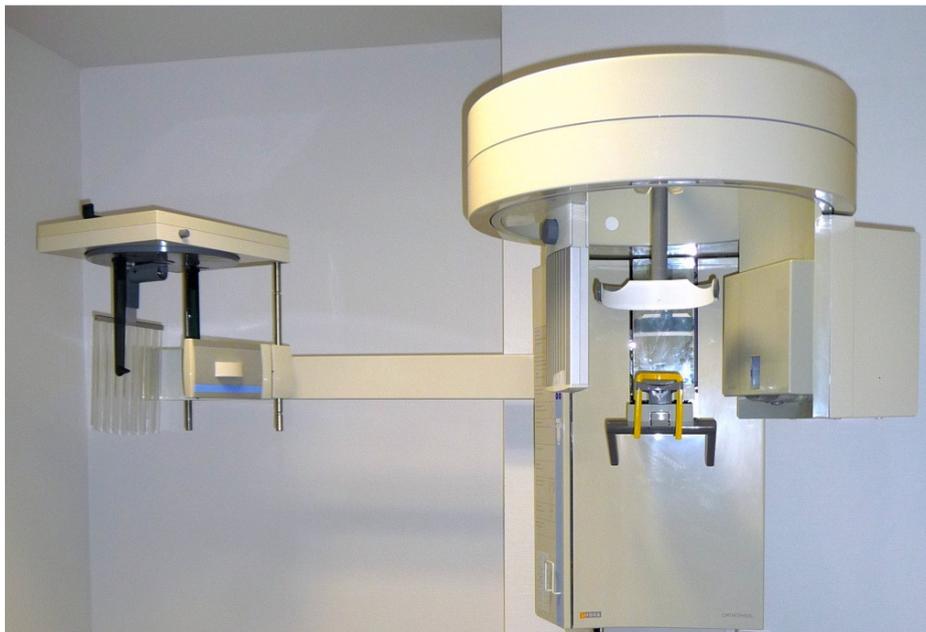


Abb. 8: Fließdiagramm zur Definition des übergeordneten Begriffs der "Diagnostischen Wertigkeit" mit Darstellung der Einflussfaktoren.

## 2. Material und Methoden

### 2.1 Bildgebung

Die für diese Studie verwendeten konventionellen OPTG-Aufnahmen wurden mittels des digitalen OPTG-Gerätes Orthophos Multipuls (Sirona Dental Systems Inc., Bensheim) erstellt (*Abb. 9 und Abb. 11a*). Die verwendete Röhrenspannung lag bei allen Aufnahmen bei 71kV und 15mA, die Belichtungszeit betrug 1400ms (*Übersicht Technische Daten: Tab.: 2, Anhang*).



*Abb. 9: Das in dieser Studie verwendete OPTG-Gerät Orthophos Multipuls der Firma Sirona.*

Die verwendeten DVT-Aufnahmen wurden mittels des zuvor beschriebenen digitalen Volumtomographen GALILEOS der Firma Sirona Modell „Comfort“ (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim) angefertigt (*Abb. 6*).

Mit Hilfe der zugehörigen Visualisierungssoftware „Sidexis“ wurden automatisch die entsprechenden Panoramaansichten generiert (*Abb. 11b*). Die Geräteeinstellungen für alle Aufnahmen in dieser Studie lagen bei 85 kV und 28 mAs.

## 2.2 Patienten

In einer retrospektiven Untersuchung der Bilddatenbank der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie der Universitätsklinik zu Köln wurden insgesamt 50 Patienten ermittelt, bei denen sowohl ein OPTG, als auch ein DVT angefertigt wurde. Die Auswahl fand dabei nach dem Zufallsprinzip statt. Der Zeitraum zwischen der Anfertigung der zwei Aufnahmen lag bei 13 Patienten unter drei Monaten. Bei zwei Patienten lag der Abstand mit fünf bzw. sieben Monaten über dieser Zeitspanne. Die Indikationen für die jeweiligen Aufnahmen deckten ein breites Spektrum ab und umfassten Implantatplanung, Frakturen, kieferorthopädische Chirurgie, Fehlbildung im MKG- Bereich, Abszesse und Verdacht auf bösartige Neubildungen. Die häufigste Indikation lag hier bei Traumata im Mund-, Kiefer- und Gesichtsbereich. Da das OPTG in allen Teildisziplinen der Zahnmedizin als orientierende Übersichtsdiagnostik seine Anwendung findet, wurden an dieser Stelle pro Patient repräsentativ folgende Kriterien ausgesucht, um eine umfassende Aussage bzgl. der diagnostischen Wertigkeit von Panoramaschichtaufnahmen zu erhalten:

- mindestens ein Oberkiefermolar, vorzugsweise ein 6er
- mindestens ein Unterkieferweisheitszahn
- konservierende Restaurationen

Daraus ergab sich eine Reduktion des zunächst 50 Patienten umfassenden Pools auf 15 Patienten. Desweiteren wurden bei jedem Patienten vorhandene anatomische Strukturen, wie das Kiefergelenk, die Kieferhöhlen und der Alveolarknochen auf mögliche Pathologien untersucht. Diese Auswahl erfolgte in Anlehnung an die zuvor beschriebenen Indikationen für eine OPTG-Aufnahme und den Empfehlungen der DGZMK Leitlinien für die Anfertigung einer DVT. Es sollte exemplarisch das gesamte Einsatzspektrum dieser Röntgentechnik wiedergespiegelt werden. Dabei wurden neben bereits etablierten Indikationen auch neue Einsatzgebiete evaluiert. Final handelte es sich um drei weibliche (20 %) und zwölf männliche (80 %) Patienten mit einem Altersdurchschnitt von 28,3 Jahren (*Übersicht Patientendaten: Tab. 3 und 4, Anhang*).

Die Studie wurde von der Ethikkommission der medizinischen Fakultät zu Köln (Nr. 5-2111) genehmigt. Die Patienten wurden über die Studie aufgeklärt und eine schriftliche Einverständniserklärung eingeholt.

### 2.3 Datenerfassung und statistische Analyse

Die Befundung wurde an einer Befundungsstation durchgeführt (Abb 10). Diese umfasst einen kalibrierten Befundungsmonitor und einen Rechner (Superga-VGA Computer, Bildschirmdiagonale von 15 Zoll, Auflösung von 1024 x 1280 Bildpunkten und eine 32-bit-Architektur) welche laut DIN V 6868-57 und QS-Richtlinie für die radiologische Befundung zugelassen sind.

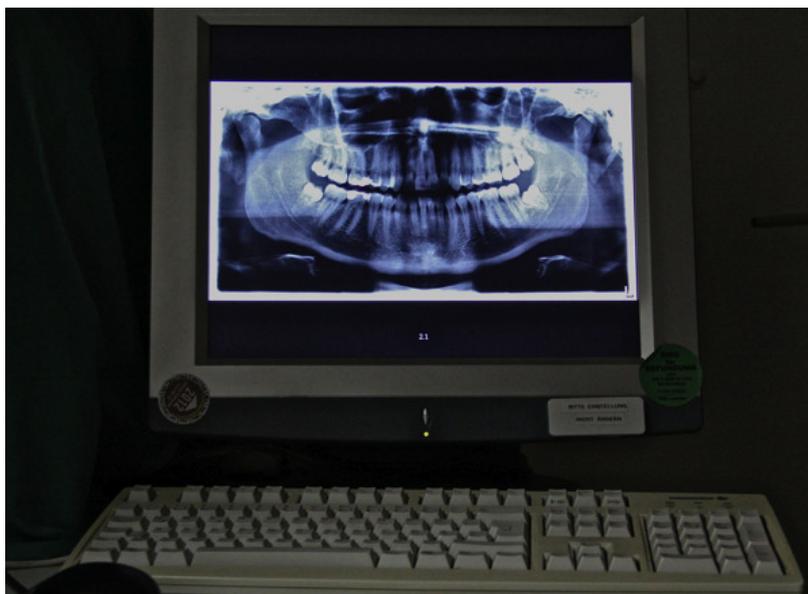


Abb. 10: Aufbau der Befundungsstation innerhalb des dafür vorgesehenen Diagnose-  
raumes.

Für die Visualisierung der OPTG-Bilder wurde die Sidexis-Software in der Version 1.11 (Sirona Dental Systems Inc., Bensheim) verwendet, entsprechend zum dazugehörigen Orthophos Multipuls-Gerät. Bei den DVT-Datensätzen wurden ausschließlich die mittels der GALILEOS-Software generierten Panoramiaschichtaufnahmen verwendet. Diese Software generiert automatisch Bilder mit optimierter Voreinstellung in Bezug auf Helligkeit, Kontrast und im Falle der DVT-OPTGs auch die Ausprägung des parabelförmigen Zahnbogens, d.h. den Befundern war es im Nachhinein nicht möglich diese zu verän-

dern. Auf die dreidimensionalen Ansichten wurde in dieser Studie nicht eingegangen. Die Befundung fand in einem speziell für röntgenologische Diagnostik eingerichteten Raum statt, welcher über eine Fensterabdunkelung verfügte, um für alle Befunder einheitliche Bedingungen zu schaffen.

Um die diagnostische Wertigkeit der zwei Aufnahmetechniken zu ermitteln, wurden insgesamt 30 Panoramaschichtaufnahmen zehn verschiedenen Befundern nacheinander gezeigt (Abb. 11a und b).



Abb. 11a und b: Exemplarisches Beispiel eines von insgesamt 15 korrespondierenden Bildpaaren, welche den Befundern in individuell randomisierter Reihenfolge präsentiert wurde. Die Abbildung 11a zeigt das konventionelle OPTG, auf der Abbildung 11b ist das 3D-generierte OPTG zu erkennen.

Zusätzlich wurde ein Fragebogen erstellt (*siehe 6.1, Anhang*), welcher zu jedem der insgesamt 30 Röntgenbilder auszufüllen war. Die dabei zu bewertenden Kriterien sollten ein breites Indikationsspektrum von OPTGs und DVTs in der Zahnheilkunde abdecken, um einen möglichst umfangreichen Vergleich zwischen konventionellem und 3D-generiertem OPTG ziehen zu können und so eine aussagekräftige Antwort zu erhalten. Die Auswahl der Fragen wurde daher sowohl in Anlehnung an die zuvor beschriebenen Indikationen für eine OPTG-Aufnahme als auch gemäß der S1-Leitlinie der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) für die Anfertigung einer DVT gewählt, wobei neben bereits etablierten Indikationen auch neue Einsatzgebiete evaluiert wurden.

Bei der Auswertung sollten nicht die einzelnen Ergebnisse im Vordergrund stehen, sondern eine umfassende Aussage zur diagnostischen Wertigkeit mit Stärken und Schwächen der jetzigen Technik getätigt werden.

Es handelte sich sowohl bei OPTG als auch DVT-generierter Panoramaschichtaufnahme um jeweils die gleichen Fragen, welche auf Therapieplanung, Diagnostik von Pathologien, Bewertung von konservierenden Restaurationen, Bildqualität und das Vorhandensein von Artefakten eingingen.

Die Fragen zur Therapieplanung, Pathologien und Restaurationen konnten jeweils mit „ja“, „nein“, „nicht beurteilbar“, beantwortet werden.

Des Weiteren wurde zu jeder Frage eine Note zwischen 1 und 5 vergeben, welche die allgemeine Diagnosemöglichkeit des jeweiligen Röntgenbildes widerspiegeln sollte. Der Notenwert 1 stand dabei für eine sehr gute Darstellung, die Note 5 wiederum für eine sehr schlechte bzw. nicht beurteilbare Abbildung.

Zu den Fragen bzgl. des Bildeindruckes waren Bewertungen zu den Faktoren Bildrauschen, Formschärfe und Bildkontrast mit „sehr gut“ (1), „befriedigend“ (2) und „schlecht“ (3) abzugeben.

Im Falle der Artefakte wurden lediglich Art und Lokalisation benannt, sofern der Befunder sich durch diese bei der Diagnose eingeschränkt fühlte. Als Hilfe wurde den Befun-

dern eine Vorauswahl an möglichen Artefakten vorgegeben. Diese bestand aus häufig vorkommenden, bekannten Artefakten bei sowohl klassischer PSA als auch DVT:

- Lufteinschlüsse zwischen Zunge und Gaumen
- Lufteinschlüsse zwischen Kieferhöhle und Epipharynx
- Weichteiladdition bzw. –subtraktion
- Bewegungsartefakte
- Schichtebenenfehler (Lage der abzubildenden Struktur außerhalb der aufgenommenen Schicht)
- Metallartefakte
- Störende Überlagerung durch Wirbelsäule oder Aufbisshalter

Die Abbildungen wurden für die Befunder verblindet und die Reihenfolge der einzelnen Bilder randomisiert, so dass für jeden Befunder eine individuelle Reihenfolge der Abbildungen erstellt, zusammengehörige Bildpaare nicht standardmäßig einander folgten und jedes einzelne Bild unterschiedliche frühe bzw. späte Positionen innerhalb der Befragung einnahm. Durch die Verblindung und individuelle Durchmischung der Röntgenbilder sollte der direkte Vergleich zwischen den zwei Abbildungen eines Patienten vermieden werden, um zu verhindern, dass sich der Befunder an bereits gesehene Strukturen erinnert und subjektiv die Bewertung der folgenden Aufnahme beeinflusst.

Für die Studie wurden zehn Befunder ausgesucht. Bei fünf handelte es sich um examinierte Zahnärzte mit einer Berufserfahrung unter einem Jahr und ohne täglichen Umgang mit DVT-Aufnahmen, welche daher als unerfahren eingestuft wurden. Bei den anderen fünf Befundern handelte es sich um in der dentalen und maxillofazialen Radiologie erfahrene Behandler, wobei sich die Gruppe aus einem Zahnarzt für Prothetik, zwei Kieferorthopäden und zwei Oralchirurgen zusammensetzte. Die auf diese Art simulierte Situation sollte einerseits den realistischen Alltag in der Zahnmedizin widerspiegeln, andererseits handelt es sich um eine qualitätssichernde Maßnahme, die einer möglichen Verzerrung durch den Erfahrungsgrad mit den jeweiligen Aufnahmetechniken vorbeugen sollte.

Im Schnitt brauchten die Befunder ca. eine Stunde um die je nach Antwortkombination 32-34 Fragen pro Bildpaar (insgesamt 480-510 Fragen) zu beantworten.

Die gewonnenen Daten wurden statistisch ausgewertet, um die Arbeitshypothese zu belegen. Für ein positives Ergebnis bzw. eine sehr deutliche Darstellung wurde der Wert 1 angenommen, für ein negatives Ergebnis bzw. eine undeutliche Darstellung der Wert 0 und im Falle einer nicht möglichen Beurteilung der Wert 2. Die vergebenen Noten wurden jeweils mit ihrem Zahlenwert in die statistische Analyse aufgenommen. Die Evaluation der Daten erfolgte zunächst mittels Windows Microsoft Excel Version 12.0 1997 (Microsoft Inc., Redmond, Washington, USA). Diese wurden in die SPSS Statistiksoftware in der Version 20.0 für Windows (SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA) transferiert und ausgewertet. Aus den vergebenen Noten wurden Mittelwerte und Standardabweichungen errechnet. Die übrigen Antworten wurden quantitativ erfasst und mittels Kreuztabellen verglichen. Zusätzlich wurde bei allen Aussagen der Unterschied zwischen den erfahrenen und unerfahrenen Befundern analysiert.

Um Unterschiede und eventuelle Signifikanzen zwischen den Bewertungen der einzelnen Bildgebungsmodalitäten bzw. zwischen den zwei verschiedenen Untersuchungsgruppen festzustellen, wurde der t-Test bei unabhängigen Stichproben verwendet. Das Signifikanzniveau wurde mit  $<0,05$  angenommen.

Die Auswahl des Studiendesigns fand in Anlehnung an eine Arbeit mit ähnlicher Fragestellung von Mischkowski et al. (2007b) statt und wurde individuell für diese Studie modifiziert.

Sowohl das Studiendesign als auch die statistische Analyse wurde durch das Institut für Medizinische Biometrie, Informatik und Epidemiologie (IMBIE) der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn mitverfolgt und überprüft.

### 3. Ergebnisse

Bei den hier vorgestellten Ergebnissen wurde lediglich auf das primäre Studienziel, den direkten Vergleich zwischen konventionellem OPTG und DVT-OPTG eingegangen.

Ferner wurden die Bewertungen der Untersucher in Abhängigkeit ihres Erfahrungsgrades evaluiert (*Tabellarische Darstellung im Anhang, Tab. 5-13*). Die Bewertungen der Untersucher bezogen auf die einzelnen Bilder jedes Patienten wurden ebenfalls berücksichtigt. Da diese Überprüfung nur einen qualitätssichernden Charakter hat, wurden sie an dieser Stelle nicht näher aufgeführt, jedoch in *Tabelle 14* im Anhang dargestellt.

Aus Gründen der Übersicht wurde die Abkürzung „DVT“ im Ergebnisteil und in den Graphiken und Tabellen als Synonym für das DVT-OPTG verwendet.

Der Aufbau des Ergebnisteils orientierte sich primär an dem verwendeten Fragebogen (*siehe 7.1, Anhang*). Innerhalb des jeweiligen Abschnittes gilt folgende Gliederung:

- Für die Fragen 1a-6a erfolgte eine Notenvergabe, welche die allgemeine Diagnosemöglichkeit des Bildes widerspiegeln sollte.  
Zunächst wurden die Ergebnisse aller Befunder, dann die der erfahrenen und der unerfahrenen Befunder dargestellt.
- Die Fragen 1-6 erfassten quantitative Aussagen zu der jeweiligen Fragestellung. Auch hier erfolgte zunächst wieder die Darstellung der Antworten aller Befunder, dann die der Erfahrenen und der Unerfahrenen.  
Desweiteren wurden die bei OPTG und DVT übereinstimmenden Aussagen aufgeführt.
- Die Fragen 7a-7c zeigten die Ergebnisse der Notenvergabe der drei Kategorien aus dem Bereich des subjektiven Bildeindrucks.  
Wieder erfolgte zunächst die Darstellung der Ergebnisse aller Befunder, dann der Erfahrenen und der Unerfahrenen.
- Bei Frage acht wurde sowohl für OPTG, als auch DVT die Anzahl der Artefakte für alle, für die erfahrenen und unerfahrenen Befunder erfasst.  
Zudem wurden durch Frage 8a jeweils die drei häufigsten Artefaktarten evaluiert.

### 3.1 Therapieplanung

#### 3.1.1 Beziehung Oberkiefermolar zur Kieferhöhle

Die allgemeine Diagnosemöglichkeit wurde für das OPTG im Mittel mit 2,66 ( $\pm$  0,81) bewertet, für die DVT mit 3,69 ( $\pm$  0,913). Der t-Test bei unabhängigen Stichproben ergab dabei einen hochsignifikanten Unterschied von  $p < 0,01$ .

Vergleicht man die Bewertungen der zwei Befundergruppen ergab sich für das OPTG ein Mittelwert von 2,60 ( $\pm$  0,771) für die erfahrenen Untersucher und für die Unerfahrenen von 2,72 ( $\pm$  0,847), d.h. es kam zu keinem signifikanten Unterschied der Benotung zwischen den Gruppen ( $p = 0,308$ ).

Die DVT-Aufnahmen bewerteten die Erfahrenen im Mittel mit 3,71 ( $\pm$  0,912) und die Unerfahrenen mit 3,67 ( $\pm$  0,92), d.h. es stellte sich ebenfalls kein signifikanter Unterschied heraus ( $p = 0,783$ ). Betrachtet man die Aussagen innerhalb der zwei Befundergruppen, wurden sowohl bei den Erfahrenen als auch Unerfahrenen die OPTGs hochsignifikant besser ( $p < 0,001$ ) bewertet als die DVTs (Abb. 12 und 13).

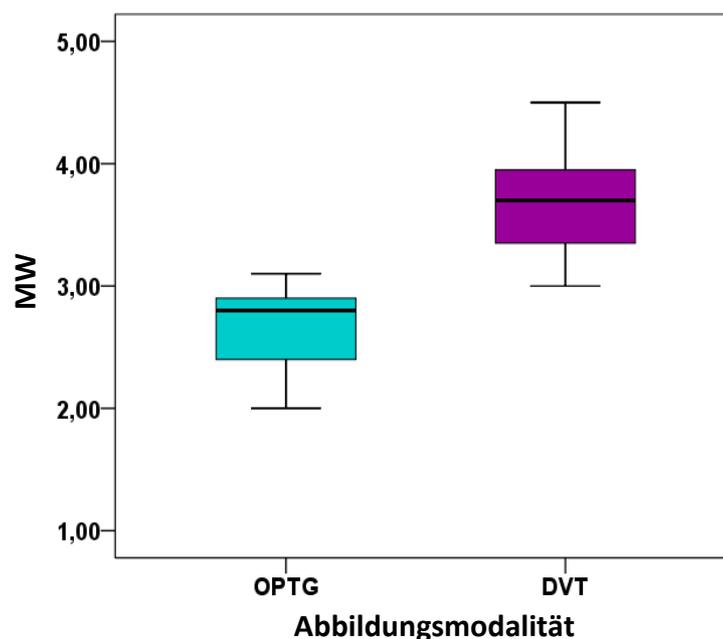


Abb. 12: Boxplotdiagramm zur Bewertung der allgemeinen Diagnosemöglichkeit aller Befunder bzgl. der Erkennung von Komplikationen in Zusammenhang mit dem N. alveolaris inf. bei einer Extraktion eines UK-Weisheitszahnes für OPTG und DVT-OPTG (Frage 1a).

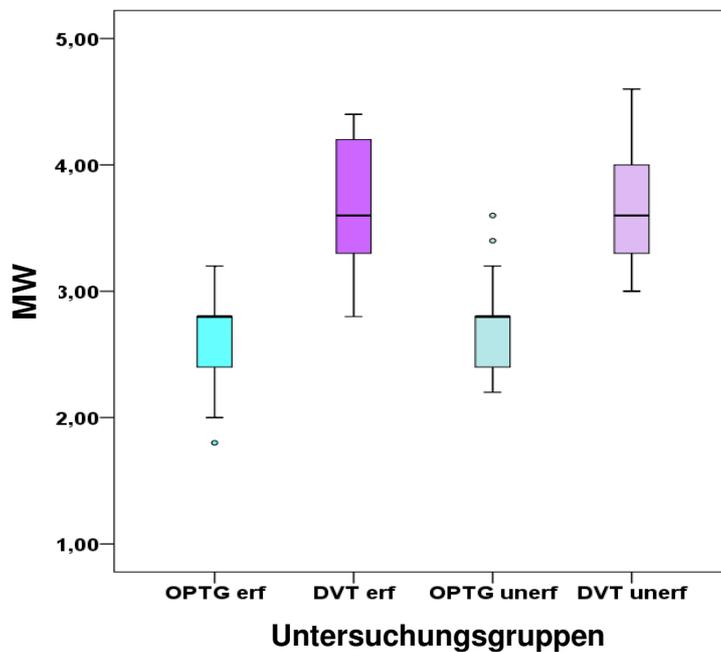


Abb. 13: Boxplotdiagramm zur Bewertung der allgemeinen Diagnosemöglichkeit der erfahrenen und unerfahrenen Befunder bzgl. der Erkennung von Komplikationen in Zusammenhang mit dem N. alveolaris inf. bei einer Extraktion eines UK-Weisheitszahnes für OPTG und DVT-OPTG (Frage 1a).

Die Erkennung möglicher Komplikationen bei der Extraktion eines OK-Molaren bezogen auf die Kieferhöhle (Tab. 1) wurde für die OPTG-Aufnahmen viermal (2,7 %) „nicht beurteilbar“ angegeben. Bei den DVT-Aufnahmen wurde 29-mal (19,3 %) diese Antwort gegeben.

Dabei stammten jeweils zwei Aussagen von erfahrenen bzw. unerfahrenen Befundern bei den OPTGs, bei den DVTs wurden 15 Aussagen der Erfahrenen und 14 Aussagen der Unerfahrenen so angegeben.

Frage1	gesamt	erfahren	unerfahren
OPTG	4 (2,7 %)	2 (50 %)	2 (50 %)
DVT	29 (19,3 %)	15 (51,7 %)	14 (48,3 %)

Tab. 1: Deskriptive Statistik zur Darstellung der Häufigkeiten zur eingeschränkten Beurteilungsmöglichkeit.

Insgesamt stimmen bei dieser Fragestellung 106 von 150 möglichen Aussagen (70,7 %) aller Befunder bezogen auf die OPTG- und die entsprechenden DVT-Aufnahmen überein, 44 Aussagen (29,3 %) wichen voneinander ab. In drei Fällen waren sich die Befunder einig, dass das Bild nicht beurteilt werden könne (Tab. 2).

Frage1	nein	ja	nicht beurteilbar	gesamt
OPTG und DVT	26	77	3	106 (70,6 %)

Tab. 2: Deskriptive Statistik zur Anzahl der bei OPTG und DVT-OPTG übereinstimmenden Aussagen aller Befunder.

### 3.1.2 Beziehung Unterkiefer-8er zum Mandibularkanal

Für diese Fragestellung ergab sich ein Mittelwert von 2,51 ( $\pm 0,888$ ) für das OPTG und für das DVT ein Wert von 3,69 ( $\pm 0,913$ ). Dies führte zu einem signifikanten Unterschied von  $p < 0,01$ . Zusammengesetzt haben sich diese Ergebnisse aus den Werten der erfahrenen Befunder, welche das OPTG im Schnitt mit 2,43 ( $\pm 0,825$ ) und die DVT mit 3,73 ( $\pm 1,07$ ) bewerteten und den unerfahrenen Befundern, welche das OPTG mit 2,6 ( $\pm 0,944$ ) und die DVT mit 3,48 ( $\pm 1,005$ ) bewerteten. Bei den OPTGs ergab sich kein signifikanter Unterschied ( $p = 0,149$ ) zwischen den erfahrenen und unerfahrenen Befundern im Unterschied zu den DVTs ( $p = 0,027$ ). Innerhalb der jeweiligen Befundergruppen kam es bei der Bewertung von sowohl OPTG, als auch DVT zu einem hochsignifikanten Unterschied ( $p < 0,001$ ), d.h. die Benotung der OPTGs fiel bei allen Befundern im Mittel deutlich besser aus (Abb. 14 und 15).

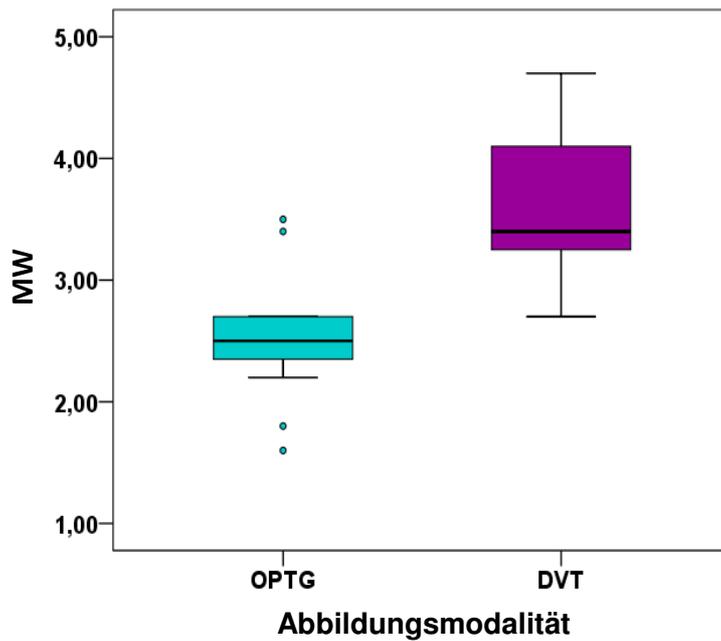


Abb. 14: Boxplotdiagramm zur Bewertung der allgemeinen Diagnosemöglichkeit aller Befunder bzgl. der Erkennung von Komplikationen in Zusammenhang mit der Kieferhöhle bei einer Extraktion eines OK-Molaren für OPTG und DVT-OPTG (Frage 2a).

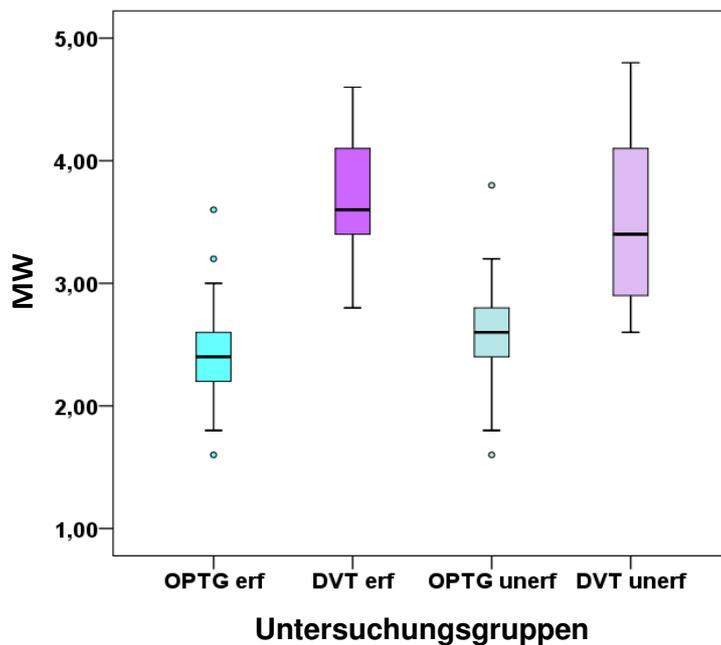


Abb. 15: Boxplotdiagramm zur Bewertung der allgemeinen Diagnosemöglichkeit der erfahrenen und unerfahrenen Befunder bzgl. der Erkennung von Komplikationen in Zusammenhang mit der Kieferhöhle bei einer Extraktion eines OK-Molaren für OPTG und DVT-OPTG (Frage 2a).

sammenhang mit der Kieferhöhle bei einer Extraktion eines OK-Molaren für OPTG und DVT-OPTG (Frage 2a).

In acht Fällen (5,3 %) gaben die Befunder für das OPTG an, das Bild nicht beurteilen zu können, bei der DVT waren es 32 Fälle (21,3 %).

Dabei handelt es sich um die Aussagen von drei Erfahrenen und fünf Unerfahrenen für das OPTG, bzw. um 17 Aussagen von Erfahrenen und 15 von Unerfahrenen für das DVT (Tab. 3).

Frage 2	gesamt	erfahren	unerfahren
OPTG	8 (5,3 %)	3 (37,5 %)	5 (62,5 %)
DVT	32 (21,3 %)	17 (53,1 %)	15 (46,9 %)

Tab. 3: Deskriptive Statistik zur Darstellung der Häufigkeiten zur eingeschränkten Beurteilungsmöglichkeit.

Es gab 107 von 150 möglichen Übereinstimmungen (71,3 %) zwischen den Bewertungen für die OPTGs und DVTs, davon sind sieben Aussagen übereinstimmend bei dem Kriterium „nicht beurteilbar“ (Tab. 4).

Frage 2	nein	ja	nicht beurteilbar	gesamt
OPTG und DVT	58	42	7	107 (71,3 %)

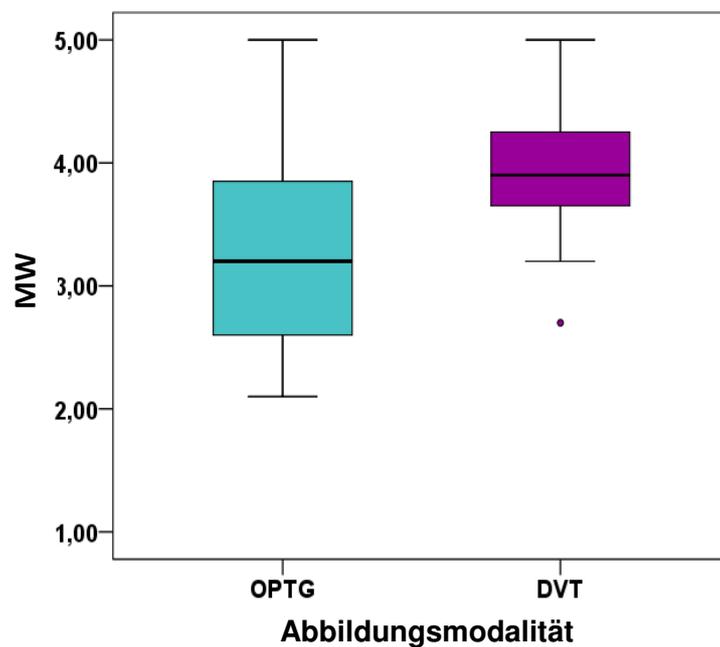
Tab. 4: Deskriptive Statistik zur Anzahl der bei OPTG und DVT-OPTG übereinstimmenden Aussagen aller Befunder.

## 3.2 Diagnostik von Pathologien

### 3.2.1 Kiefergelenk

Die allgemeine Diagnosemöglichkeit wurde im Mittel für das OPTG mit 3,32 ( $\pm 1,125$ ) bewertet, die DVT mit 3,99 ( $\pm 0,952$ ), somit ergab sich ein signifikanter Unterschied von  $p=0,012$ . Die erfahrenen Befunder gaben durchschnittlich eine Note von 3,43 ( $\pm 1,176$ )

für das OPTG und eine Note von 4,15 ( $\pm 0,996$ ) für die DVT. Die Unerfahrenen gaben Noten von 3,21 ( $\pm 1,069$ ) bzw. 3,84 ( $\pm 0,886$ ) für OPTG bzw. DVT. Hier wurde das OPTG ebenfalls ohne ( $p=0,108$ ), bzw. die DVT mit ( $p=0,013$ ) einem signifikanten Unterschied von den zwei Untersuchergruppen bewertet. Der Unterschied für die Diagnosemöglichkeit zwischen den beiden Bildgebungsmodalitäten stellte sich jedoch innerhalb beider Untersuchungsgruppen als signifikant heraus, mit  $p=0,08$  für die erfahrenen und  $p=0,028$  für die unerfahrenen Befunder (*Abb. 16 und 17*).



*Abb. 16: Boxplotdiagramm zur Bewertung der allgemeinen Diagnosemöglichkeit aller Befunder bei der Erkennung von Pathologien des Kondylus für OPTG und DVT-OP (Frage 3a).*

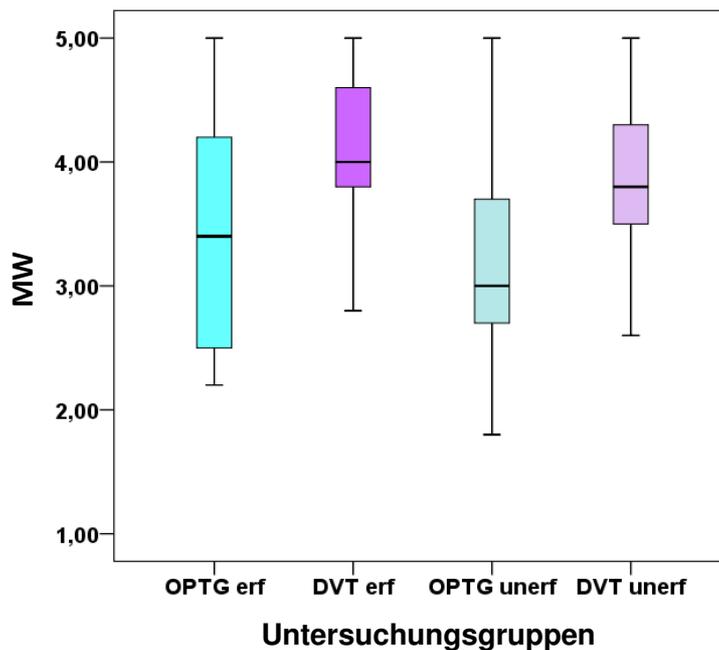


Abb. 17: Boxplotdiagramm zur Bewertung der allgemeinen Diagnosemöglichkeit der erfahrenen und unerfahrenen Befunder bei der Erkennung von Pathologien des Kondylus für OPTG und DVT-OPTG (Frage 3a).

35-mal (23,3 %) gaben die Befunder an, das OPTG nicht bewerten zu können, 60-mal (40 %) die DVT. Dabei handelt es sich um 20 Aussagen von erfahrenen bzw. 15 von unerfahrenen Befundern bei den OPTGs und 37 Aussagen erfahrener bzw. 23 Aussagen unerfahrener Befunder bei der DVTs (Tab. 5).

Frage 3	gesamt	erfahren	unerfahren
OPTG	35 (23,3 %)	20 (57,1 %)	15 (42,8 %)
DVT	60 (40 %)	37 (61,6 %)	23 (38,3 %)

Tab. 5: Deskriptive Statistik zur Darstellung der Häufigkeiten zur eingeschränkten Beurteilungsmöglichkeit.

78 von 150 Aussagen (52 %) sind bei dieser Fragestellung für die OPTGs und DVTs gleich gewählt worden. 20 von 78 Aussagen betreffen die laut Befunder nicht mögliche Beurteilbarkeit der Röntgenbilder (*Tab. 6*).

Frage 3	nein	ja	nicht beurteilbar	gesamt
OPTG und DVT	54	4	20	78 (52 %)

*Tab. 6: Deskriptive Statistik zur Anzahl der bei OPTG und DVT-OPTG übereinstimmenden Aussagen aller Befunder.*

### 3.2.2 Kieferhöhle

Die für diese Fragestellung gemittelten Noten aller Befunder ergaben für das OPTG einen Wert von 3,32 ( $\pm 1,125$ ), für die DVT 3,99 ( $\pm 0,952$ ) und somit einen signifikanten Unterschied ( $p < 0,001$ ). Zusammengesetzt haben sich diese Werte aus den durchschnittlichen Noten der erfahrenen von 3,03 ( $\pm 0,915$ ) und der unerfahrenen Befunder von 3,0 ( $\pm 0,753$ ) für die OPTGs bzw. von 4,05 ( $\pm 1,038$ ) und 3,787 ( $\pm 0,859$ ) für die DVTs. Dies ergibt für beide Fälle keinen signifikanten Unterschied (OPTG:  $p = 0,796$ , DVT:  $p = 0,115$ ). Hochsignifikant ( $p < 0,001$ ) war hingegen der Unterschied zwischen den beiden Aufnahmetechniken innerhalb der Befundergruppen (*Abb. 18 und 19*).

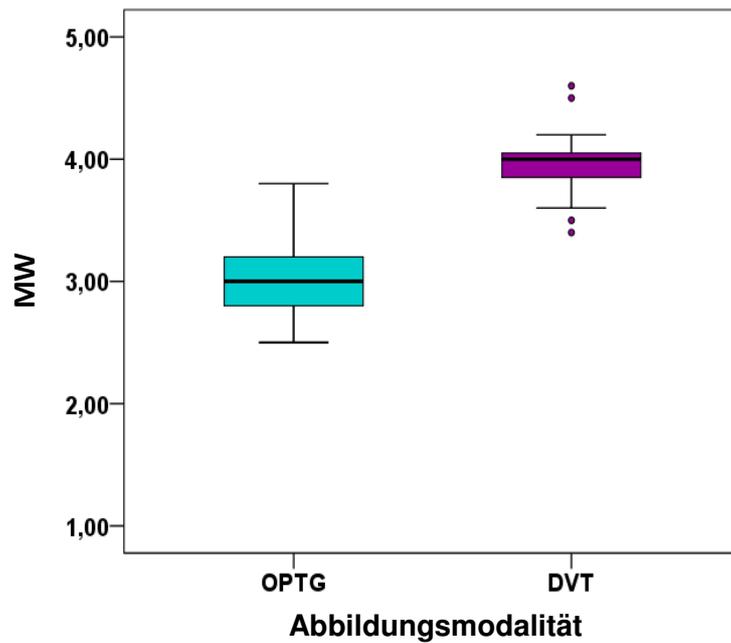


Abb. 18: Boxplotdiagramm zur Bewertung der allgemeinen Diagnosemöglichkeit aller Befunder bei der Erkennung von Pathologien der Kieferhöhle für OPTG und DVT-OPTG (Frage 4a).

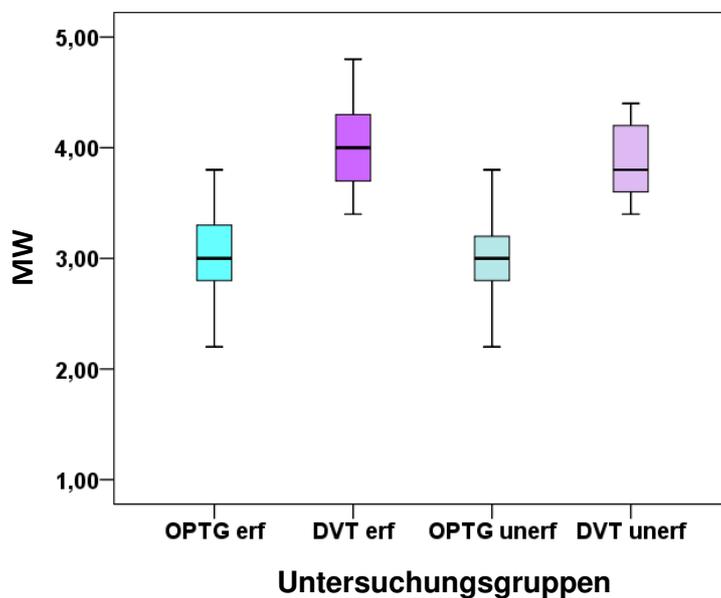


Abb. 19: Boxplotdiagramm zur Bewertung der allgemeinen Diagnosemöglichkeit der erfahrenen und unerfahrenen Befunder bei der Erkennung von Pathologien der Kieferhöhle für OPTG und DVT-OPTG (Frage 4a).

Das OPTG konnten die Befunder in elf Fällen (7,3 %) nicht bewerten, die DVT in 58 Fällen (38,7 %). Die Erfahrenen gaben dies siebenmal bei den OPTGs an und 36-mal bei den DVTs (Tab. 7).

Frage 4	gesamt	erfahren	unerfahren
OPTG	11 (7,3 %)	7 (63,6 %)	4 (36,4 %)
DVT	58 (38,7 %)	36 (62,1 %)	22 (37,9 %)

Tab. 7: Deskriptive Statistik zur Darstellung der Häufigkeiten zur eingeschränkten Beurteilungsmöglichkeit.

Zu Übereinstimmungen zwischen der Beurteilung der zwei Aufnahmemodalitäten kam es bei 72 von 150 Möglichkeiten (48 %). Nicht beurteilen konnten die Befunder in sieben gleichen Fällen (Tab. 8).

Frage 4	nein	ja	nicht beurteilbar	gesamt
OPTG und DVT	52	13	7	72 (48 %)

Tab. 8: Deskriptive Statistik zur Anzahl der bei OPTG und DVT-OPTG übereinstimmenden Aussagen aller Befunder.

### 3.2.3 Knochenabbau

Die allgemeine Darstellung der knöchernen Destruktion (Abb. 20 und 21) wurde im OPTG durchschnittlich mit 2,61 ( $\pm$  0,835) benotet, in der DVT mit 3,38 ( $\pm$  0,96), d.h. es konnte ein signifikanter Unterschied mit  $p < 0,001$  ermittelt werden. Einzeln betrachtet gaben die Erfahrenen Durchschnittsnoten von 2,45 ( $\pm$  0,827) für das OPTG und 3,44 ( $\pm$  1,017) für die DVT, die Unerfahrenen gaben im Schnitt Noten von 2,76 ( $\pm$  0,942) und 3,32 ( $\pm$  0,903) für OPTG und DVT. Die Unterschiede waren signifikant und betragen für das OPTG  $p = 0,049$  und für die DVT  $p = 0,374$  zwischen erfahrenen und unerfahrenen Befundern. Bei den Erfahrenen betrug der signifikante Unterschied  $p < 0,001$  zwischen OPTGs und DVTs, bei den Unerfahrenen  $p = 0,06$ .

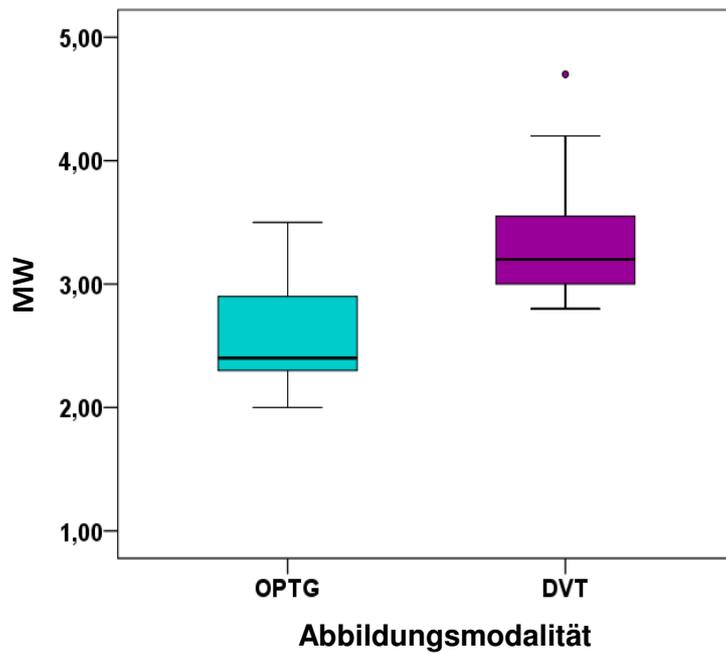


Abb. 20: Boxplotdiagramm zur Bewertung der allgemeinen Diagnosemöglichkeit aller Befunder bei der Erkennung von Knochenabbau für OPTG und DVT-OPTG (Frage 5a).

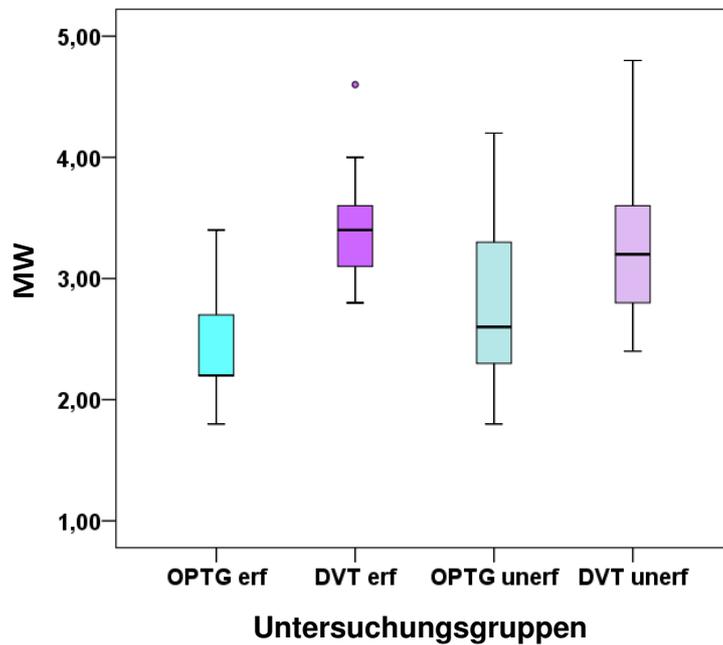


Abb. 21: Boxplotdiagramm zur Bewertung der allgemeinen Diagnosemöglichkeit der erfahrenen und unerfahrenen Befunder bei der Erkennung von Knochenabbau für OPTG und DVT-OPTG (Frage 5a).

In drei Fällen (2 %) konnte das OPTG laut Betrachter nicht befundet werden, 15-mal (10 %) die DVT. In allen drei Fällen der OPTG-Aufnahmen handelt es sich um Aussagen der unerfahrenen Betrachter. Bei den DVTs waren es acht Aussagen der Unerfahrenen und sieben Aussagen der Erfahrenen (Tab. 9).

Frage 5	gesamt	erfahren	unerfahren
OPTG	3 (2 %)	0 (0 %)	3 (100 %)
DVT 5	15 (10 %)	7 (46,7 %)	8 (53,3 %)

Tab. 9: Deskriptive Statistik zur Darstellung der Häufigkeiten zur eingeschränkten Beurteilungsmöglichkeit.

Dabei waren sich die Befunder in 97 von 150 möglichen Aussagen einig (64,6 %), zwei gleiche Aussagen gab es bzgl. der nicht möglichen Beurteilbarkeit (Tab. 10).

Frage 5	nein	ja	nicht beurteilbar	gesamt
OPTG und DVT	60	35	2	97 (64,6 %)

Tab. 10: Deskriptive Statistik zur Anzahl der bei OPTG und DVT-OPTG übereinstimmenden Aussagen aller Befunder.

### 3.3 Konservierende Restaurationen

Hierfür gab es im Durchschnitt eine Note von 2,27 ( $\pm 0,913$ ) für das OPTG, die DVT schnitt mit einem Wert von 3,79 ( $\pm 1,021$ ) ab, was ebenfalls zu einem hochsignifikanten Unterschied von  $p < 0,001$  führt. Davon bewerteten die erfahrenen Befunder die OPTG- bzw. DVT-Aufnahmen im Mittel mit 2,49 ( $\pm 0,906$ ) bzw. 3,87 ( $\pm 1,031$ ), die unerfahrenen Befunder mit 2,95 ( $\pm 0,868$ ) bzw. 3,71 ( $\pm 1,01$ ), d.h. bei den OPTGs kommt es zu einem signifikanten Unterschied von  $p = 0,001$ , bei den DVTs kommt es hingegen zu keinem signifikanten Unterschied bei  $p = 0,061$ . Innerhalb der zwei Befundergruppen kam es jeweils zu hochsignifikanten Unterschieden ( $p < 0,001$ ) zwischen den OPTGs und DVTs. (Abb. 22 und 23)

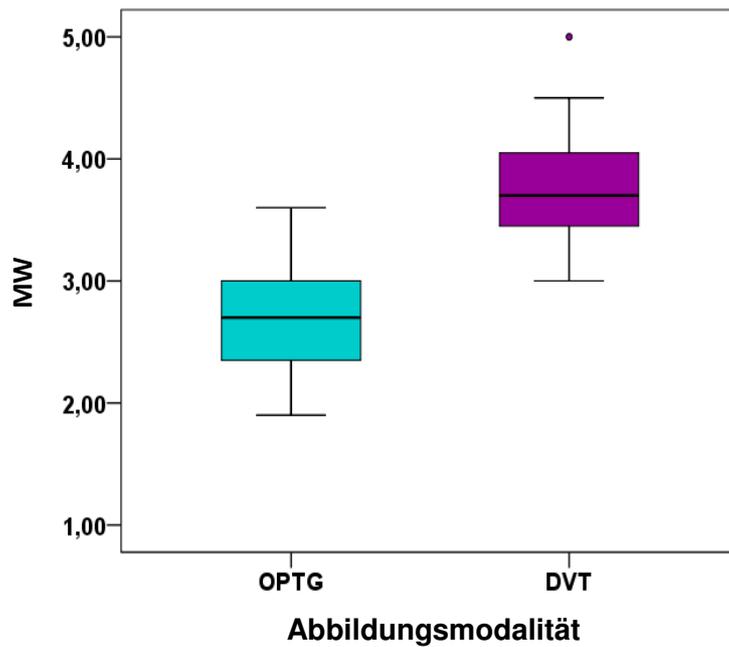


Abb. 22: Boxplotdiagramm zur Bewertung der allgemeinen Diagnosemöglichkeit aller Befunder bei der Erkennung von insuffizienten dentalen Restaurationen für OPTG und DVT-OPTG (Frage 6a).

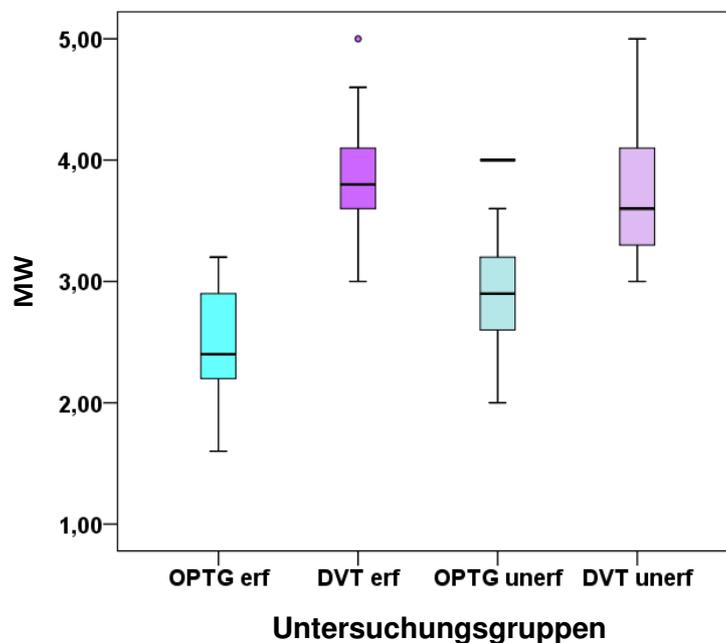


Abb. 23: Boxplotdiagramm zur Bewertung der allgemeinen Diagnosemöglichkeit der erfahrenen und unerfahrenen Befunder bei der Erkennung von insuffizienten dentalen Restaurationen für OPTG und DVT-OPTG (Frage 6a).

Bei den OPTG-Aufnahmen konnte 13-mal (8,7 %) keine Bewertung abgegeben werden, bei den DVT-Aufnahmen 41-mal (27,3 %). Zusammengesetzt haben sich diese Werte aus zwei Angaben der Erfahrenen und elf der Unerfahrenen für das OPTG, bzw. aus 22 zu 19 Angaben bei der DVT (Tab. 11).

Frage 6	gesamt	erfahren	unerfahren
OPTG	13 (8,7 %)	2 (15,3 %)	11 (84,6 %)
DVT	41 (27,3 %)	22 (53,6 %)	19 (53,6 %)

Tab. 11: Deskriptive Statistik zur Darstellung der Häufigkeiten zur eingeschränkten Beurteilungsmöglichkeit.

Zu Übereinstimmungen kam es bei dieser Fragestellung in 67 von 150 möglichen Aussagen (44,6 %), sechs davon für das Kriterium „nicht beurteilbar“ (Tab. 12).

Frage 6	nein	ja	nicht beurteilbar	gesamt
OPTG und DVT	57	4	6	67 (44,6 %)

Tab. 12: Deskriptive Statistik zur Anzahl der bei OPTG und DVT-OPTG übereinstimmenden Aussagen aller Befunder.

### 3.4 Subjektiver Bildeindruck

#### 3.4.1 Bildrauschen

Hier gab die Gesamtheit aller Befunder eine Durchschnittsnote von 1,62 ( $\pm 0,609$ ) für die OPTGs, die DVTs wurden mit einer Note von 2,7 ( $\pm 0,474$ ) bewertet. Somit ergibt sich eine Signifikanz von  $p < 0,001$  für den Unterschied zwischen den Einzelnoten.

Dabei bewerteten die Erfahrenen die OPTGs mit einer 1,64 ( $\pm 0,584$ ), die DVTs mit 2,81 ( $\pm 0,392$ ). Die Unerfahrenen vergaben für die OPTGs eine Note von 1,6 ( $\pm 0,637$ ), für die DVTs eine 2,59 ( $\pm 0,522$ ). Dies ergab für die OPTGs keinen signifikanten Unterschied mit  $p = 0,55$ , im Gegensatz zu den DVTs mit  $p = 0,001$ . Innerhalb der Befundergruppen bewerteten sowohl die Erfahrenen, als auch die unerfahrenen das OPTG signifikant besser ( $p < 0,001$ ) (Abb. 24 und 25).

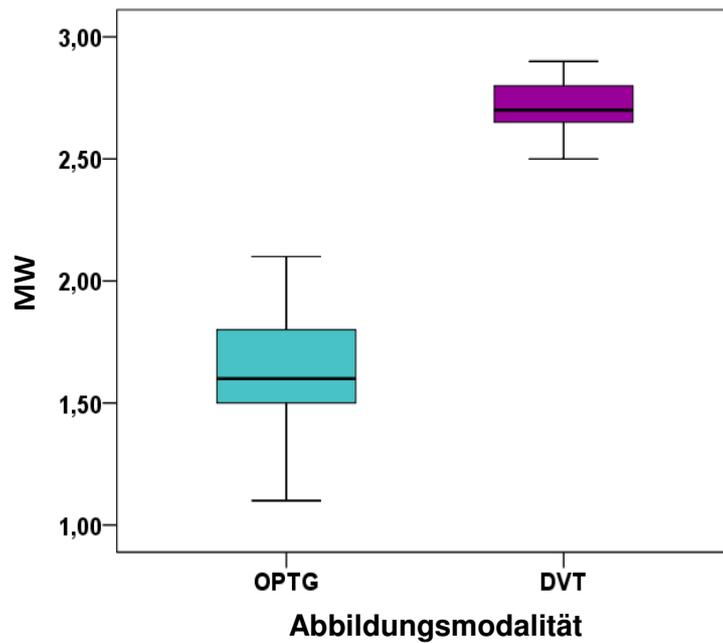


Abb. 24: Boxplotdiagramm zur Bewertung des subjektiven Bildeindrucks aller Befunder bei der Beurteilung des Parameters Bildrauschen für OPTG und DVT-OPTG (Frage 7a).

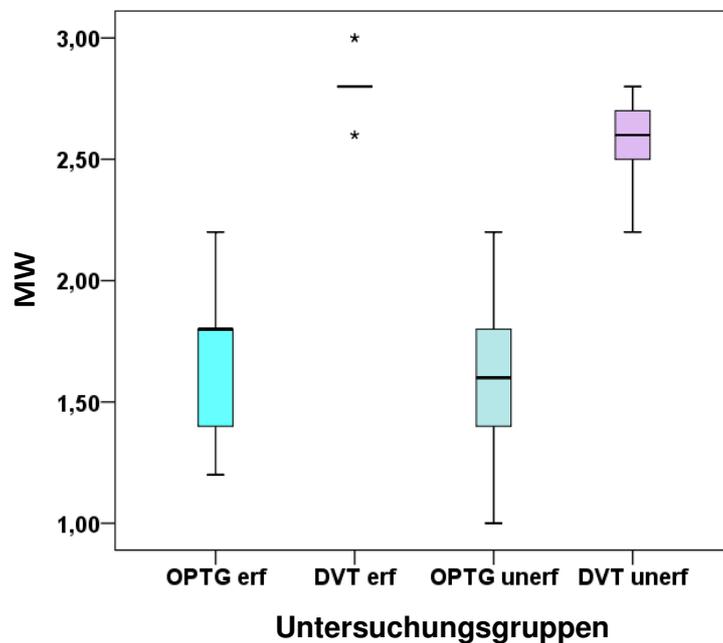
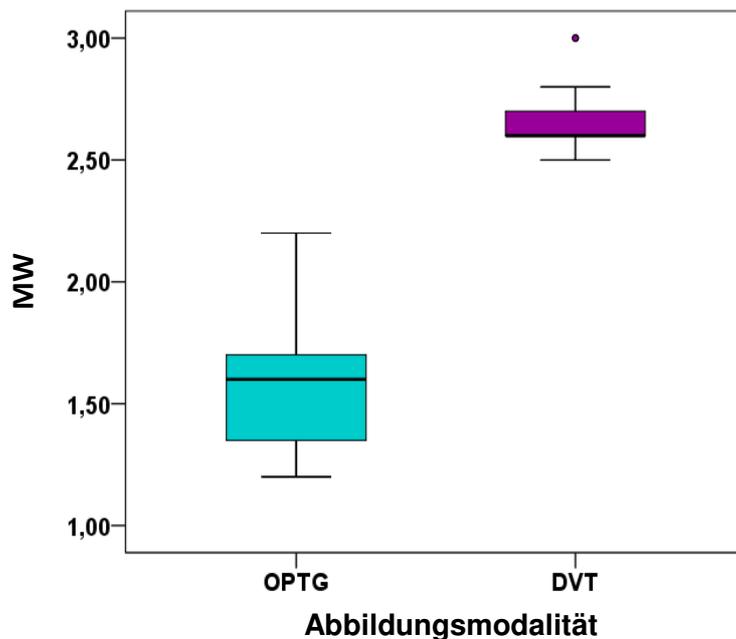


Abb. 25: Boxplotdiagramm zur Bewertung des subjektiven Bildeindrucks der erfahrenen und unerfahrenen Befunder bei der Beurteilung des Parameters Bildrauschen für OPTG und DVT-OPTG (Frage 7a).

### 3.4.2 Formschärfe

Die OPTGs wurden von allen Befundern durchschnittlich mit der Note 1,59 ( $\pm 0,604$ ) bewertet, die DVTs mit 2,67 ( $\pm 0,485$ ), was einen signifikanten Unterschied bedeutet ( $p < 0,01$ ). Aufgeschlüsselt ergibt sich für die Erfahrenen die Note 1,47 ( $\pm 0,533$ ) für die OPTGs, für die DVTs 2,67 ( $\pm 0,502$ ), bzw. für die Unerfahrenen 1,71 ( $\pm 0,632$ ) für die OPTGs, für die DVTs 2,68 ( $\pm 0,47$ ). Dabei kam es zu einem signifikanten Unterschied ( $p = 0,004$ ) bei den OPTGs, dies konnte bei den DVTs nicht festgestellt werden ( $p = 0,872$ ). Auch hier wurde das OPTG von beiden Befundergruppen mit einem signifikanten Unterschied ( $p < 0,001$ ) besser bewertet (*Abb. 26 und 27*).



*Abb. 26: Boxplotdiagramm zur Bewertung des subjektiven Bildeindrucks aller Befunder bei der Beurteilung des Parameters Bildschärfe für OPTG und DVT-OPTG (Frage 7b).*

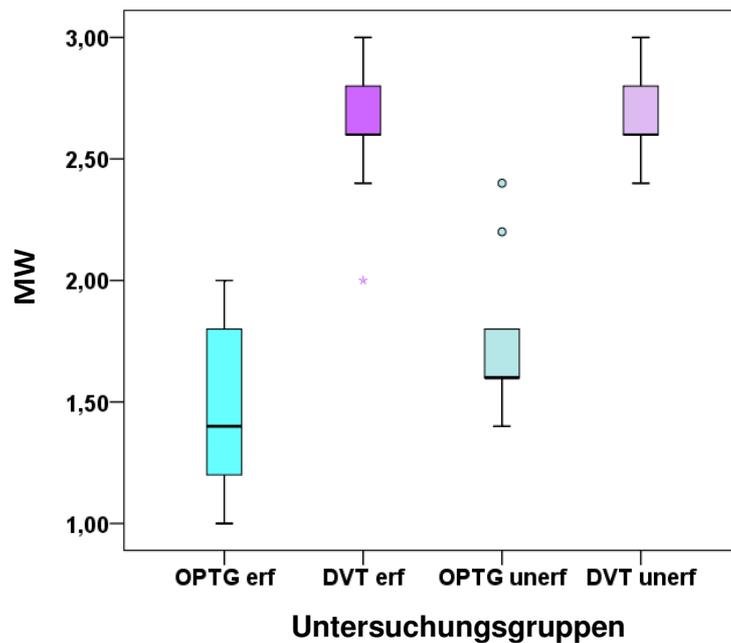


Abb. 27: Boxplotdiagramm zur Bewertung des subjektiven Bildeindrucks der erfahrenen und unerfahrenen Befunder bei der Beurteilung des Parameters Bildschärfe für OPTG und DVT-OPTG (Frage 7b).

#### 4.4.3 Bildkontrast

Hier wurden die OPTGs im Schnitt mit  $1,53 (\pm 0,609)$ , die DVTs mit  $2,44 (\pm 0,585)$  bewertet. Der Unterschied zwischen den Bewertungen ist somit hochsignifikant ( $p < 0,001$ ). Die Erfahrenen vergaben dabei im Mittel die Note  $1,56 (\pm 0,598)$  für die OPTGs und  $2,51 (\pm 0,554)$  für die DVTs, wohingegen die Unerfahren die OPTGs mit  $1,51 (\pm 0,623)$  bewerteten, die DVTs mit  $2,37 (\pm 0,61)$ . Bei der Berechnung der Signifikanz ergab es für die OPTGs  $p = 0,573$ , für die DVTs  $p = 0,007$  und für den Unterschied in den Befundergruppen jeweils  $p < 0,001$  (Abb. 28 und 29).

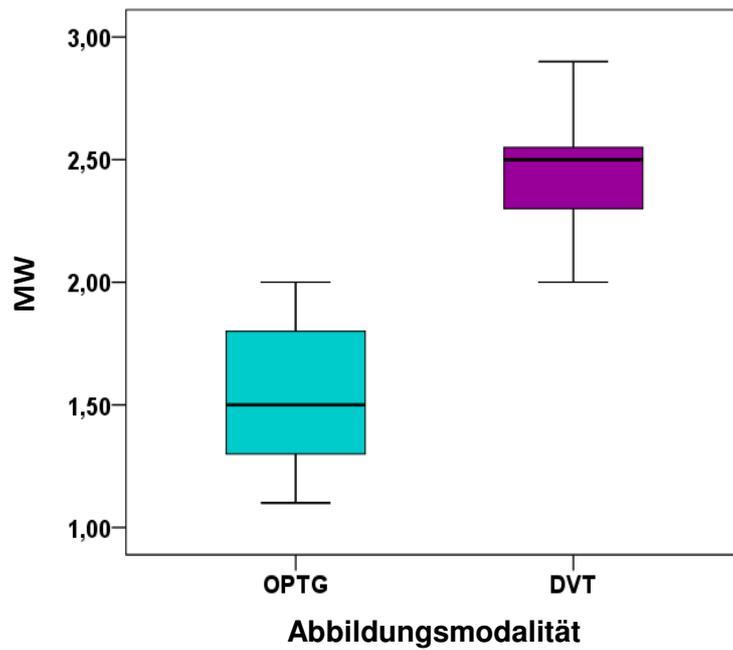


Abb. 28: Boxplotdiagramm zur Bewertung des subjektiven Bildeindrucks aller Befunder bei der Beurteilung des Parameters Bildkontrast für OPTG und DVT-OPTG (Frage 7c).

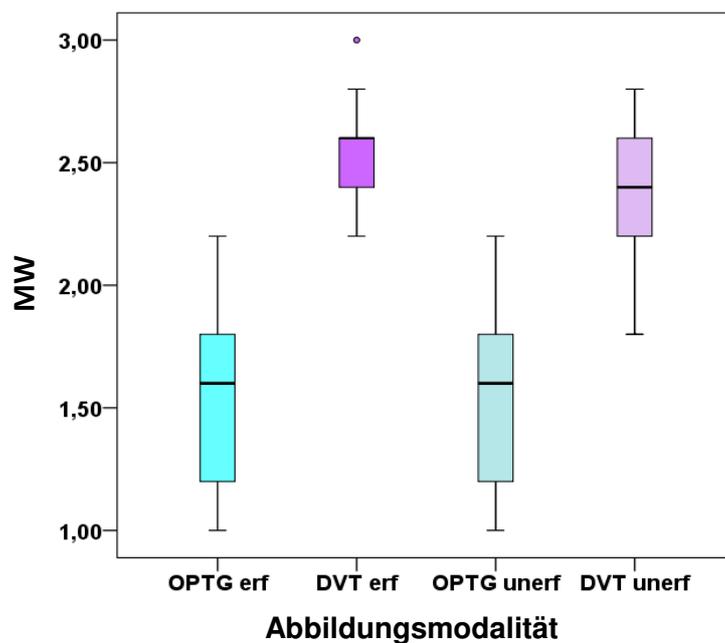


Abb. 29: Boxplotdiagramm zur Bewertung des subjektiven Bildeindrucks der erfahrenen und unerfahrenen Befunder bei der Beurteilung des Parameters Bildkontrast für OPTG und DVT-OPTG (Frage 7c)

### 3.5 Artefakte

Bei den OPTG-Aufnahmen gab die Gesamtheit der Befunder in 40 von 150 Fällen (26,7 %) an, sich durch Artefakte in ihrer Diagnose eingeschränkt zu fühlen. Dabei handelt es sich um 28 Aussagen von erfahrenen und 12 Aussagen von unerfahrenen Befundern. Bei den DVT-Aufnahmen störten Artefakte in 97 von 150 Fällen (64 %). In 64 Fällen waren es die Erfahrenen, die zu dieser Aussage kamen, in 33 Fällen die Unerfahrenen (Tab. 13).

Frage 8	gesamt	erfahren	unerfahren
OPTG	40 (26,7 %)	28 (70 %)	12 (30 %)
DVT	97 (64,7 %)	64 (66 %)	33 (34 %)

Tab. 13: Deskriptive Statistik zur Darstellung der Häufigkeit, wie oft ein Artefakt die allgemeine Diagnosemöglichkeit aller, der erfahrenen und unerfahrenen Befunder einschränkte für OPTG und DVT-OPTG.

Im Folgenden (Tab. 14) werden die drei von den Befundern am häufigsten angegebenen Artefakte benannt. Als häufigster Grund wurde dabei für das OPTG in 17 von 40 Fällen (42,5 %) Lufteinschlüsse zwischen Zunge und Gaumen angegeben, gefolgt von Lufteinschlüssen in KH und Epipharynx in sechs Fällen (15 %) und Metallartefakte (Aufhärtung-/ Auslöschungseffekte) in fünf Fällen (12,5 %).

Bei den DVTs gaben die Befunder in 62-mal störende Metallartefakte an (41,3 %), 38-mal Schichtebenenfehler (25,3 %) und 11-mal Bewegungsartefakte (2,7 %).

Frage 8a OPTG	Lufteinschlüsse zw. Zunge & Gaumen	Lufteinschlüsse zw. KH & Epipharynx	Metallartefakte	gesamt
Anzahl	17 (42,5 %)	6 (15 %)	5 (12,5 %)	40 (26,7 %)
Frage 8a DVT	Metallartefakte	Schichtebenen- fehler	Bewegungsartefakt	gesamt
Anzahl	62 (52,5 %)	38 (32,2 %)	11 (9,3 %)	97 (64 %)

Tab. 14: Deskriptive Statistik zur Übersicht über die drei häufigsten Artefakte, welche die allgemeine Diagnosemöglichkeiten der Befunder einschränkte, für OPTG und DVT-OPTG. In der letzten Spalte ist die Gesamtanzahl aller genannten Artefakte aufgelistet.

### 3.6 Zusammenfassung

Die DVT-generierten Aufnahmen schnitten im Mittel ausnahmslos in allen Kategorien schlechter ab, als die konventionellen OPTGs. Bei der Bewertung der allgemeinen Diagnosemöglichkeit (Abb. 30) ergaben sich fast ausschließlich hochsignifikante Unterschiede ( $p < 0,001$ ). Lediglich die Frage bzgl. der Kiefergelenke wurde mit einem signifikanten Unterschied von  $p = 0,012$  bewertet.

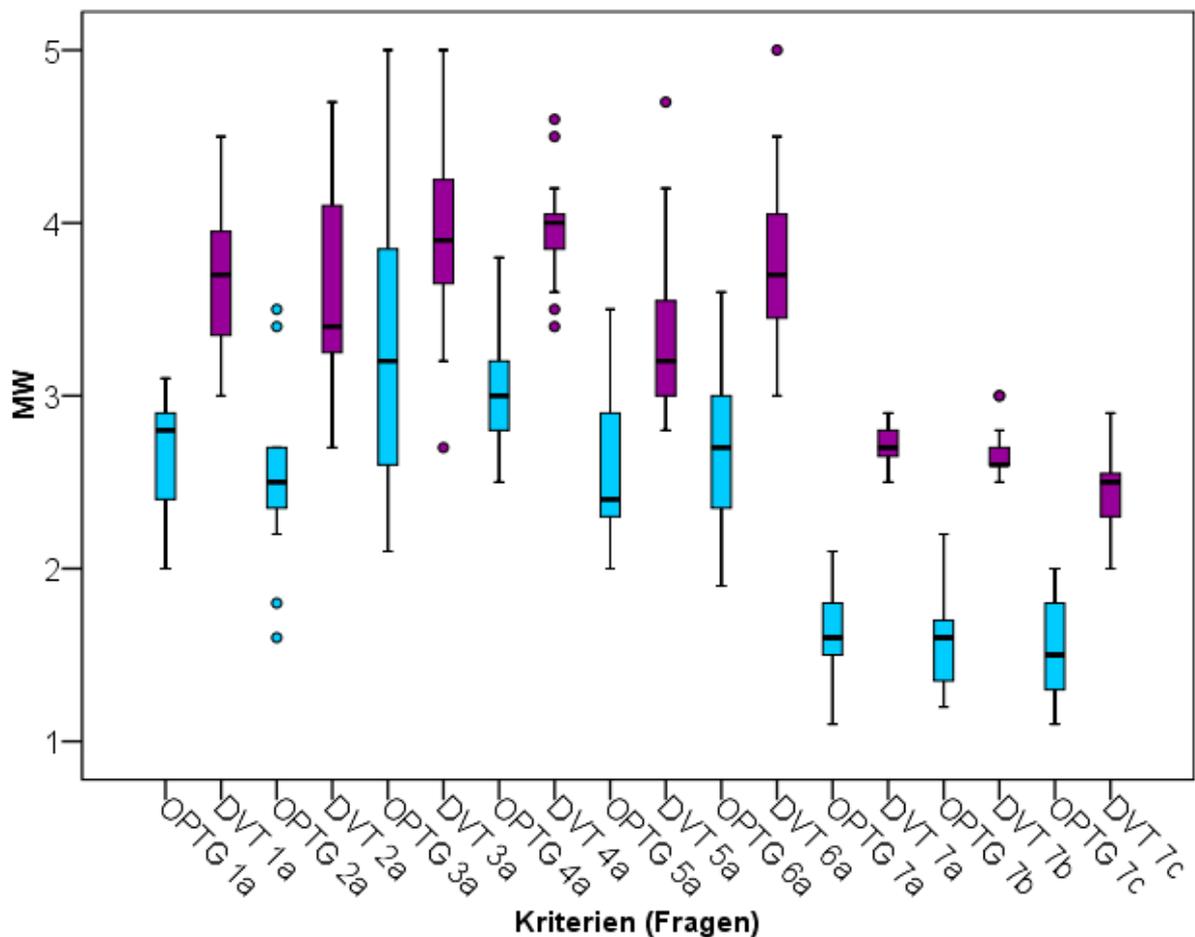
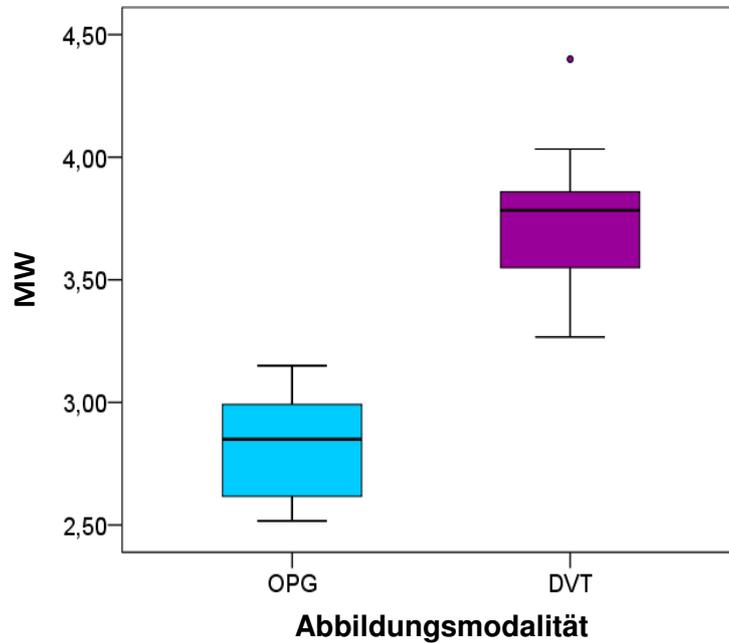


Abb. 30: Boxplotdiagramm zur Bewertung der allgemeinen Diagnosemöglichkeit aller Befunder für OPTG (türkis) und DVT-OPTG (lila) im Vergleich.

Betrachtet man die Gesamtmittelwerte sowohl aller Fragestellungen als auch aller Befunder, ergab sich für die Fragen bzgl. Diagnostik und Therapieplanung für das OPTG ein Wert von  $2,81 (\pm 0,217)$  und für das DVT ein Wert von  $3,74 (\pm 0,288)$ . Somit kam es

mit  $p < 0,001$  zu einem hochsignifikanten Unterschied zwischen den beiden Bildgebungsmodalitäten in Bezug auf diese Fragestellungen (*Abb. 31*).



*Abb. 31: Boxplotdiagramm zur Gesamtbewertung der Diagnostik- und Therapiemöglichkeiten aller Befunder für OPTG und DVT-OPTG.*

Ebenfalls kam es bei der Bewertung des Aspekts des „subjektiven Bildeindrucks“ zu einem hochsignifikanten Unterschied ( $p < 0,001$ ) zwischen konventionellen OPTGs und DVT-OPTGs. Erstere wurden von allen Befundern im Mittel mit der Note 1,58 ( $\pm 0,257$ ) bewertet, letzteres mit der Note 2,6 ( $\pm 0,136$ ) (*Abb. 32*).

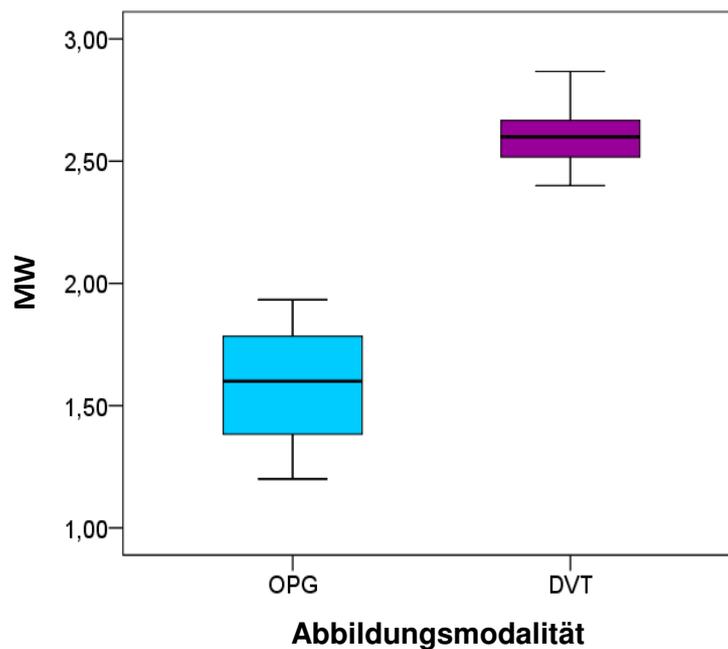


Abb. 32: Boxplotdiagramm zur Gesamtbewertung des subjektiven Bildeindrucks aller Befunder für OPTG und DVT-OPTG.

Innerhalb der zwei unterschiedlichen Befundergruppen wurden ausschließlich alle Fragen mit einem signifikanten Unterschied zwischen den beiden Bildgebungsmodalitäten beantwortet, d.h. sowohl die erfahrenen, als auch die unerfahrenen Befunder bewerteten die OPTG-Aufnahmen ausnahmslos besser als die DVT-Aufnahmen. Zudem ergab sich für fast alle Ergebnisse ein hochsignifikanter Unterschied mit  $p < 0,001$ .

Ausnahmen hiervon stellte wieder die Frage bzgl. der Kiefergelenke sowohl für die erfahrenen ( $p=0,008$ ) als auch unerfahrenen Befunder ( $p=0,028$ ) dar. Des Weiteren wurde die Frage bzgl. der Beurteilung des Knochenabbaus bei den Unerfahrenen mit einem signifikanten Unterschied von  $p=0,006$  bewertet.

Bezogen auf alle Fragen bewerteten die unerfahrenen das OPTG in fünf Fällen schlechter als die erfahrenen Befunder, welche dies nur in vier Fällen taten. Im Unterschied dazu bewerteten die Erfahrenen die DVTs mit lediglich einer Ausnahme schlechter als die Unerfahrenen.

Insgesamt gaben die Befunder für die DVTs bei allen Fragen häufiger an, das Bild bezogen auf die jeweilige Fragestellung nicht beurteilen zu können (Abb. 33). Bei den konventionellen OPTGs war dies in 8,2 % der Fall, bei den DVT-OPTGs in 30 % der Fälle.

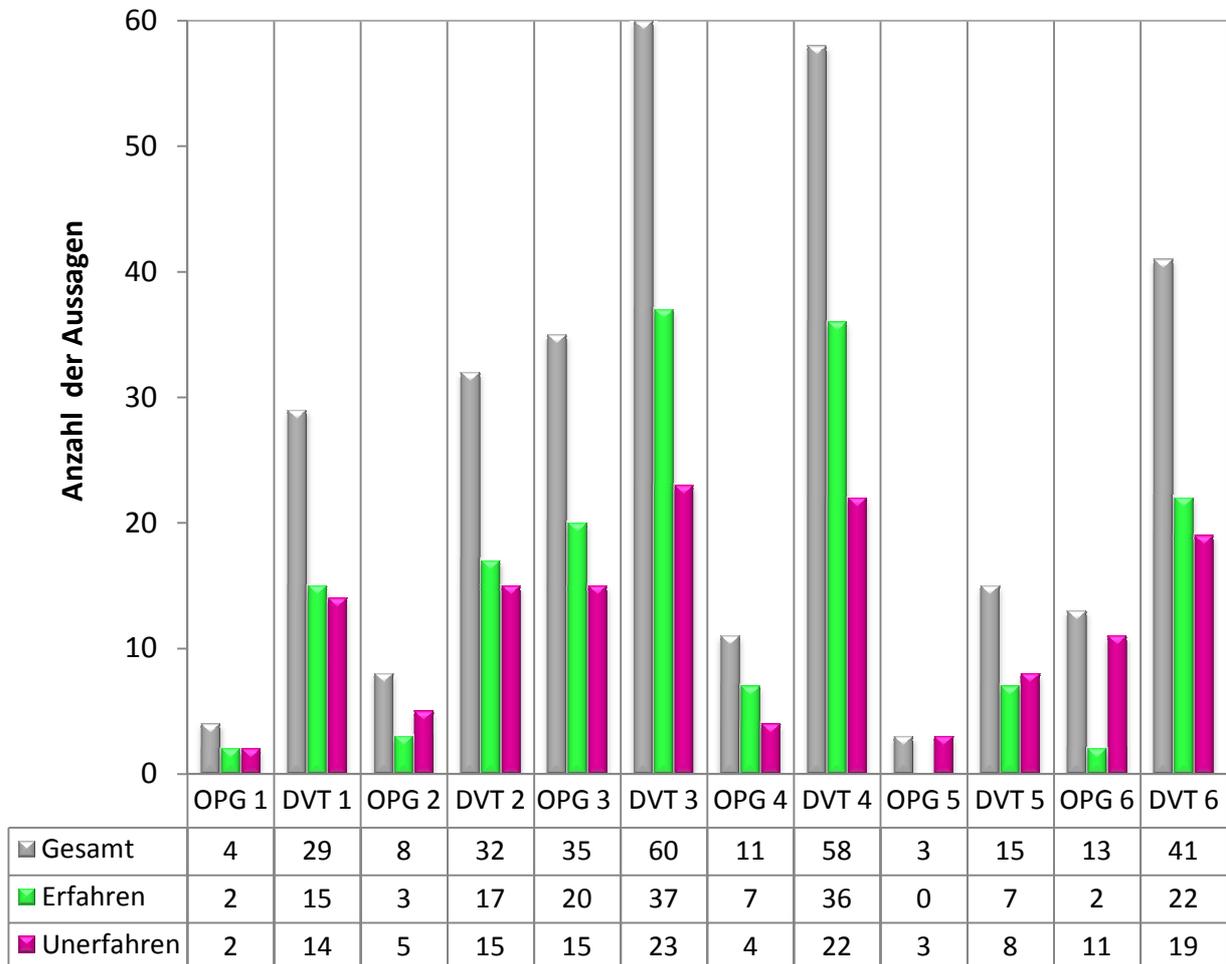


Abb. 33: Säulendiagramm zur Darstellung der Häufigkeit der Aussage „nicht beurteilbar“ aller, der erfahrenen und unerfahrenen Befunder für OPTG und DVT-OPTG.

Bei vier von sechs Fragen waren sich die Befunder in der Mehrheit ihrer Aussagen (>50 % bzw. >75 Übereinstimmungen) bezogen auf OPTG und DVT einig. Lediglich bei der Frage bzgl. der Kieferhöhlenpathologien und der Beurteilung der konservierenden Restaurationen gab es häufiger Abweichungen (Abb. 34).

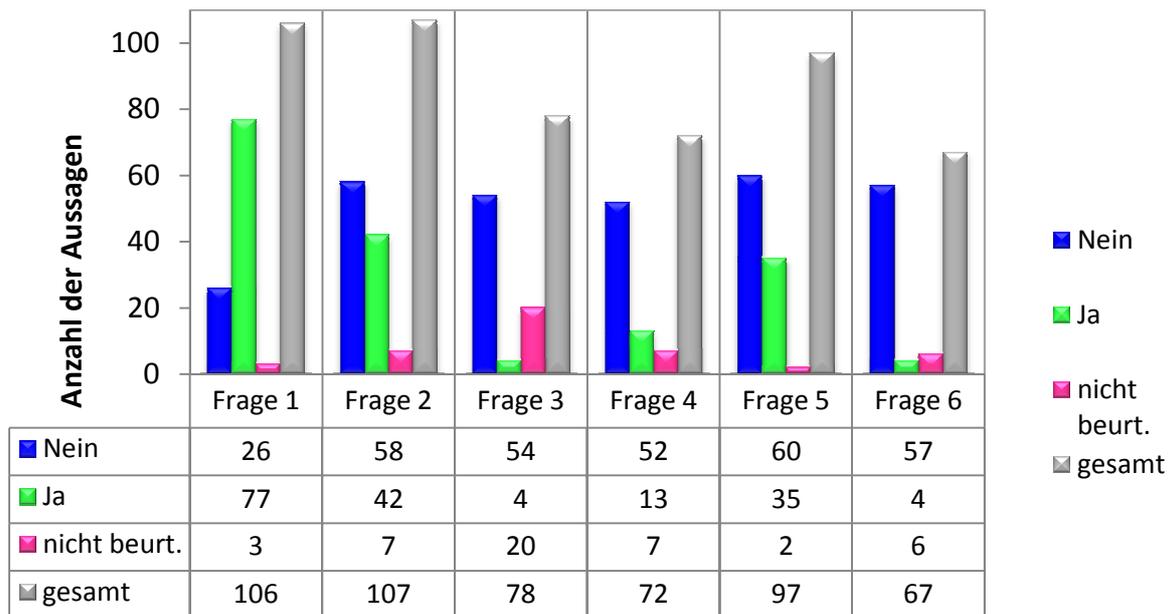


Abb. 34: Säulendiagramm zur Darstellung der Anzahl an Übereinstimmungen der Aussagen aller Befunder für OPTG und DVT-OPTG.

Die Befunder gaben bei den DVTs häufiger an, sich von Artefakten in ihrer Befundungsmöglichkeit eingeschränkt gefühlt zu haben ( $97/150 = 64,7\%$ ), als bei den OPTGs ( $40/150 = 26,7\%$ ). Dabei gaben dies für beide Aufnahmetechniken häufiger die Erfahrenen an (OPTG:  $28/40 = 70\%$ , DVT:  $64/97 = 65,9\%$ ) (Abb 35).

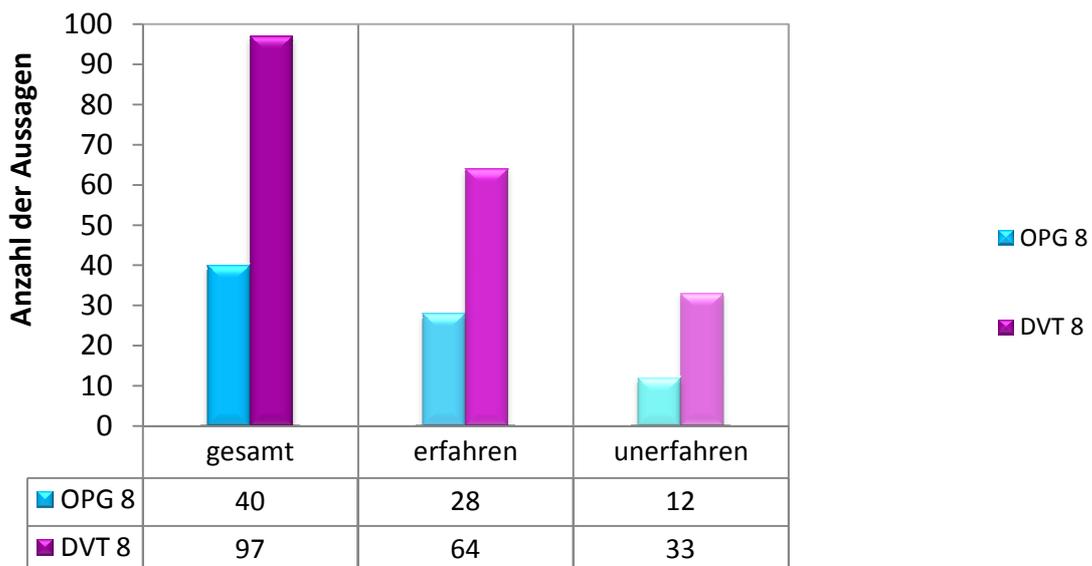


Abb. 35: Säulendiagramm zur quantitativen Darstellung der Anzahl an Einschränkung in der Diagnosemöglichkeit durch Artefakte bei OPTG und DVT-OPTG.

Abbildung 36 stellt sowohl für OPTG, als auch für DVT die Gesamthäufigkeit und die drei häufigsten Angaben für störende Artefakte dar.

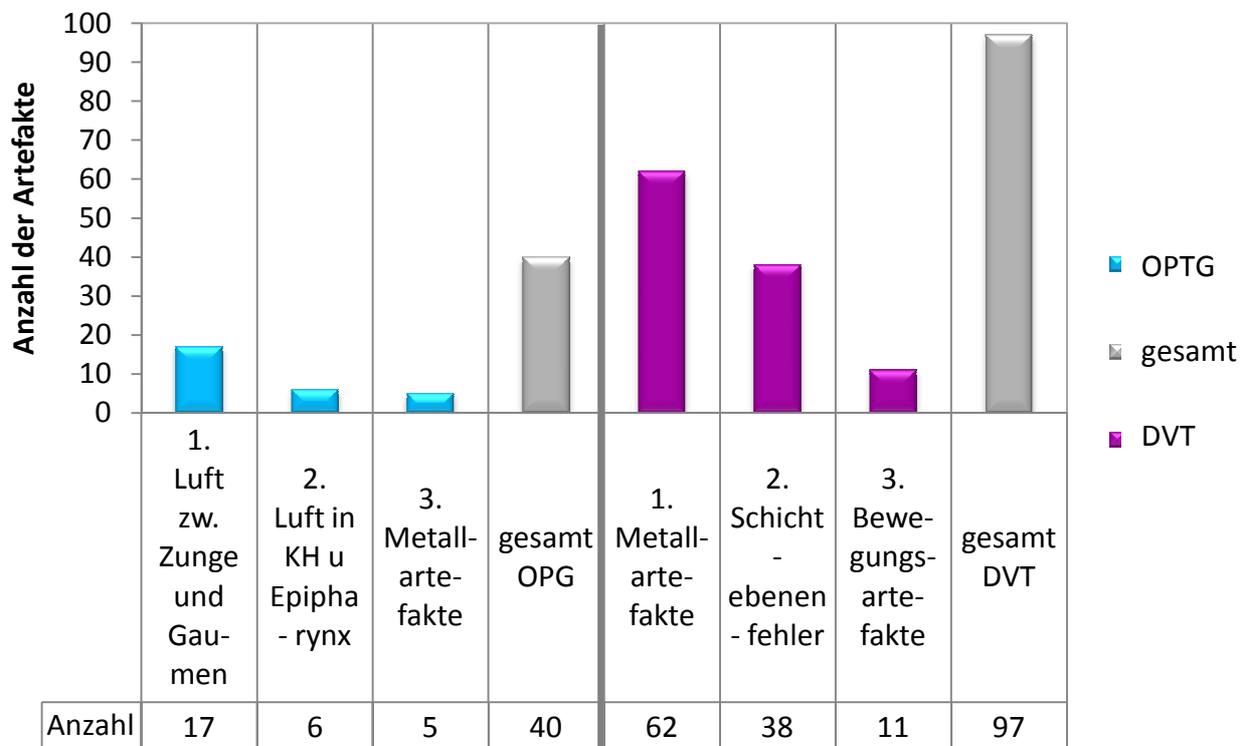


Abb. 36: Säulendiagramm zur quantitativen Darstellung der drei häufigsten genannten Artefakte bei OPTG und DVT mit der jeweiligen Gesamtanzahl aller genannten Artefakte.

## 4. Diskussion

Die DVT-Technologie erfuhr in den letzten Jahren eine rasante Entwicklung und ist mittlerweile für fast alle Teilgebiete der Zahnmedizin einsetzbar (Bumann, 2009; Scherer et al., 2008; Wolf et al., 2009). Die Computertomographie stellte lange Zeit den Goldstandard der bildgebenden 3D-Diagnostik in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde dar (Nakagawa et al., 2002). Heute ist sie bereits größtenteils durch die DVT ersetzt (Rugani und Jakse, 2010c). Die Überlegenheit der 3D-Datensätze gegenüber den 2D-Aufnahmen durch den Informationszugewinn der dritten Ebene erscheint in manchen Fragestellungen eindeutig (Alqerban et al., 2011; Botticelli et al., 2011; Neugebauer et al., 2008; Scherer et al., 2008). Jedoch gibt es ebenso Studien, welche bei bestimmten Fragestellungen die Äquivalenz beider Techniken darstellt (Kumar et al., 2011; Vandenberghe et al., 2008).

Naheliegender erscheint daher die Frage: *Kann ein DVT-generiertes OPTG ein konventionelles OPTG ersetzen?*

### 4.1 Diskussion Material und Methode

#### 4.1.1 Methode

Um die Arbeitshypothese zu belegen und um ein möglichst aussagekräftiges Ergebnis mit validen Daten zu erhalten wurde ein randomisiertes, verblindetes und kontrolliertes Studiendesign gewählt (Röhrig et al., 2009a; Röhrig et al., 2009b). Entsprechend dem Standard für medizinische Studien wurde für die statistische Analyse der t-Test bei unabhängigen Stichproben verwendet (du Prel et al., 2010).

Durch Auswahl dieser Methodik war es möglich, eine Bias durch die verschiedenen Untersucher, die Selektion der Patienten und die Standardisierung der Befundungsstation weitestgehend zu vermeiden.

Bei dem verwendeten Studiendesign muss jedoch berücksichtigt werden, dass den Befunden bei der Bewertung der 3D-generierten OPTGs nicht das volle Spektrum der dazugehörigen Software zur Verfügung stand. So konnte z.B. eine manuelle Korrektur der bei der Berechnung des DVT-OPTGs automatisch zugewiesenen Parabel nicht durchgeführt werden. Bei der vollen Ausschöpfung der gesamten DVT-Technologie wäre es unter Umständen zu einem anderen Ergebnis gekommen, was jedoch keinen in einer Studie verwertbaren, direkten Vergleich zugelassen hätte.

#### *4.1.2 Patienten*

Die Auswahl der Patienten aus der Patientendatenbank der MKG der Universitätsklinik zu Köln unterlag dem Zufallsprinzip. Das zunächst einzige Kriterium war das Vorhandensein von OPTG und DVT-OPTG. Dabei sollte angemerkt werden, dass der Abstand zwischen den zwei Aufnahmen bei zwei Patienten den Zeitraum von drei Monaten überschritt und es so zu Abweichungen zwischen den zu vergleichenden Regionen gekommen sein könnte. Eine weitere Diskontinuität könnte darin bestehen, dass bei der Auswahl der Patienten weder auf Alters- und Geschlechterverteilung, noch auf die damit im Zusammenhang stehende unterschiedliche Größen- und Gewichtsverteilung Rücksicht genommen wurde. In einer Studie von Ritter et al. (2009) konnte jedoch nur ein negativer Einfluss des Patientenalters auf die Bildqualität von DVTs nachgewiesen werden, ein Zusammenhang zwischen dem Body-Mass-Index (BMI) und dem Geschlecht des Patienten konnte nicht festgestellt werden. Bei den Patienten dieser Studie ergab sich trotzdem eine homogene Gruppe, so lag z.B. das Patientenalter bei 13 von 15 Patienten unter 35 Jahren und bei über 50 % innerhalb einer Lebensdekade.

Bei der Bewertung der Kiefergelenke muss beachtet werden, dass bei den OPTGs in vier Fällen die Kondylen nicht oder nur teilweise abgebildet waren. Bei den DVTs war eine Aufnahme bzgl. dieses Befundungskriteriums nicht und zwei Aufnahmen nur eingeschränkt beurteilbar. Als Ursachen für die fehlerhafte Abbildung kommen für die OPTGs eine falsche Positionierung bzw. für die DVTs ein für das Aufnahmevermögen zu großer Patientenschädel in Frage. Diese Aufnahmen wurden bewusst nicht aus der Studie aus-

geschlossen, da die Auswahl der Patienten dem Zufallsprinzip unterlag und so realen Bedingungen allen Vor- und Nachteilen beider Technologien simuliert werden sollten.

Laut Bortz et al. (2008) kann der hier gewählte Versuchsaufbau zudem sicherstellen, dass die Ergebnisse nicht durch Störgrößen, wie z.B. eine ungleichmäßige Patientenauswahl, verfälscht wurden.

Bei den Indikationen für die Anfertigung der in dieser Studie verwendeten Röntgenbilder handelte es sich fast ausschließlich um Traumata im Mund-, Kiefer- und Gesichtsbereich. Wichtig zu erwähnen sei hier, dass u.a. in der zuvor erwähnten Studie von Ritter et al. (2009) bei DVTs eine negative Korrelation zwischen abnehmender Bildqualität und steigender Anzahl dentaler Restaurationen festgestellt wurde. Da es sich bei den Patienten der hier vorliegenden Arbeit in der Mehrheit um Frakturpatienten handelte, ließen sich Aufnahmen ohne frakturversorgende Miniplatten kaum finden. Obwohl diese Regionen bei der jeweiligen Bewertung ausgeschlossen waren, konnte das Vorkommen von Metallartefakten nicht in jedem Fall vermieden werden, was letzten Endes zu einer Zunahme an Artefakten in diesen DVT-OPTGs führte, wie es auch Pauwels et al. (2011) beschrieben.

#### *4.2 Diskussion der Ergebnisse und Bezug zur Literatur*

Zurzeit existieren sehr viele Studien, welche den Vergleich zwischen 2D- und 3D-bildgebenden Verfahren zu den verschiedensten Fragestellungen ziehen (Algerban et al., 2011; Dalili et al., 2011; Yim et al., 2011). Nur wenige Studien beschäftigen sich jedoch mit dem Vergleich zwischen konventioneller und 3D-rekonstruierter zweidimensionaler Bildgebung (Lamichane et al., 2009; Mischkowski et al., 2007b; Vandenberghe et al., 2008), wovon nur ein Teil der Arbeiten Panoramaschichtaufnahmen gegenüberstellt (Mischkowski et al., 2007b; Pawelzik et al., 2002; Pittayapat et al., 2012).

Die hier vorgestellte Arbeit orientierte sich im Aufbau an einer Studie von Mischkowski et al. (2007b) und kann somit sehr gut zum Vergleich herangezogen werden. In dieser Studie wurde ein Vergleich zwischen 3D-rekonstruierten OPTGs einer Vorserienversion

des GALILEOS DVT-Gerätes von Sirona und konventionellen Panoramaschichtaufnahmen gezogen. Im Gegensatz zu der vorliegenden Arbeit konnten Mischkowski et al. (2007b) keinen signifikanten Unterschied bzgl. der diagnostischen Wertigkeit, welche sich aus den Parametern Befunddarstellung, Bildqualität und Darstellung anatomischer Strukturen zusammensetzt, feststellen. Die subjektive Bewertung der Bildqualität der errechneten Aufnahmen, welche aus den Parametern Belichtungsqualität und Artefakten bestand, stellte sich wie in der vorliegenden Arbeit ebenfalls als signifikant schlechter heraus, was laut Befunder zu einem schlechteren orientierenden Überblick führte.

Insgesamt konnten fünf von sieben zu bewerteten anatomischen Strukturen laut Befunder in der DVT besser erkannt werden. Die beiden Ausnahmen stellten der Canalis mandibularis und die crestalen Kieferkammschleimhaut dar (Mischkowski et al., 2007b). Hierzu sollte hinzugefügt werden, dass eine gute Darstellung der Kieferkammschleimhaut nicht zu erwarten war, da die DVT sich für Abbildungen im Hochkontrast eignet, z.B. Knochen und Zähne und nicht etwa Weichgewebe. (Schulze et al., 2009).

In Kontrast dazu stehen die Ergebnisse der hier vorliegenden Arbeit, in der die konventionellen OPTGs durchweg besser abschnitten als die DVT-OPTGs. Dies deckt sich ebenso mit den Resultaten einer Studie von Pawelzik et al. (2002), welche konventionelle OPTGs mit DVT-generierten OPTGs bzgl. der Diagnostik der Lagebeziehung von dritten Molaren und des N. alveolaris inferior verglichen.

Die Abweichungen der Studie von Mischkowski et al. (2007b) zu den hier vorgestellten Ergebnissen, welche insgesamt für alle erfragten Kriterien signifikant besser für das konventionelle OPTG im Vergleich zum DVT-OPTG ausfielen, können auf die unterschiedlichen Grundvoraussetzungen zurückgeführt werden. Das hier verwendete Studiendesign gestattete den Befundern lediglich die Betrachtung der Panoramafunktion, um einen optimalen Vergleich zu den konventionellen OPTG-Aufnahmen zu erhalten. Den Befundern der Vergleichsstudie waren bei der Beurteilung der DVT-OPTGs verschiedene Hilfsmittel der zum Gerät zugehörigen Software zugänglich, wie z.B. das Inspektionsfenster, Kontrast-, Helligkeits- und Vergrößerungsfunktion. Besonders dem Inspektionsfenster wurde laut der Studie ein Großteil der Überlegenheit der 3D-rekonstruierten OPGs zugeschrieben, da es zahnfilmähnliche Darstellungen ausgewähl-

ter Bereiche ermöglicht, ohne geometrische Verzerrungen, Überlagerungen und Metallartefakte (Mischkowski et al., 2007b).

Ein weiterer Grund für die unterschiedlichen Ergebnisse vermag in der unterschiedlichen Bewertung der einzelnen Fragestellungen gelegen haben. In der hier vorliegenden Arbeit wurde die Auswahl der Fragen so getroffen, dass die zu beurteilenden Kriterien gleichwertig bzgl. der klinischen Relevanz sind. Mischkowski et al. (2007b) hingegen führten bei der statistischen Auswertung Gewichtungsfaktoren ein, welche die auf Erfahrung basierte Wichtigkeit der unterschiedlichen, zu bewerteten Kriterien abgrenzen sollte.

Eine Kongruenz zwischen den zwei Arbeiten besteht in der Beurteilung und dem Vorkommen von Artefakten. Deren Ausmaß wurde beide Male bei den OPTG-DVTs signifikant schlechter bewertet, als bei den konventionellen OPTGs. Als Hauptgrund hierfür wurden metalledichte Strukturen z.B. ausgehend von dentalen Restaurationen angegeben, welche für den geringeren Kontrast und mehr Rauschen, d.h. eine Verschlechterung der Belichtungsqualität verantwortlich gemacht wurden (Mischkowski et al., 2007b).

In der hier vorgestellten Arbeit fällt auf, dass konservierende Restaurationen in den DVT-OPTGs mehr als dreimal so häufig nicht beurteilt werden konnten im Vergleich zu den konventionellen OPTGs. Diese Ergebnisse decken sich mit der aktuellen Literatur die das Auftreten von Artefakten vor allem in Regionen um dentale Restaurationen beschreibt (Ritter et al., 2009; Zhang et al., 2007). Laut Schulze et al. (2009) können allein schon durch die Hartsubstanzen der Nachbarzähne Artefakte entstehen, was z.T. zu einer unmöglichen Diagnose aufgrund von Informationsverlust führt.

Im Bereich der Oralchirurgie betrifft es die röntgenologische Kontrolle nach Insertion eines Titanimplantates. Dabei ist besonders die Beurteilung des periimplantären Gewebes im Bereich zwischen zwei oder mehreren Implantaten betroffen, da es im weiteren Strahlengang durch die Absorption des Metalls zu Aufhärungsartefakten kommt (De Man et al., 1999; Schulze et al., 2009).

Einer der großen Nachteile bei der DVT-Technik besteht zurzeit in diesen sogenannten systemimmanenten Rekonstruktionsproblemen. Grundsätzliche Ursache für das Auftreten von Artefakten ist ein Missverhältnis zwischen den mathematischen Modellen und

den eigentlichen physikalischen bildgebenden Prozessen (Schulze et al., 2011). Hierzu gehört u.a. das Vorkommen von Auslöschungs- und Aufhärungsartefakten, welche wie zuvor erwähnt durch hochdichte Strukturen, z.B. Füllungen und Implantate, in Strahlengangrichtung verursacht werden können. Diese Probleme sind bereits von der CT-Technologie bekannt und stellen, wie auch in dieser Studie, den häufigsten Grund für Bildstörungen sowohl bei CT, als auch DVT, dar (De Man et al., 1999; Schulze et al., 2010). Die so resultierenden streifenförmigen Artefakte basieren auf der nichtlinearen Schwächung des Röntgenstrahlenspektrums. Sie streuen in das umliegende Gewebe der rekonstruierten Darstellungen und führen so häufig zu einer schlechteren Auflösung im Niedrigkontrastbereich, verglichen mit einer CT-Aufnahme. Ursächlich hierfür vermutet man zum einen der bei der DVT verwendete größere Flat-Panel-Sensor, welcher empfindlicher gegenüber Streustrahlung reagiert und zum anderen die eng gebündelter Röntgenstrahlung, mit welcher bei der CT gearbeitet wird (Zhang et al., 2007).

Des Weiteren kommt es zu Aliasing-Artefakten, hier sogenannte Moiré-Mustern. Diese führen zu sich wiederholenden Mustern und Streifen im Bild (Mueller et al., 1999a; Mueller et al., 1999b). In einer aktuellen Studie wurde zudem festgestellt, dass Gegenstände aus Metallen verschiedener Dichte, in diesem Fall Titan und Blei, im Vergleich mit CTs unterschiedlich intensive Artefakte in den DVTs verursachen. So schnitt das CT häufig besser ab bei den titanverursachten Artefakten, im Gegenzug waren alle DVT-Geräte unempfindlicher gegenüber den Bleiprüfkörpern (Pauwels et al., 2011).

Für die Lösung dieses Problems sind bereits verschiedene Ansatzpunkte beschrieben worden (Gomi et al., 2006; Tang et al., 2005). Zurzeit stellen allerdings laut Kovacs et al. (2008) die aktuellen Algorithmen, welche der Vor- und Nachbearbeitung verschiedener Artefakte und der somit der Verbesserung der Bildqualität dienen, keine endgültige Lösung des Problems dar.

Viele Autoren sehen den Hauptangriffspunkt zur Reduzierung der Metallartefakte eher in einer anspruchsvolleren mathematischen Gestaltung des eigentlichen physikalischen Bildgebungsprozesses, als in der Nachbearbeitung der fehlerbehafteten Ergebnisse, welche durch die derzeit verwendeten unreifen Rekonstruktionsalgorithmen verursacht werden (Pauwels et al., 2011; Schulze et al., 2011).

Auch Bewegungsartefakte die durch Bewegungen wie z.B. die Atmung des Patienten während der Aufnahme verursacht werden, sind typisch (Leng et al., 2008; Sonke et al., 2005). In der hier vorgestellten Studie werden Bewegungsartefakte mit 9,3 % an dritter Stelle der störenden Artefakte angegeben. Dabei ist zu beachten, dass je kleiner die Voxel, desto höher die Auflösung und umso schneller wirken sich Patientenbewegungen auf das Bild z.B. in Form von Doppelkontouren aus. Abhilfe verschaffen hier eine gute Fixation des Patienten während der Aufnahme und in Zukunft eine Verkürzung der Scandauer (Schulze et al., 2011).

Im Gegensatz dazu sind die Probleme bei den konventionellen Panoramaschichtaufnahmen, welche zu einer Qualitätsminderung der Aufnahmen führen, eher in der mangelnden Durchführung der Aufnahmetechnik begründet. Laut Reddy et al. (1994) besteht der Hauptgrund für diagnostisch qualitativ schlechte OPTGs in der inkorrekten Patientenpositionierung und in der Variabilität der Zahnbögen in Größe und Form, was in einem Mangel an Schärfe und Distorsion z.T. in verschiedenen Regionen der Aufnahme resultiert. So werden bei einer OPTG-Aufnahme Strukturen, welche sich außerhalb der Schicht befinden, unscharf und vergrößert bzw. verkleinert dargestellt, Verkippungen des Schädels führen zum Teil zu unerwünschten Überlagerungen oder größenverzerrten und seitenungleichen Abbildungen (Lele und Pai, 2011; Rugani und Jakse, 2010a). Die Anteflexion des Schädels lässt die Okklusionsebene als kranial geöffneten Bogen erscheinen, führt häufig zur unvollständigen Darstellung der Kiefergelenke und zur Überlappung der Approximalflächen der Seitenzähne (Rugani und Jakse, 2010a).

Zu den größten systemimmanenten Nachteilen der konventionellen Panoramaschichtaufnahme zählen die Unschärfe, welche Details oft nicht erkennbar gestalten, Summationseffekte, Vergrößerung und Verzerrung, d.h. uneinheitliche Vergrößerung in verschiedenen Bildbereichen (Dudhia et al., 2011; Rugani und Jakse, 2010a; Tronje et al., 1981). Generell stellt der Summationseffekt ein häufiges Problem bei der Beurteilung konventioneller Röntgenbilder dar. Derartige Bilder sind bei speziellen, detailbezogenen Fragestellungen nur eingeschränkt aussagefähig (Monsour und Dudhia, 2008; Reddy et al., 1994). Auch in der hier vorgestellten Arbeit wurden als die zwei häufigsten Gründe für Artefakte bei den DVT-OPTGs Lufteinschlüsse zwischen Zunge und Gaumen bzw. zwischen Kieferhöhle und Epipharynx angegeben, welche zu Subtraktionseffekten mit

Folge der zunehmenden Bildschwärzung führen. Bei beiden Artefakten handelt es sich um Durchführungsfehler, wobei Ersterer entsteht, wenn während der Aufnahme die Zunge nicht an den Gaumen angelegt wird, Zweiter, wenn während der Exposition tief eingeatmet wurde (Pasler, 2008).

Daher liegt ein entscheidender Vorteil der DVT-Rekonstruktion gegenüber den konventionellen Techniken darin, überlagerungsfreie Panoramaschichten zu generieren, wozu die konventionelle Technik nicht in der Lage ist (Mischkowski et al., 2007b).

So ist laut Scherer et al. (2008) ist die Diagnostik kariöser Läsionen mittels DVT hervorragend möglich, da es nicht wie bei konventionellen Aufnahmen zu Summationseffekten kommt, welche eine eindeutige Diagnostik häufig verhindern. Auch Akdeniz et al. (2006) sehen in der DVT eine zukunftsweisende Technologie zur Kariesdiagnostik. Hier sollte jedoch hinzugefügt werden, dass die zum Vergleich dienenden OPTG-Aufnahmen nicht das Mittel der Wahl bei der bildgebenden Kariesdiagnostik darstellen (Akarlan et al., 2008; Akkaya et al., 2006).

Bei weiterer Betrachtung des Artefaktvorkommens fällt auf, dass in der vorliegenden Arbeit für die DVT-OPTGs als zweithäufigste Ursache der sogenannte „Schichtebenenfehler“ angegeben wurde. Hierbei handelt es sich um die nicht ideale Auswahl der für die Panoramaansicht optimalen Schicht. Dass die Auswahl der sowohl richtigen Schichtlage als auch Schichtdicke von Bedeutung ist, wird anhand verschiedener Studien deutlich (Angelopoulos et al., 2008; Vandenberghe et al., 2008).

Angelopoulos et al. (2008) wählten in einem Vergleich zwischen konventionellen OPTGs und DVT-generierten OPTGs zur Lageidentifikation des N. alveolaris inferior eine Schichtdicke von 5,2mm. Als Ergebnis kam es im Unterschied zu der vorliegenden Arbeit zu einer Überlegenheit der DVT-OPTGs gegenüber den konventionellen OPTGs.

Zur Diagnostik parodontaler Knochendefekte verwendeten Vandenberghe et al. (2008) ein ähnliches Studiendesign wie Angelopoulos et al. (2008). Panoramarekonstruktionen mit einer Schichtdicke von 5,2mm wurden mit intraoralen Zahnfilmaufnahmen verglichen. Als Ergebnis wurde eine mit konventionellen OPTGs vergleichbare Qualität der DVT-OPTGs festgestellt.

Ursächlich für die von der hier vorgestellten Arbeit abweichenden Resultate der beiden Studien könnte die sehr dünn gewählte Schichtdicke sein, welche eine schärfere und kontrastreichere Darstellung mit guter Beurteilungsmöglichkeit des Nervenverlaufs ohne Überlagerung anderer Strukturen erlaubt. Problematisch stellt sich eine dünne Schichtdicke jedoch bei der Beurteilung mehrerer Strukturen dar, wie es im klassischen OPTG üblich ist (Pittayapat et al., 2012).

Diese Feststellung machten Pittayapat et al. (2012) in einer der aktuellsten Studie zu diesem Thema. Konventionelle OPTGs wurden mit 3D-generierten OPTGs verschiedener Schichtdicke verglichen. Eine Schichtdicke von 20mm erwies sich gegenüber 15mm, 10mm und 25mm als leicht überlegen. Die nicht in der Studie integrierte Schicht von 0,2mm bot zwar die klarste und kontrastreichste Darstellung, jedoch war es hier nicht möglich, alle zu bewerteten Strukturen abzubilden. Final schnitten zwar die DVT-OPTGs, wie auch in der hier vorliegenden Arbeit, schlechter ab als die konventionellen OPTGs, in Kontrast dazu konnte jedoch in Abhängigkeit von dem verwendeten DVT-Gerät eine fast gleichwertige Darstellung anatomischer Strukturen und der subjektiven Bildqualität erreicht werden. Dazu muss jedoch angemerkt werden, dass Pittayapat et al. (2012) die parabolische Kurve errechneten DVT-OPTGs manuell so gewählt haben, dass alle zu bewertenden Strukturen gut abgebildet waren. In der hier vorliegenden Arbeit wurde die bei der Berechnung des 3D-generierten OPTGs automatisch zugewiesene parabolische Kurve nicht nachträglich verändert. So kann es zu unscharf dargestellten Strukturen durch die Abbildung einer nicht optimal gewählten Schicht kommen. Mit der entsprechenden Software ist dieser Mangel jedoch jederzeit nachträglich korrigierbar (Mischkowski et al., 2007b; Scherer et al., 2008).

Eine nachträgliche Bildbearbeitung ist bei konventionellen digitalen OPTG zwar ebenfalls möglich, jedoch beschränkt sich diese häufig auf z.B. Helligkeitskorrekturen, Kontrastverstärkungen und Vergrößerungen (van der Stelt, 2005). Generell sollte man jedoch nachträgliche Bildbearbeitungen eher zurückhaltend verwenden, da diese zwar bei der Befundung von Bildern mit schlechter Qualität hilfreich sein können, jedoch auch das Originalbild verfälschen und pathologische Veränderungen simulieren können (Brettell und Carmichael, 2011).

Die dem gesamten Schädelvolumen entsprechend große Schichtdicke mit Folge der Überlagerungen anatomischer Strukturen des konventionellen OPTGs, welche allgemein als qualitätsmindernde Artefakte betrachtet werden, könnten im Vergleich zum DVT-OPTG, bei dem der Summationseffekt nicht vorkommt, als vorteilhaft gewertet werden. So kann trotz zweidimensionaler Darstellung durch die größere Schichtdicke ein erhöhter Informationsgehalt gewonnen werden, da es den Betrachter mehr Tiefe erahnen lässt bzw. überlagerte Strukturen räumlich zugeordnet werden können. So ist aus der Literatur bekannt, dass eine unterschiedliche Schichtdicke bei Röntgenbildern unterschiedlich gut interpretierbar ist (Pittayapat et al., 2012).

Weitere Studien befassten sich mit der Abbildungsgenauigkeit errechneter OPTGs. Bekannt ist bisher, dass sich die DVT durch eine hohe Messgenauigkeit auszeichnet, weshalb sie z.B. in der Implantologie bei der computergestützten Planung durch bildgebende 3D-Verfahren genutzt werden kann (Mischkowski et al., 2007a; Suomalainen et al., 2008). Ähnliche Aussagen lassen sich auch für die DVT-OPTGs machen:

Van Elslande et al. (2010) verglichen die Genauigkeit der Projektion der mesio-distalen Wurzelangulation eines Phantommodells konventioneller und 3D-generierter OPTGs. Es stellte sich heraus, dass die im DVT-OPTGs insgesamt bessere Ergebnisse bzgl. der Abbildungsgenauigkeit lieferten.

Ludlow et al. (2007) untersuchten die Abbildungsgenauigkeit anatomischer Strukturen der Mandibula menschlicher Schädel auf konventionellen und DVT-OPTGs. Die Ergebnisse verglichen sie mit den tatsächlichen Messwerten, welche direkt an den Schädeln gemessen wurden. Zusätzlich wurde der Einfluss der absichtlich inkorrekten Positionierung der Schädel im DVT-Gerät untersucht. Als Ergebnis wurden für beide Bildgebungsmodalitäten der realen Anatomie entsprechende akzeptable Ergebnisse erzielt. Die Position der Schädel im DVT-Gerät wirkte sich dabei nicht negativ auf die Abbildungsgenauigkeit aus.

In einer Studie von Lamichane et al. (2009), wurden 3D-generierte laterale und frontale Kephalogramme (FRS und Schädel p.a.) auf ihre Abbildungsgenauigkeit untersucht. Mit Hilfe von einem Phantommodell und Markierungen auf den äquivalenten konventionellen 2D-Röntgenbildern wurde die Messgenauigkeit im Vergleich zu den 3D-generierten

Bildern bestimmt. Als Ergebnis konnte aufgrund einer hohen Genauigkeit ein Ersatz der 2D-Bilder durch die DVT-generierten Aufnahmen geschlussfolgert werden (Lamichane et al., 2009).

An dieser Stelle mag es verwundern, warum die Resultate der zuvor genannten Studien bzgl. der Genauigkeit so positiv für die 3D-Rekonstruktionen abschnitten. Eine mögliche Begründung könnte im Studiendesign zu finden sein. In den Arbeiten von Van Elslande et al. (2010), Ludlow et al. (2007) und Lamichane et al. (2009) wurden *in vitro* Untersuchungen mit reproduzierbaren Metallreferenzen versehene Phantome bzw. Schädel für die Untersuchung herangezogen.

Bei der hier vorliegenden Arbeit handelt es sich hingegen um eine Querschnittsuntersuchung verschiedener, realer Patienten. Die Standardisierung war demnach nicht so hoch wie bei Van Elslande et al. (2010), Ludlow et al. (2007) und Lamichane et al. (2009), entspricht jedoch eher der klinischen Realität.

Des Weiteren wurden in der hier vorgestellten Arbeit keine Messungen durchgeführt und verglichen, sondern Diagnosemöglichkeiten untersucht. Daraus könnte geschlussfolgert werden, dass sich die DVT-OPTGs für Messungen gut definierter Strecken eignen, jedoch noch nicht ausgereift genug ist für die Befundung im klinischen Alltag. Letztendlich sollte jedoch aufgrund der unterschiedlichen Grundvoraussetzungen kein Vergleich zwischen den Studien gezogen werden.

Eine weitere Ursache für die insgesamt fast immer bessere Bewertung der konventionellen OPTGs könnte in der Tatsache begründet sein, dass die Befunder schlichtweg vertrauter mit der etablierten Technik waren. Durch die Auswahl der Befunder mit Berücksichtigung ihres Erfahrungsgrades im Umgang mit Röntgenbildern sollte dieser Aspekt weitestgehend eliminiert werden. Im Vergleich der beiden Befundergruppen untereinander, wurde in beiden Fällen das OPTG signifikant besser beurteilt, jedoch haben die erfahrenen im direkten Vergleich zu den unerfahrenen Untersuchern das OPTG in fünf von neun Fällen häufiger mit einer besseren Note bewertet. Im Kontrast dazu haben die unerfahrenen bis auf eine Ausnahme das DVT-OPTG häufiger besser bewertet, als die erfahrenen Befunder. Es erscheint so, als ob mit zunehmendem Erfahrungsgrad die Untersucher in ihren Aussagen und Bewertungen kritischer mit der neuen Technik umgehen. Studien aus anderen medizinischen Bereichen haben bereits gezeigt, dass der

Erfahrungsgrad bei der Interpretation von Röntgenbildern eine entscheidende Rolle spielt (Lauridsen et al., 2011; Loughran, 1994).

Dass die 3D-Ansichten der DVT als Zusatzdiagnostik von therapeutischem Nutzen sind, konnte bereits Ende der 80er Jahre in einer prospektiven Studie von Langer et al. (1989) mit einem positiven Resultat von 90 % belegt werden. Auch weiß man, dass bei schwierigen 8er-Extraktionen DVTs diagnostisch hochwertiger und präziser sind als OPTGs (Bell et al., 2003; Tantanapornkul et al., 2007). In einer Studie von Reddy et al. (1994) gaben die Behandler an, sich durch die zusätzlichen Informationen der dritten Ebene deutlich sicherer zu fühlen und schätzten zudem die korrekte Länge von Implantaten besser ein. Insgesamt kommt es durch die dreidimensionale Darstellung zu einem weitaus höheren Informationsgehalt, wodurch eine 3D-Zuordnung einzelner Schädelstrukturen in alle Raumrichtungen ohne Dimensionsverlust möglich sind (Schulze et al., 2009). Jederzeit können verschiedene Ansichten aus den vorhandenen 3D-Daten je nach Fragestellung erstellt, kombiniert und optimiert werden, was sich als vorteilhaft bei komplexen Fragestellungen erwiesen hat. Bei konventionellen Röntgentechniken ist jedesmal eine neue Aufnahme notwendig, da Informationen in Strahlengangsrichtung nicht darstellbar und für die zweite Ebene weitere Aufnahmen erforderlich sind (Mischkowski et al., 2007b).

So bedeutet z.B. die Anfertigung eines Zahnfilmstatus für die parodontologische Diagnostik eine bis zu fünfmal höhere Strahlenbelastung für den Patienten, als eine hochauflösende DVT-Aufnahme (Bumann, 2008; Reddy et al., 1994). Laut einer vergleichenden Studie verschiedener röntgenologischer Bildgebungsmodalitäten zur Diagnostik unterschiedlicher parodontaler Defekte ist die Bildqualität der DVT-Aufnahmen der konventionellen intraoralen Röntgentechnik sogar überlegen (Misch et al., 2006).

Die Thematik der Strahlenbelastung stellt einen entscheidenden Faktor bei der Wahl der Röntgentechnik dar. Die hier angesprochenen Techniken stehen gewertet nach ihrer Strahlenbelastung in einem Verhältnis  $CT > DVT > OPTG$  zueinander (Batista et al., 2011; Loubele et al., 2009). Dabei muss der Informationsgehalt versus dem Nutzen selbstverständlich abgewogen werden und der gesundheitliche Nutzen dem Strahlenrisiko überwiegen (Horner et al., 2004). Die Strahlenbelastung bei einem 3D-Scan entspricht laut

Rother (2006), sowie Rücker und Spitzer (2008) etwa der effektiven Dosis von 4-20 Panoramaschichtaufnahmen. Eine Erhöhung der effektiven Dosis beim Vergleich der beiden Techniken um den Faktor 4-42 wird ebenfalls in der Literatur beschrieben (Ludlow et al., 2006).

Die DVT behauptet sich zunehmend gegenüber der konventionellen CT im Bereich der Hartgewebsdiagnostik nicht zuletzt aufgrund der geringeren Strahlenbelastung (Ludlow und Ivanovic, 2008). Diese fällt laut Loubele et al. (2009) je nach Gerät bis zu zehnfach geringer aus. Das CT sollte aus strahlenhygienischen Gründen nur noch bei komplexen Fragestellungen des Gesichtsschädels mit Weichteilbeteiligungen und in der Tumordiagnostik eingesetzt werden (Fuhrmann et al., 2003).

Jedoch erscheint der routinemäßige Einsatz der DVT als Ersatz des konventionellen OPTGs in der Zahnheilkunde noch ungeeignet. Laut Batista (2011) ist vor allem die Funktion als Ersatz eines konventionellen OPTGs derzeit aufgrund der vierfach höheren Strahlenbelastung nicht gerechtfertigt, im Gegensatz dazu sogar kontraindiziert, wenn man die Grundsätze der ICRP beachtet (Batista et al., 2011; Valentin, 2007). Zurzeit sollte die DVT eher als Zusatzdiagnostik bei speziellen Indikationen und elektiven Zusatzfragestellungen herangezogen werden (Holberg, 2007).

Gegen einen Ersatz der konventionellen Technik durch die DVT sprechen des Weiteren die Ergebnisse dieser Studie. Zudem erscheinen die Rahmenbedingungen, welche die Anfertigung einer DVT rechtfertigen, noch zu umfangreich. Angefangen bei der Archivierung der Daten, welche pro Scan Datenvolumen zwischen 200 und 1000 Megabyte entstehen lassen, über den Erwerb der speziellen Sach- und Fachkunde des Betreibers, bis hin zu den zurzeit noch sehr hohen Anschaffungskosten für das DVT-Gerät (Bumann, 2008; Dirsch, 2008; Keeve et al., 2007).

Die Kosten für den Patienten spielen bei der Wahl der bildgebenden Diagnostik ebenfalls eine entscheidende Rolle. Die Anfertigung einer DVT-Aufnahme ist nicht im Gebührenkatalog der Gebührenordnung für Ärzte (GOÄ) enthalten und somit eine Privatleistung, deren Kosten der Patient tragen muss. Liquidierbar sind jedoch analoge Abrechnungen, d.h. „einer nach Art, Kosten- und Zeitaufwand gleichwertigen Leistung des Ge-

bührenverzeichnisses“ darf berechnet werden (Langhoff, 2012). Daher wird im Katalog der Gebührenordnung für Zahnärzte (GOZ) der Bundeszahnärztekammer die DVT der GOÄ-Nr. 5370 zugeordnet, welche die Anfertigung einer „Computergesteuerten Tomographie im Kopfbereich“ entspricht. Der Behandler darf daher den Gebührensatz für ärztliche Leistungen bis zu 2,3 fach bzw. 2,5 fach abrechnen (Langhoff, 2012; Schlegel und Blanke, 2010).

Zuletzt muss an diesem Punkt nochmals festgestellt werden, dass die hier gewonnenen Daten darauf basieren, dass die hier verwendeten 2D-Rekonstruktionen der digitalen dentalen Volumentomographien keine nachträgliche Veränderung erfuhren. Die DVT hat jedoch als diagnostisches Verfahren unter Verwendung des kompletten 3D-Volumens und Ausnutzung der dazugehörigen Software-Funktionen seine klinische Eignung und Wichtigkeit in der Vergangenheit bereits bewiesen (Jervoe-Storm et al., 2010; Meng et al., 2007; Momin et al., 2009; Zamora et al., 2011).

Das schlechte Abschneiden der DVT-OPTGs in dieser Untersuchung kann somit nicht in der ungenügend ausgereiften physikalischen Technik zu finden sein, sondern beruht viel eher darauf, dass die Möglichkeiten der Algorithmen und internen Softwareprozesse bis heute noch nicht in Gänze ausgereizt wurden (Kovacs et al., 2008; Pauwels et al., 2011; Schulze et al., 2011).

Prospektiv bleibt somit abzuwarten, ob dieser Faktor eine entscheidende Verbesserung erfahren wird. Gut ausgereifte Algorithmen in Verbindung mit einer deutlich reduzierten Strahlenbelastung könnten unter Umständen die Hoffnung erfüllen, dass mit nur einer Aufnahmetechnik ein deutlicher diagnostischer Zugewinn für den Patienten entsteht und mit einer Reduktion potentieller gesundheitlicher Risiken einhergeht.

### 4.3 *Schlussfolgerung*

Die hier vorgestellten Ergebnisse lassen die Interpretation zu, dass insbesondere in der Reduktion metallischer Artefakte ein Ansatzpunkt für die Verbesserung der 3D-Technologie besteht. Zurzeit schneiden die 3D-generierten OPTGs im Vergleich zu den konventionellen OPTGs noch fast ausnahmslos schlechter ab. Daher ist der altbewährten Technik der Vorzug zu geben, wenn es um die Beurteilung von Panoramaschichtaufnahmen geht.

Allerdings auch bei der Nutzung des gesamten 3D-Volumens der DVT sollte diese mit dem jetzigen Stand der Technik lediglich als Zusatzdiagnostik verwendet werden, da sie zum einen mit einer höheren Strahlenbelastung als konventionelle 2D-Techniken einhergeht, zum anderen liegen bis heute kaum evidenzbasierte Studien vor, inwieweit diese zusätzlichen Informationen durch die dritte Ebene klinischen Vorteil für den Patienten oder einen erhöhten diagnostischen Nutzen bringen (Schulze et al., 2009).

Laut der S1-Empfehlung der DGZMK kann die DVT in Zukunft bei bestimmten Fragestellungen möglicherweise konventionelle 2D-Techniken ersetzen (Schulze et al., 2009), jedoch ist und bleibt der Stellenwert der klassischen PSA, ob konventionell oder errechnet, in der orientierenden Übersichtsdiagnostik sicherlich vorläufig erhalten.

## 5. Zusammenfassung

Das klassische Orthopantomogramm gehört zur Standarddiagnostik in der bildgebenden Diagnostik. In dieser Studie sollte die Frage beantwortet werden, ob DVT-generierte Panoramaschichtaufnahmen konventionelle OPTGs ersetzen können. Im Speziellen sollten so die klinischen Einsatzmöglichkeiten der 3D-rekonstruierten OPTGs des digitalen dentalen Volumentomographen GALILEOS der Firma Sirona evaluiert werden.

Um möglichst realitätsnahe Bedingungen zu schaffen, wurde eine Bildpräsentation, bestehend aus 15 Bildpaaren erstellt, welche anhand eines Fragebogens bewertet werden sollten. Die Auswahl der Fragen bezog sich auf ein etabliertes Spektrum von Indikationen für die Anfertigung eines OPTGs und umfasste Themen zur Therapieplanung, Diagnostik von Pathologien, Beurteilung von konservierenden Restaurationen, zum subjektiven Bildeindruck und zum Vorkommen bzw. qualitätsmindernden Einfluss von Artefakten. Die Bewertung erfolgte durch zehn Befunder, welche sich aus fünf, in der digitalen dentalen Volumentomographie erfahrenen und fünf unerfahrenen Zahnärzten unterschiedlicher Fachbereiche zusammensetzten.

Insgesamt und durch die beiden Befundergruppen wurde das konventionelle OPTG signifikant besser bewertet, als das aus DVT-Datenvolumen rekonstruierte OPTG. Dies gilt sowohl für die Diagnose- bzw. Therapiemöglichkeiten als auch für die Bildqualität. Die DVT-OPTGs konnten 21,8 % häufiger als die konventionellen OPTGs nicht beurteilt werden. Artefakte störten die Befunder 37,4 % häufiger in ihrer Diagnosemöglichkeit. Dabei handelte es sich in 41,2 % der Fälle um Artefakte, verursacht durch metallische Restaurationen. Diese Ergebnisse deuten darauf hin, dass besonders die Reduktion metallischer Artefakte durch eine Verbesserung der verwendeten Algorithmen und mathematischen Datenverarbeitung der zum System gehörigen Software der entscheidende Ansatzpunkt zur Qualitätssteigerung der DVT darstellt.

Zurzeit schneiden die 3D-generierten OPTGs im Vergleich zu den konventionellen OPTGs noch ausnahmslos schlechter ab, daher ist der altbewährten Technik der Vorzug zu geben, wenn es um die Beurteilung von Panoramaschichtaufnahmen geht.

## 6. Anhang

### 6.1 Fragebogen

Der Fragebogen diente der Evaluation der diagnostischen Wertigkeit von OPTG und DVT-OPTG. Dabei handelte es sich um jeweils identische Fragen für beide Bildgebungen.

#### Therapieplanung

1. Sehen Sie mögliche Komplikationen bei der Extraktion des Zahnes 16 bzgl. der KH?

Ja       Nein       nicht beurteilbar

1a. Wie beurteilen Sie die Diagnosemöglichkeit? \_\_\_\_\_

2. Sehen Sie mögliche Komplikationen bei der Extraktion des Zahnes 38 bzgl. des N. mandibularis?

Ja       Nein       nicht beurteilbar

2a. Wie beurteilen Sie die Diagnosemöglichkeit? \_\_\_\_\_

#### Diagnostik von Pathologien

3. Erkennen Sie am rechten Kondylus pathologische Veränderungen, wie z.B. Erosionen/ zystische Veränderungen?

Ja       Nein       nicht beurteilbar

3a. Wie beurteilen Sie die Diagnosemöglichkeit? \_\_\_\_\_

4. Erkennen Sie pathologische Veränderungen in der Kieferhöhle?

Ja       Nein       nicht beurteilbar

4a. Wie beurteilen Sie die Diagnosemöglichkeit? \_\_\_\_\_

5. Erkennen Sie Knochenabbau in regio 37?

Ja       Nein       nicht beurteilbar

5a. Wie beurteilen Sie die Diagnosemöglichkeit? \_\_\_\_\_

### Bewertung von konservierenden Restaurationen

6. Wie bewerten Sie die Restauration in regio 34?

suffizient       insuffizient       nicht beurteilbar

6a. Wie beurteilen Sie die Diagnosemöglichkeit? \_\_\_\_\_

### Bildqualität

7. Wie ist Ihr Bildeindruck bzgl.:

7a. Bildrauschen?       sehr gut       befriedigend       schlecht

7b. Formschärfe?       sehr gut       befriedigend       schlecht

7c. Bildkontrast?       sehr gut       befriedigend       schlecht

### Artefakte

8. Werden Sie durch vorhandene Artefakte in Ihrer Befundungsmöglichkeit eingeschränkt?

Ja       Nein

Wenn ja durch welche und in welcher Region? \_\_\_\_\_

## 6.2. Übersichtstabellen

Technische Daten GALILEOS	
Detektor	Bildverstärker/ CCD
Anzahl der Rohprojektionen	200
Bildmatrix	1024 x 1024, 12-bit Grauskala
Volumenmatrix	Volumenmatrix
Aufnahmenvolumen	15cm x 15cm x 15cm
isotrope Voxelkantenlänge	0,15/ 0,3mm
Aufnahmedauer/Belichtungszeit	14s/ 2-6s
Rekonstruktionsdauer	2,5-4,5min
Röntgenstrahler	85kV/ 5-7mA
Effektivdosis (ICRP 2007)	43–175 $\mu$ Sv (Schulze)/ Standard: 100 $\mu$ Sv
Mindestraumbedarf T x B x H	1,6 m x 1,6 m x 2,25 m
Patientenpositionierung	Stehend/sitzend
Software optional	<ul style="list-style-type: none"> <li>• SIDEXIS – Bildbearbeitungs- und Bildverwaltungssoftware</li> <li>• GALAXIS – befundorientiertes Arbeiten, Klärung diagnostischer Fragestellungen</li> <li>• GALILEOS Implant – Implantatplanungssoftware</li> <li>• CEREC meets GALILEOS – simultane prothetische und chirurgische Planung</li> <li>• REPORTER (optional)</li> <li>• FaceScanner-Viewer Software</li> </ul>
Ansichten	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Ceph lat., Ceph p. a./a. p.</li> <li>• frei neigbare 2D-Schichten</li> <li>• PAN mit 3D-Schichtnavigation</li> <li>• TSA, LSA, axial, sagittal, coronal</li> <li>• 3D-Modell</li> <li>• 1-Click OP-Reporting</li> <li>• Implantatausgerichtet</li> <li>• hochauflösendes Detailvolumen</li> </ul>

Tab. 1: Tabellarische Darstellung der technischen Daten des digitalen dentalen Volumentomographen GALILEOS der Firma Sirona.

Technische Daten Orthophos XG 5	
Detektor	CCD
Röhrenspannung	60 – 90 kV (60 kV)
Röhrenstromstärke	3 – 16 mA (14 mA)
Leistungsaufnahme	2,8 kW
Gesamtfilter	2,5mm AL
Brennfleckgröße	0,5 x 0,5 mm
Umlaufzeiten Panorama	19s – 108s
Belichtungszeiten Panorama	4,9s – 25,3s (P1: 14s)

Tab. 2: Tabellarische Darstellung der technischen Daten des verwendeten OPTG-Gerätes.

Alter	11 - 20	21 - 30	31 - 40	41 - 50	51 - 60	Ø 28,3
Anzahl	3	8	2	1	1	15

Tab. 3: Dekadische Darstellung der 15 inkludierten Patienten. Das Durchschnittsalter lag bei 28,3 Jahren.

Rechtfertigende Indikation	Anzahl
<i>Auflagerungsplastik</i>	1
<i>Fraktur/ Trauma</i>	12
<i>Verlagerter 8er</i>	1
<i>V.a. bösartige Neubildung im Kieferbereich</i>	1
<b>Gesamt</b>	<b>15</b>

Tab. 4: Indikationen mit Häufigkeiten für die Anfertigung von OPTG und DVT der studienbeteiligten Patienten. Die mit Abstand häufigste Indikation lag Traumata des Mund-, Kiefer- und Gesichtsbereichs.

## 6.3 Statistische Auswertung

Frage 1a	MW ges	SD ges	MW erf	SD erf	MW unerf	SD unerf	p erf/ unerf
OPTG	2,66	0,810	2,60	0,771	2,72	0,847	0,308
DVT	3,69	0,913	3,71	0,912	3,67	0,920	0,783
p OPTG/ DVT	<0,001		<0,001		<0,001		

Tab. 5: Deskriptive Statistik der allgemeinen Diagnosemöglichkeit von OPTG und DVT-OPTG zur Fragestellung 1a aller Befunder (MW ges/ SD ges), der erfahrenen (MW erf/ SD erf) und der unerfahrenen Befunder (MW unerf/ SD unerf). Des Weiteren sind die Unterschiede zwischen den beiden Bildgebungsmodalitäten (p OPTG/ DVT) und die Unterschiede zwischen den zwei Befundergruppen aufgelistet (p erf/ unerf).

Frage 2a	MW ges	SD ges	MW erf	SD erf	MW unerf	SD unerf	p erf/ unerf
OPTG	2,51	0,888	2,43	0,825	2,60	0,944	0,149
DVT	3,61	1,042	3,73	1,070	3,48	1,005	0,027
p OPTG/ DVT	<0,001		<0,001		<0,001		

Tab. 6: Deskriptive Statistik der allgemeinen Diagnosemöglichkeit von OPTG und DVT-OPTG zur Fragestellung 2a aller Befunder (MW ges/ SD ges), der erfahrenen (MW erf/ SD erf) und der unerfahrenen Befunder (MW unerf/ SD unerf). Des Weiteren sind die Unterschiede zwischen den beiden Bildgebungsmodalitäten (p OPTG/ DVT) und die Unterschiede zwischen den zwei Befundergruppen aufgelistet (p erf/ unerf).

Frage 3a	MW ges	SD ges	MW erf	SD erf	MW unerf	SD unerf	p erf/ unerf
OPTG	3,32	1,125	3,43	1,176	3,21	1,069	0,108
DVT	3,99	0,592	4,15	0,996	3,84	0,886	0,013
p OPTG/ DVT	0,012		0,008		0,028		

*Tab. 7: Deskriptive Statistik der allgemeinen Diagnosemöglichkeit von OPTG und DVT-OPTG zur Fragestellung 3a aller Befunder (MW ges/ SD ges), der erfahrenen (MW erf/ SD erf) und der unerfahrenen Befunder (MW unerf/ MW unerf). Des Weiteren sind die Unterschiede zwischen den beiden Bildgebungsmodalitäten (p OPTG/ DVT) und die Unterschiede zwischen den zwei Befundergruppen aufgelistet (p erf/ unerf).*

Frage 4	MW ges	SD ges	MW erf	SD erf	MW unerf	SD unerf	p erf/ unerf
OPTG	3,01	0,835	3,03	0,915	3,00	0,753	0,796
DVT	3,96	0,955	4,05	1,038	3,87	0,859	0,115
p OPTG/ DVT	<0,001		<0,001		<0,001		

*Tab. 8: Deskriptive Statistik der allgemeinen Diagnosemöglichkeit von OPTG und DVT-OPTG zur Fragestellung 4a aller Befunder (MW ges/ SD ges), der erfahrenen (MW erf/ SD erf) und der unerfahrenen Befunder (MW unerf/ MW unerf). Des Weiteren sind die Unterschiede zwischen den beiden Bildgebungsmodalitäten (p OPTG/ DVT) und die Unterschiede zwischen den zwei Befundergruppen aufgelistet (p erf/ unerf).*

Frage 5a	MW ges	SD ges	MW erf	SD erf	MW unerf	SD unerf	P erf/ unerf
OPTG	2,61	0,897	2,45	0,827	2,76	0,942	0,049
DVT	3,38	0,960	3,44	1,017	3,32	0,903	0,374
p OPTG/ DVT	<0,001		<0,001		0,006		

Tab. 9: Deskriptive Statistik der allgemeinen Diagnosemöglichkeit von OPTG und DVT-OPTG zur Fragestellung 5a aller Befunder (MW ges/ SD ges), der erfahrenen (MW erf/ SD erf) und der unerfahrenen Befunder (MW unerf/ MW unerf). Des Weiteren sind die Unterschiede zwischen den beiden Bildgebungsmodalitäten (p OPTG/ DVT) und die Unterschiede zwischen den zwei Befundergruppen aufgelistet (p erf/ unerf).

Frage 6a	MW ges	SD ges	MW erf	SD erf	MW unerf	SD unerf	p erf/ unerf
OPTG	2,72	0,913	2,49	0,906	2,95	0,868	0,001
DVT	3,79	1,021	3,87	1,031	3,71	1,010	0,061
p OPTG/ DVT	<0,001		<0,001		<0,001		

Tab. 10: Deskriptive Statistik der allgemeinen Diagnosemöglichkeit von OPTG und DVT-OPTG zur Fragestellung 6a aller Befunder (MW ges/ SD ges), der erfahrenen (MW erf/ SD erf) und der unerfahrenen Befunder (MW unerf/ MW unerf). Des Weiteren sind die Unterschiede zwischen den beiden Bildgebungsmodalitäten (p OPTG/ DVT) und die Unterschiede zwischen den zwei Befundergruppen aufgelistet (p erf/ unerf).

Frage 7a	MW ges	SD ges	MW erf	SD erf	MW unerf	SD unerf	p erf/ unerf
OPTG	1,62	0,609	1,64	0,584	1,60	0,637	0,55
DVT	2,70	0,474	2,81	0,392	2,59	0,522	0,001
p OPTG/ DVT	<0,001		<0,001		<0,001		

*Tab. 11: Deskriptive Statistik der Bewertung des Bildrauschens von OPTG und DVT-  
OPTG zur Fragestellung 7a aller Befunder (MW ges/ SD ges), der erfahrenen (MW erf/  
SD erf) und der unerfahrenen Befunder (MW unerf/ SD unerf). Des Weiteren sind die  
Unterschiede zwischen den beiden Bildgebungsmodalitäten (p OPTG/ DVT) und die  
Unterschiede zwischen den zwei Befundergruppen aufgelistet (p erf/ unerf).*

Frage 7b	MW ges	SD ges	MW erf	SD erf	MW unerf	SD unerf	p erf/ unerf
OPTG	1,59	0,604	1,47	0,553	1,71	0,632	0,004
DVT	2,67	0,485	2,67	0,502	2,68	0,470	0,872
p OPTG/ DVT	<0,001		<0,001		<0,001		

*Tab. 12: Deskriptive Statistik der Bewertung der Formschärfe von OPTG und DVT-  
OPTG zur Fragestellung 7b aller Befunder (MW ges/ SD ges), der erfahrenen (MW erf/  
SD erf) und der unerfahrenen Befunder (MW unerf/ SD unerf). Des Weiteren sind die  
Unterschiede zwischen den beiden Bildgebungsmodalitäten (p OPTG/ DVT) und die  
Unterschiede zwischen den zwei Befundergruppen aufgelistet (p erf/ unerf).*

Frage 7c	MW ges	SD ges	MW erf	SD erf	MW unerf	SD unerf	p erf/ unerf
OPTG	1,53	0,609	1,56	0,598	1,51	0,623	0,573
DVT	2,44	0,585	2,51	0,554	2,37	0,610	0,007
p OPTG/ DVT	<0,001		<0,001		<0,001		

Tab. 13: Deskriptive Statistik der Bewertung des Bildkontrastes von OPTG und DVT-  
OPTG zur Fragestellung 7c aller Befunder (MW ges/ SD ges), der erfahrenen (MW erf/  
SD erf) und der unerfahrenen Befunder (MW unerf/ SD unerf). Des Weiteren sind die  
Unterschiede zwischen den beiden Bildgebungsmodalitäten (p OPTG/ DVT) und die  
Unterschiede zwischen den zwei Befundergruppen aufgelistet (p erf/ unerf).

Patient		OPTG 1a	DVT 1a	OPTG 2a	DVT 2a	OPTG 3a	DVT 3a	OPTG 4a	DVT 4a	OPTG 5a	DVT 5a
1	MW	2,8	4,5	1,8	4,4	3	3,9	3,1	4,6	3,5	4,7
	Median	3	5	2	5	3	4	3	4	4	5
	SD	±0,422	±0,707	±0,789	±0,998	±0,943	±0,738	±0,738	±0,994	±0,972	±0,675
	Min- Max	2-3	3-5	1-3	2-5	2-5	3-5	2-4	2-5	2-5	3-5
2	MW	3	4,1	2,7	3,3	2,2	3,6	3,8	4,6	3,5	4,2
	Median	3	4	3	3	2	3	3,5	5	3,5	4
	SD	±0,816	±0,989	±0,675	±0,483	±0,919	±0,843	±0,919	±0,516	±1,080	±0,789
	Min- Max	2-4	2-5	2-4	3-4	1-4	3-5	3-5	4-5	2-5	3-5
3	MW	2,3	3,8	2,6	4	5	3,2	2,5	3,9	2,4	3,4
	Median	2	4	2	4	5	3	2	4	2	3
	SD	±0,483	±0,789	±1,174	±1,247	±0	±0,919	±0,850	±1,101	±0,699	±0,699
	Min- Max	2-3	2-5	1-5	1-5	5	2-5	2-4	2-5	2-4	3-5
4	MW	2	3,2	2,3	5	4,7	4,8	2,8	4,2	2	3,5
	Median	2	3,5	2	4	5	5	2,5	5	2	4
	SD	±0,667	±1,033	±0,675	±1,174	±0,675	±0,422	±1,033	±1,135	±0,667	±0,972
	Min- Max	1-3	1-4	1-3	1-5	3-5	4-5	2-5	2-5	1-3	2-5
5	MW	2,1	3,3	2,2	3,1	3,3	3,6	2,5	4	2,3	3
	Median	2	3,5	2	3	3	4	2,5	4	2	3
	SD	±0,876	±1,16	±0,632	±1,197	±1,160	±0,843	±0,850	±1,054	±0,675	±0,943
	Min- Max	1-4	1-5	1-3	2-5	2-5	2-5	1-4	2-5	1-3	2-4
6	MW	3	4	3,4	4,7	2,6	4,1	3	4	3,2	4
	Median	3	4	3,5	5	3	4	3	4	3	4
	SD	±1,333	±0,667	±1,174	±0,483	±0,699	±0,876	±0,816	±1,054	±0,919	±0,816
	Min- Max	1-5	3-5	2-5	4-5	1-3	3-5	2-5	2-5	1-4	3-5

7	MW	2,8	3	2,5	3,2	2,6	4,2	3	3,8	2,3	2,9
	Median	3	3	2	3	3	4	3	3,5	2	3
	SD	±0,789	±0,667	±0,707	±1,033	±0,516	±0,632	±0,667	±0,919	±0,675	±0,738
	Min-Max	1-4	2-4	2-4	2-5	2-3	3-5	2-4	3-5	1-3	2-4
8	MW	3,1	3,7	2,5	3,3	3,2	5	3,3	4,5	2,1	3,6
	Median	3	4	2,5	3	3	5	3	4,5	2	4
	SD	±0,994	±1,16	±0,527	±0,49	±0,422	0	±0,675	±0,527	±0,568	±0,843
	Min-Max	1-5	2-4	2-3	2-5	3-4	5	2-4	4-5	1-3	2-5
9	MW	2,8	3,6	2,4	2,7	4,3	3,8	2,9	3,5	2,3	2,9
	Median	3	4	2	3	4	4	3	3,5	2	3
	SD	±0,789	±0,516	±0,516	±0,483	±0,675	0,789	±0,876	±0,85	±0,675	±0,568
	Min-Max	2-4	3-4	2-3	2-3	3-5	2-5	2-4	2-5	1-3	2-4
10	MW	2,9	4,3	2,7	3,8	3,7	4,2	3,4	4,1	3,5	3,2
	Median	3	4,5	3	4	4	4	4	4,5	3,5	3,5
	SD	±0,568	±0,823	±0,675	±1,229	±0,949	0,789	±0,843	±1,197	±0,850	±0,919
	Min-Max	2-4	3-5	2-4	2-5	2-5	3-5	2-4	2-5	2-5	2-4
11	MW	2,7	3,6	2,4	3,4	4	3,7	3,2	4	2,6	3,73
	Median	2,5	4	2	3	4	4	3	4	2,5	3
	SD	±0,823	±0,843	±0,516	±0,843	±0,816	0,949	±0,919	±0,943	±0,699	±0,876
	Min-Max	2-4	2-5	2-3	2-5	3-5	2-5	2-5	2-5	2-4	2-4
12	MW	2,5	3,2	2,4	3	2,4	2,7	2,7	3,9	2,5	2,8
	Median	2,5	3	2	3	2,5	3	3	4	2,5	3
	SD	±0,527	±0,632	±0,516	±0,667	±0,699	0,675	±0,675	±0,738	±0,850	±1,033
	Min-Max	2-3	2-4	2-3	2-4	1-3	2-4	2-4	3-5	1-4	1-4
13	MW	2,9	3,7	1,6	3,3	2,1	3,8	3,2	3,6	2,3	3,3
	Median	3	4	2	3	2	4	3	3,5	2	4
	SD	±0,568	±0,949	±0,516	±1,059	±0,568	0,789	±0,789	±0,966	±0,483	±1,059
	Min-Max	2-4	2-5	1-2	1-5	1-3	3-5	2-4	2-5	2-3	1-4
14	MW	2,7	3,4	3,5	4,2	3,5	4,3	3	3,4	2,4	3,1
	Median	2,5	3	3	4	4	5	3	3	2	3
	SD	±0,823	±0,516	±1,179	±0,632	±0,707	1,16	±0,667	±0,843	±0,699	±0,738
	Min-Max	2-4	3-4	2-5	3-5	2-4	2-5	2-4	2-5	2-4	2-4
15	MW	2,3	3,9	2,7	3,82	3,2	3,9	2,8	4	2,2	3
	Median	2	4	2,5	4	3	4	3	4	2	3
	SD	±0,675	±0,994	±0,949	±0,675	±0,919	0,994	±0,632	±1,054	±0,789	±0,816
	Min-Max	2-4	2-5	2-5	3-5	2-5	2-5	2-4	2-5	1-3	2-4

Patient		OPTG 6a	DVT 6a	OPTG 7a	DVT 7a	OPTG 7b	DVT 7b	OPTG 7c	DVT 7c
1	MW	3,6	5	1,8	2,7	2,1	3	1,9	2,9
	Median	4	5	2	3	2	3	2	3
	SD	±1,075	0	±0,632	±0,483	±0,738	0	±0,738	±0,316
	Min- Max	2-5	5	1-3	2-3	1-3	3	1-3	2-3
2	MW	3,3	4,9	1,9	2,7	1,7	2,6	1,9	2,3
	Median	3	4,5	2	3	2	3	2	2
	SD	±0,675	±0,919	±0,568	±0,233	±0,483	±0,516	±0,568	±0,675
	Min- Max	2-4	3-5	1-3	2-3	1-3	2-3	1-3	1-3
3	MW	2,3	3,6	1,2	2,8	1,3	2,7	1,1	2,5
	Median	2	3	1	3	1	3	1	2,5
	SD	±0,675	±0,843	4,22	±0,422	±0,483	±0,483	±0,316	±0,527
	Min- Max	1-3	3-5	1-2	2-3	1-2	2-3	1-3	2-3
4	MW	2,1	3,6	1,2	2,6	1,2	2,5	1,2	2,5
	Median	2	4	1	3	1	3	1	3
	SD	±0,994	1,43	±0,422	±0,516	±0,422	±0,707	±0,422	±0,707
	Min- Max	1-4	1-5	1-2	2-3	1-2	1-3	1-2	1-3
5	MW	2,9	3,8	1,1	2,7	1,3	2,5	1,2	2
	Median	2,5	4	1	3	1	2,5	1	2
	SD	±1,101	±0,632	±0,316	±0,483	±0,483	±0,527	±0,422	±0,943
	Min- Max	2-5	3-5	1-2	2-3	1-3	2-3	1-2	1-3
6	MW	2,9	3,9	1,6	2,5	1,6	2,7	1,6	2,6
	Median	3	4	2	3	2	3	2	3
	SD	±0,568	±0,738	±0,516	±0,707	±0,516	±0,483	±0,516	±0,516
	Min- Max	2-4	3-5	1-2	1-3	1-2	2-3	1-2	2-3
7	MW	2,8	3,7	1,5	2,8	1,5	2,6	1,4	2,4
	Median	2,5	4	1,5	3	1,5	3	1	2
	SD	±0,919	±0,823	±0,527	±0,422	±0,527	±0,516	±0,516	±0,516
	Min- Max	2-4	2-5	1-2	2-3	1-2	2-3	1-2	2-3
8	MW	1,9	3,3	1,8	2,9	1,5	3	1,5	2,7
	Median	2	4	2	3	1,5	3	1,5	3
	SD	±0,316	1,252	±0,632	±0,316	±0,527	0	±0,527	±0,483
	Min- Max	1-2	1-5	1-3	2-3	1-2	3	1-2	2-3
9	MW	2,7	3,4	1,5	2,5	2,2	2,6	2	2,3
	Median	2,5	3	1,5	2,5	2	3	2	2
	SD	±0,823	±0,43	±0,527	±0,527	±0,789	±0,516	±0,816	±0,483
	Min- Max	2-4	2-5	1-2	2-3	1-3	2-3	1-3	2-3
10	MW	2,7	3,5	2,1	2,7	1,7	2,7	1,5	2,6
	Median	3	3,5	2	3	2	3	1,5	3
	SD	±0,675	1,08	±0,738	±0,483	±0,483	±0,483	±0,527	±0,516
	Min- Max	2-4	2-5	1-3	2-3	1-2	2-3	1-2	2-3
11	MW	2,4	4,5	1,6	2,8	1,8	2,8	1,6	2,5
	Median	2,5	5	2	3	2	3	2	2,5

	SD	±0,699	±0,972	±0,516	±0,422	±0,422	±0,422	±0,516	±0,527
	Min-Max	1-3	2-5	1-2	2-3	1-2	2-3	1-2	2-3
12	MW	2,6	3	1,7	2,6	1,6	2,6	1,8	2,5
	Median	2,5	3	2	3	1,5	3	2	2,5
	SD	±0,699	1,054	±0,483	±0,516	±0,699	±0,516	±0,789	±0,527
	Min-Max	2-4	1-4	1-2	2-3	1-3	2-3	1-3	2-3
13	MW	3,2	4,3	1,8	2,8	1,4	2,7	1,4	2,4
	Median	3	4	2	3	1	3	1	2
	SD	±1,033	±0,483	±0,632	±0,422	±0,5166	±0,483	±0,516	±0,516
	Min-Max	2-5	4-5	1-3	2-3	1-2	2-3	1-2	2-3
14	MW	3,1	3,8	2	2,7	1,6	2,5	1,8	2,2
	Median	3	4	2	3	1,5	2,5	2	2
	SD	±0,994	±0,919	±0,816	±0,483	±0,609	±0,527	±0,632	±0,422
	Min-Max	1-4	2-5	1-3	2-3	1-3	2-3	1-3	2-3
15	MW	2,3	3,2	1,5	2,7	1,3	2,6	1,1	2,2
	Median	2	3,5	1,5	3	1	3	1	2
	SD	±0,823	1,033	±0,527	±0,483	±0,483	±0,516	±0,316	±0,632
	Min-Max	1-4	1-4	1-2	2-3	1-2	2-3	1-2	1-3

Tab. 14: Deskriptive Statistik der Ergebnisse aus der Bewertung der allgemeinen Diagnosemöglichkeit für OPTG und DVT individuell für sowohl alle Patienten, als auch alle Fragen. Darstellung jeweils von Mittelwert, Median, Standardabweichung und Minimum-Maximum.

#### 6.4 Bildquellenverzeichnis

Abb. 1: Pasler FA. Zahnärztliche Radiologie. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag, 2008: 49

Abb. 3a, b: <http://www.zmk-aktuell.de/zahnheilkunde/allgemeine-zahnmedizin/story/die-digitale-volumentomographie-klinisch-unterschaetzt-und-wirtschaftlich-ueberschaetzt-tei.html>  
(Zugriffsdatum: 08.08.2011)

Abb. 6, 7: [www.Sirona.de](http://www.Sirona.de)

Anhang Tab 1: Sirona, 2011: Technische Eigenschaften in der Übersicht.  
[http://www.sirona.de/ecomaXL/index.php?site=SIRONA\\_bildgebende\\_systeme\\_3d\\_roentgen\\_technische\\_daten](http://www.sirona.de/ecomaXL/index.php?site=SIRONA_bildgebende_systeme_3d_roentgen_technische_daten) (Zugriffsdatum: 13.01.2012)

## 7. Literaturverzeichnis

1. Akarlan ZZ, Akdevelioglu M, Gungor K, Erten H. A comparison of the diagnostic accuracy of bitewing, periapical, unfiltered and filtered digital panoramic images for approximal caries detection in posterior teeth. *Dentomaxillofac Radiol* 2008; 37: 458-463
2. Akdeniz BG, Grondahl HG, Magnusson B. Accuracy of proximal caries depth measurements: comparison between limited cone beam computed tomography, storage phosphor and film radiography. *Caries Res* 2006; 40: 202-207
3. Akkaya N, Kansu O, Kansu H, Cagirankaya LB, Arslan U. Comparing the accuracy of panoramic and intraoral radiography in the diagnosis of proximal caries. *Dentomaxillofac Radiol* 2006; 35: 170-174
4. Alqerban A, Jacobs R, Fieuws S, Willems G. Comparison of two cone beam computed tomographic systems versus panoramic imaging for localization of impacted maxillary canines and detection of root resorption. *Eur J Orthod* 2011; 33: 93-102
5. Angelopoulos C, Thomas SL, Hechler S, Parissis N, Hlavacek M. Comparison between digital panoramic radiography and cone-beam computed tomography for the identification of the mandibular canal as part of presurgical dental implant assessment. *J Oral Maxillofac Surg* 2008; 66: 2130-2135

6. Arai Y, Tammisalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol* 1999; 28: 245-248
7. Baba R, Ueda K, Okabe M. Using a flat-panel detector in high resolution cone beam CT for dental imaging. *Dentomaxillofac Radiol* 2004; 33: 285-290
8. Backstrom A, Welander U, McDavid WD, Tronje G, Sanderink GC. The effect of system parameters on resolution in rotational panoramic radiography. A mathematical analysis. *Dentomaxillofac Radiol* 1989; 18: 169-176
9. Batista WO, Navarro MV, Maia AF. Effective Doses in Panoramic Images from Conventional and Cbct Equipment. *Radiat Prot Dosimetry* 2011; [Epub ahead of print]
10. Bell GW, Rodgers JM, Grime RJ, Edwards KL, Hahn MR, Dorman ML, Keen WD, Stewart DJ, Hampton N. The accuracy of dental panoramic tomographs in determining the root morphology of mandibular third molar teeth before surgery. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2003; 95: 119-125
11. Bortz J, Lienert GA, Barskova T, Leitner K, Oesterreich R. *Kurzgefasste Statistik für die klinische Forschung: Leitfaden für die verteilungsfreie Analyse kleiner Stichproben*. Heidelberg: Springer Medizin Verlag, 2008
12. Botticelli S, Verna C, Cattaneo PM, Heidmann J, Melsen B. Two- versus three-dimensional imaging in subjects with unerupted maxillary canines. *Eur J Orthod* 2011; 33: 344-349
13. Brettle D, Carmichael F. The impact of digital image processing artefacts mimicking pathological features associated with restorations. *Br Dent J* 2011; 211: 167-170

14. Bumann A. Die digitale Volumentomographie – klinisch unterschätzt und wirtschaftlich überschätzt? ZMK 2008; 24: 214-225
15. Bumann A. DVT – Für & Wider aus Sicht des Anwenders (3). KN 2009; 4: 8
16. Cormack AM. Representation of a Function by Its Line Integrals, with Some Radiological Applications. J Appl Phys 1963; 34: 2722
17. Cormack AM. Representation of a Function by Its Line Integrals, with Some Radiological Applications II. J Appl Phys 1964; 35: 2908
18. Dalili Z, Mahjoub P, Sigaroudi AK. 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. Dent Res J (Isfahan) 2011; 8: 203-210
19. De Man B, Nuyts J, Dupont P, Marchal G, Suetens P. Metal streak artifacts in X-ray computed tomography: A simulation study. IEEE T Nucl Sci 1999; 46: 691-696
20. Dirsch P. Digitale Volumentomographie in der zahnärztlichen Implantologie. ZWP spezial 2008; 7: 10-14
21. Du Prel JB, Röhrig B, Hommel G, Blettner M. Auswahl statistischer Testverfahren. Dtsch Ärztebl 2010; 107: 343-348
22. Dudhia R, Monsour PA, Savage NW, Wilson RJ. Accuracy of angular measurements and assessment of distortion in the mandibular third molar region on panoramic radiographs. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2011; 111: 508-516
23. Feldkamp LA DL, Kress JW. Practical cone-beam algorithm. J Opt Soc Am A 1984; 1: 612-619

24. Fuhrmann A, Schulze D, Rother U, Vesper M. Digital transversal slice imaging in dental-maxillofacial radiology: from pantomography to digital volume tomography. *Int J Comput Dent* 2003; 6: 129-140
25. Gavala S, Donta C, Tsiklakis K, Boziari A, Kamenopoulou V, Stamatakis HC. Radiation dose reduction in direct digital panoramic radiography. *Eur J Radiol* 2009; 71: 42-48
26. Gijbels F, Jacobs R, Bogaerts R, Debaveye D, Verlinden S, Sanderink G. Dosimetry of digital panoramic imaging. Part I: Patient exposure. *Dentomaxillofac Radiol* 2005; 34: 145-149
27. Gomi T, Koshida K, Miyati T. Development of a cone angle weighted three-dimensional image reconstruction algorithm to reduce cone-beam artefacts. *Dentomaxillofac Radiol* 2006; 35: 398-406
28. Holberg C. Cephalometrie – Quo Vadis ? *Bayerisches Zahnärzteblatt* 2007; 5: 33-35
29. Horner K, Rushton V, Walker A, Tsiklakis K, Hirschmann PN, van Der Stelt PF, Glenny A, Velders XL, Pvit S, 2004: European guidelines on radiation protection in dental radiology, N° 136. [http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radioprotection/publication/doc/136\\_en.pdf](http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radioprotection/publication/doc/136_en.pdf) (Zugriffsdatum: 02.01.2012)
30. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. *Br J Radiol* 1973; 46: 1016-1022
31. Jervoe-Storm PM, Hagner M, Neugebauer J, Ritter L, Zöller JE, Jepsen S, Frentzen M. Comparison of cone-beam computerized tomography and intraoral radiographs for determination of the periodontal ligament in a variable phantom. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010; 109: 95-101

32. Keeve E, Kusch J, Hey J. Grundlagen der DVT-Technologie. In: Zöller JE, Hrsg. Digitale Volumetomografie in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH, 2007: 3-22
33. Kovacs M, Fejerdy P, Dobo NC. Metal artefact on head and neck cone-beam CT images. *Fogorv Sz* 2008; 101: 171-178
34. Kumar V, Gossett L, Blattner A, Iwasaki LR, Williams K, Nickel JC. Comparison between cone-beam computed tomography and intraoral digital radiography for assessment of tooth root lesions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011; 139: e533-541
35. Lamichane M, Anderson NK, Rigali PH, Seldin EB, Will LA. Accuracy of reconstructed images from cone-beam computed tomography scans. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 136: 156 e151-156
36. Langer M, Zwicker C, Langer R, Astinet F, Kohler D, Felix R. 3-dimensional reconstructions of the skull, axial and extremity skeleton. *Digitale Bilddiagn* 1989; 9: 89-96
37. Langhoff N. Leistungen der digitalen Volumetomografie (DVT): Was ist bei der Abrechnung zu beachten? *Praxis Implantologie* 2012; 3: 14
38. Lauridsen C, Lefere P, Gerke O, Gryspeerdt S. Effect of a tele-training programme on radiographers in the interpretation of CT colonography. *Eur J Radiol* 2011; [Epub ahead of print]
39. Lele AS, Pai KM. Consideration of positioning errors in the assessment of distortion in the mandibular third molar region on panoramic radiographs. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2011; 112: 415

40. Leng S, Zambelli J, Tolakanahalli R, Nett B, Munro P, Star-Lack J, Paliwal B, Chen GH. Streaking artifacts reduction in four-dimensional cone-beam computed tomography. *Med Phys* 2008; 35: 4649-4659
41. Lofthag-Hansen S. Cone beam computed tomography radiation dose and image quality assessments. *Swed Dent J Suppl* 2009; 209: 4-55
42. Loubele M, Bogaerts R, Van Dijck E, Pauwels R, Vanheusden S, Suetens P, Marchal G, Sanderink G, Jacobs R. Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. *Eur J Radiol* 2009; 71: 461-468
43. Loughran CF. Reporting of fracture radiographs by radiographers: the impact of a training programme. *Br J Radiol* 1994; 67: 945-950
44. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac Radiol* 2006; 35: 219-226
45. Ludlow JB, Ivanovic M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008; 106: 106-114
46. Ludlow JB, Laster WS, See M, Bailey LJ, Hershey HG. Accuracy of measurements of mandibular anatomy in cone beam computed tomography images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007; 103: 534-542
47. Meng JH, Zhang WL, Liu DG, Zhao YP, Ma XC. Diagnostic evaluation of the temporomandibular joint osteoarthritis using cone beam computed tomography compared with conventional radiographic technology. *Beijing Da Xue Xue Bao* 2007; 39: 26-29

48. Misch KA, Yi ES, Sarment DP. Accuracy of cone beam computed tomography for periodontal defect measurements. *J Periodontol* 2006; 77: 1261-1266
49. Mischkowski RA, Pulsfort R, Ritter L, Neugebauer J, Brochhagen HG, Keeve E und Zöller JE. Geometric accuracy of a newly developed cone-beam device for maxillofacial imaging. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007a; 104: 551-559
50. Mischkowski RA, Ritter L, Neugebauer J, Dreiseidler T, Keeve E und Zöller JE. Diagnostic quality of panoramic views obtained by a newly developed digital volume tomography device for maxillofacial imaging. *Quintessence Int* 2007b; 38: 763-772
51. Momin MA, Okochi K, Watanabe H, Imaizumi A, Omura K, Amagasa T, Okada N, Ohbayashi N, Kurabayashi T. Diagnostic accuracy of cone-beam CT in the assessment of mandibular invasion of lower gingival carcinoma: comparison with conventional panoramic radiography. *Eur J Radiol* 2009; 72: 75-81
52. Monsour PA, Dudhia R. Implant radiography and radiology. *Aust Dent J* 2008; 53: 11-25
53. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol* 1998; 8: 1558-1564
54. Mueller K, Yagel R, Wheller JJ. Anti-aliased three-dimensional cone-beam reconstruction of low-contrast objects with algebraic methods. *IEEE Trans Med Imaging* 1999a; 18: 519-537
55. Mueller K, Yagel R, Wheller JJ. Fast implementations of algebraic methods for three-dimensional reconstruction from cone-beam data. *IEEE Trans Med Imaging* 1999b; 18: 538-548

56. Nakagawa Y, Kobayashi K, Ishii H, Mishima A, Asada K, Ishibashi K. Preoperative application of limited cone beam computerized tomography as an assessment tool before minor oral surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2002; 31: 322-326
57. Neugebauer J, Shirani R, Mischkowski RA, Ritter L, Scheer M, Keeve E, Zöller JE. Comparison of cone-beam volumetric imaging and combined plain radiographs for localization of the mandibular canal before removal of impacted lower third molars. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008; 105: 633-642
58. Numata H. Consideration of the parabolic radiography of the dental arch. *J Shimazu Stud* 1933; 10: 13
59. Paatero YV. Orthoradial jaw pantomography. *Ann Med Intern Fenn Suppl* 1959; 48: 222-227
60. Pasler FA. *Zahnärztliche Radiologie*. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag 2008
61. Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J, Walker A, Cockmartin L, Bosmans H, Jacobs R, Bogaerts R, Horner K. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *Eur J Radiol* 2010; 81: 267-271
62. Pauwels R, Stamatakis H, Bosmans H, Bogaerts R, Jacobs R, Horner K, Tsiklakis K. Quantification of metal artifacts on cone beam computed tomography images. *Clin Oral Implants Res* 2011; [Epub ahead of print]
63. 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. *J Oral Maxillofac Surg* 2002; 60: 979-984
64. Pittayapat P, Galiti D, Huang Y, Dreesen K, Schreurs M, Souza PC, Rubira-Bullen IR, Westphalen FH, Pauwels R, Kalema G, Willems G, Jacobs R. An in vitro comparison of subjective image quality of panoramic views acquired via 2D or 3D imaging. *Clin Oral Investig* 2012; [Epub ahead of print]
  65. Reddy MS, Mayfield-Donahoo T, Vanderven FJ, Jeffcoat MK. A comparison of the diagnostic advantages of panoramic radiography and computed tomography scanning for placement of root form dental implants. *Clin Oral Implants Res* 1994; 5: 229-238
  66. Ritter L, Dreiseidler T. Bildqualität-Anforderungen und Einflussfaktoren. In: Zöller JE, Hrsg. *Digitale Volumetomographie in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde*. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH, 2007: 23-35
  67. Ritter L, Mischkowski RA, Neugebauer J, Dreiseidler T, Scheer M, Keeve E, Zöller JE. The influence of body mass index, age, implants, and dental restorations on image quality of cone beam computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009; 108: e108-116
  68. Röhrig B, du Prel JB, Blettner M. Studiendesign in der medizinischen Forschung *Dtsch Ärztebl* 2009a; 106: 184-189
  69. Röhrig B, du Prel JB, Wachtlin D, Blettner M. Studententypen in der medizinischen Forschung. *Dtsch Ärztebl* 2009b; 106: 162-168
  70. Rother UJ. *Moderne bildgebende Diagnostik in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde*. München: Elsevier GmbH, 2006

71. Rugani P, Jakse N, 2010a: Der aktuelle Stand der Röntgendiagnostik in der Zahnmedizin - Teil 1. <http://www.zmk-aktuell.de/zahnheilkunde/allgemeine-zahnmedizin/story/der-aktuelle-stand-der-roentgendiagnostik-in-der-zahnmedizin-teil-1.html> (Zugriffsdatum: 11.01.2012)
72. Rugani P, Jakse N, 2010b: Der aktuelle Stand der Röntgendiagnostik in der Zahnmedizin - Teil 3. <http://www.zmk-aktuell.de/zahnheilkunde/allgemeine-zahnmedizin/story/der-aktuelle-stand-der-roentgendiagnostik-in-der-zahnmedizin-teil-3.html> (Zugriffsdatum: 12.01.2012)
73. Rugani P, Jakse N, 2010c: Möglichkeiten der DVT in der Implantologie. <http://www.zwp-online.info/de/fachgebiete/implantologie/digitale-verfahren/moeglichkeiten-der-dvt-der-implantologie> (Zugriffsdatum: 06.04.2012)
74. Scherer P, Ritter L, Neugebauer J, Mischkowski RA, Zöller JE. Indikationen für die digitale Volumetomographie. Zahnärztl Mitt 2008; 6: 46-53
75. Scheutzel P. Entwicklung der zahnärztlichen Panoramaröntgenverfahren. Zahnärztl Mitt 1989; 79: 2223
76. Schlegel H, Blanke D, 2010: DVT bietet erstaunliche Möglichkeiten. <http://www.zwp-online.info/de/fachgebiete/implantologie/digitale-verfahren/dvt-bietet-erstaunliche-moeglichkeiten> (Zugriffsdatum: 12.04.2012)
77. Schleifele C, Reichart PA. Das 3D-Röntgensystem GALILEOS - Neue Möglichkeiten der 3D-Diagnostik. ZWR 2007; 116: 615-617
78. Schulze D. Moderne Befundung mithilfe bildgebender Verfahren. Zahnärztl Mitt 2008; 98: 52-55
79. Schulze R. Aktueller Stand der digitalen Röntgentechnik. Zahnärztl Mitt 2006; 96: 42-48

80. Schulze R, Haßfeld S, Schulze D. S1-Empfehlung: Dentale Volumentomographie. Dtsch Zahnärztl Z 2009; 64: 490-496
81. Schulze R, Heil U, Gross D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, Schoemer E. Artefacts in CBCT: a review. Dentomaxillofac Radiol 2011; 40: 265-273
82. Schulze RK, Berndt D, d'Hoedt B. On cone-beam computed tomography artifacts induced by titanium implants. Clin Oral Implants Res 2010; 21: 100-107
83. Sirona, 2011: Technische Eigenschaften in der Übersicht. [http://www.sirona.de/ecomaXL/index.php?site=SIRONA\\_bildgebende\\_systeme\\_3d\\_roentgen\\_technische\\_daten](http://www.sirona.de/ecomaXL/index.php?site=SIRONA_bildgebende_systeme_3d_roentgen_technische_daten) (Zugriffsdatum: 13.01.2012)
84. Sirona, 2012: Presse. [http://www.sirona.de/ecomaXL/index.php?site=SIRONA\\_presse](http://www.sirona.de/ecomaXL/index.php?site=SIRONA_presse) (Zugriffsdatum: 18.01.2012)
85. Sonke JJ, Zijp L, Remeijer P, van Herk M. Respiratory correlated cone beam CT. Med Phys 2005; 32: 1176-1186
86. Spitzer W, Rücker M. Zahnärztliche Röntgenologie. In: Schwenzler NundEhrenfeld M, Hrsg. Allgemeine Chirurgie. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2000: 223-259
87. Suomalainen A, Vehmas T, Kortensniemi M, Robinson S, Peltola J. Accuracy of linear measurements using dental cone beam and conventional multislice computed tomography. Dentomaxillofac Radiol 2008; 37: 10-17
88. Tang X, Hsieh J, Hagiwara A, Nilsen RA, Thibault JB, Drapkin E. A three-dimensional weighted cone beam filtered backprojection (CB-FBP) algorithm for

- image reconstruction in volumetric CT under a circular source trajectory. *Phys Med Biol* 2005; 50: 3889-3905
89. Tantanapornkul W, Okouchi K, Fujiwara Y, Yamashiro M, Maruoka Y, Ohbayashi N, Kurabayashi T. A comparative study of cone-beam computed tomography and conventional panoramic radiography in assessing the topographic relationship between the mandibular canal and impacted third molars. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007; 103: 253-259
  90. Tronje G, Eliasson S, Julin P, Welander U. Image distortion in rotational panoramic radiography. II. Vertical distances. *Acta Radiol Diagn (Stockh)* 1981; 22: 449-455
  91. Valentin J. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Publication 103. *Ann ICRP* 2007; 37: 1-332
  92. van der Stelt PF. Filmless imaging: the uses of digital radiography in dental practice. *J Am Dent Assoc* 2005; 136: 1379-1387
  93. Van Elslande D, Heo G, Flores-Mir C, Carey J, Major PW. Accuracy of mesiodistal root angulation projected by cone-beam computed tomographic panoramic-like images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010; 137: 94-99
  94. Vandenberghe B, Jacobs R, Yang J. Detection of periodontal bone loss using digital intraoral and cone beam computed tomography images: an in vitro assessment of bony and/or infrabony defects. *Dentomaxillofac Radiol* 2008; 37: 252-260
  95. Visser H, Hermann KP, Bredemeier S, Kohler B. [Dose measurements comparing conventional and digital panoramic radiography]. *Mund Kiefer Gesichtschir* 2000; 4: 213-216

96. Wolf D, Bindl A, Paqué F, 2009: DVT-Einsatz in der Kariologie, Endodontie und Parodontologie - ein erster Erfahrungsbericht. [http://www.ddn-online.net/uploads/smartsection/411\\_ddn\\_0409\\_wolf.pdf](http://www.ddn-online.net/uploads/smartsection/411_ddn_0409_wolf.pdf) (Zugriffsdatum: 07.04.2012)
97. Yim JH, Ryu DM, Lee BS, Kwon YD. Analysis of digitalized panorama and cone beam computed tomographic image distortion for the diagnosis of dental implant surgery. *J Craniofac Surg* 2011; 22: 669-673
98. Zamora N, Llamas JM, Cibrian R, Gandia JL, Paredes V. Cephalometric measurements from 3D reconstructed images compared with conventional 2D images. *Angle Orthod* 2011; 81: 856-864
99. Zhang Y, Zhang L, Zhu XR, Lee AK, Chambers M, Dong L. Reducing metal artifacts in cone-beam CT images by preprocessing projection data. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2007; 67: 924-932
100. Zulauf AF, 1922: Panoramic x-ray apparatus. <http://www.google.de/patents?hl=de&lr=&vid=USPAT1408559&id=uy9QAAAAEBAJ&oi=fnd&dq=zulauf+1922&printsec=abstract#v=onepage&q=zulauf%201922&f=false> (Zugriffsdatum: 15.04.2012)

## 8. Danksagung

Ich danke meinem Doktorvater Herrn PD Dr. Helfgen für die Überlassung des Themas und die Großzügigkeit, mir bei der Gestaltung der Dissertation weitestgehend freie Hand zu lassen.

Danke auch an Herrn Dr. med. Dr. med. dent. Lutz Ritter des Universitätsklinikums Köln, welcher die Datenerhebung ermöglichte und für alle Fragen ein offenes Ohr hatte.

Für die statistische Unterstützung und Beratung danke ich Frau Dr. Ute Klarmann des Instituts für Medizinische Biometrie, Informatik und Epidemiologie (IMBIE) der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn.

Des Weiteren danke ich Dr. Sue Holtmann, ZÄ Nina Hauschopp, ZÄ Frederike Heikamp, ZÄ Stephanie Plötz, ZÄ Ruth Simonis, ZÄ Susanne Sterling, Dr. Christoph Reichert, Dr. Lina Gölz, Dr. Constanze Wagner, Dr. Philipp Kley, Dr. Anne Eisenbeiß und PD Dr. E.-H. Helfgen für das Mitwirken an der Studie.

Mein größter Dank gilt meinen Eltern Ulrike und Franz-Josef Hansmeier, welche mich immer in all meinen Vorhaben unterstützt haben und es mir ermöglichten, mich voll und ganz auf meine Ziele zu konzentrieren.

Danke auch an meine gesamte Familie, besonders an meine Opas Ernst und Ernst und meine drei Patentanten dafür, dass sie immer an mich geglaubt haben.

Für das stundenlange Korrekturlesen und die Beantwortung meiner tausend Fragen danke ich meinem Freund Christoph.

Mein letzter Dank gilt meiner guten Freundin Tina für die gegenseitige Motivation und die vielen lustigen Stunden während unserer Promotionszeit.