

Aus dem
Berliner Zentrum für Mechatronische Medizintechnik (BZMM)
eine Kooperation
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin und
der Fraunhofer-Gesellschaft

DISSERTATION

Studien zur Artefaktreduktion in der Digitalen Volumentomographie

–
Vorbereitungen zur digitalen Generierung von Bisschienen

Zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von
Christian Weißinger

aus
Bremen

Datum der Promotion: 25.10.2013

Inhalt

Abkürzungsverzeichnis.....	IV
1 Einleitung.....	1
2 Grundlagen	3
2.1 Allgemeines zur Röntgenbildgebung.....	3
2.2 Herkömmliche Bildgebungsverfahren für den Kopf-Hals-Bereich: OPTG, FRS und CT	4
2.3 Digitale Volumentomographie	6
2.4 Exemplarische DVT-Anwendungen: Intraoperative Bisschienen (OP-Splints).....	10
2.4.1 Konventionelle zahntechnische OP-Planung und Erstellung der OP-Splints.....	13
2.4.2 Möglichkeiten der DVT-basierten OP-Planung und Erstellung der OP-Splints.....	14
2.5 Röntgenartefakte.....	16
2.5.1 Streustrahlungsartefakte	17
2.5.2 Aufhärtungsartefakte.....	17
2.5.3 Partialvolumenartefakte	18
2.5.4 Metallartefakte	18
2.5.5 Ringartefakte	19
2.5.6 Cone Beam-Artefakte.....	20
2.6 Aktuelle Studienlage zu Röntgenartefakten bei der DVT-basierten OP-Splinterstellung	22
3 Material und Methodik	25
3.1 Digitaler Volumentomograph.....	26
3.2 Röntgenphantome	26
3.2.1 Alderson-Phantome.....	26
3.2.2 Knochen-Silikon-Phantom.....	28
3.3 Artefaktgenerierende Testkörper.....	28
3.4 Metallfreie Halteeinrichtung.....	29
3.5 Erstellung der DVT-Aufnahmen	30
3.5.1 Einfluss des Aufnahmewinkels.....	31
3.5.2 Einfluss des Testkörpermaterials.....	32
3.5.3 Einfluss der Geometrie und der Lagebeziehung der Testkörper	32
3.5.4 Einfluss der Strahlungsintensität.....	33
3.5.5 Einfluss der einzelnen Röntgenphantome.....	33
3.6 Rekonstruktion der DVT-Aufnahmen und Formatierung	34

3.7 Auswertung der DVT-Aufnahmen	35
4 Ergebnisse.....	37
4.1 Einfluss des Aufnahmewinkels	38
4.2 Einfluss des Testkörpermaterials	41
4.3 Einfluss der Geometrie und der Lagebeziehung der Testkörper	42
4.4 Einfluss der Strahlungsintensität.....	44
4.5 Einfluss der einzelnen Röntgenphantome	47
5 Anwendungsstudie.....	49
5.1 Phantom zur Herstellung von DVT-basierten OP-Splints.....	50
5.2 DVT-Aufnahmen	51
5.3 Ergebnisse der DVT-Aufnahmen	51
5.4 Rekonstruktion und Formatierung	52
5.5 Virtuelle Osteotomie und Segmentierung	53
5.6 Generierung des OP-Splints.....	54
5.7 Splintherstellung.....	55
5.8 Prüfung der gefertigten OP-Splints	55
6 Diskussion	57
6.1 Diskussion des Materials und der Methodik.....	57
6.1.1 <i>Digitaler Volumentomograph</i>	57
6.1.2 <i>Röntgenphantome und Weichgewebesimulation</i>	58
6.1.3 <i>Artefaktgenerierende Testkörper</i>	62
6.1.4 <i>Metallfreie Halteinrichtung</i>	63
6.1.5 <i>Erstellung der DVT-Aufnahmen</i>	63
6.1.6 <i>Rekonstruktion und Formatierung der DVT-Aufnahmen</i>	64
6.1.7 <i>Auswertung der DVT-Aufnahmen</i>	64
6.2 Diskussion der Ergebnisse	65
6.2.1 <i>Einfluss des Aufnahmewinkels</i>	65
6.2.2 <i>Einfluss des Testkörpermaterials</i>	67
6.2.3 <i>Einfluss der Geometrie und der Lagebeziehung der Testkörper</i>	68
6.2.4 <i>Einfluss der Strahlungsintensität</i>	69
6.2.5 <i>Einfluss der einzelnen Röntgenphantome</i>	69
6.3 Diskussion der Anwendungsstudie.....	71
6.4 Klinische Implikationen und Ausblick	73

7 Zusammenfassung	76
Literaturverzeichnis	78
Abbildungsverzeichnis	82
Tabellenverzeichnis.....	84
Schaubildverzeichnis.....	85
Anhang	86
Lebenslauf.....	86
Veröffentlichungen	87
Selbstständigkeitserklärung	88
Danksagung.....	89
Beigefügte Compact Disc	90

Abkürzungsverzeichnis

10°F	Neigung des Phantoms in frontaler Ansicht um 10° seitwärts
10°S	Neigung des Phantoms in sagittaler Ansicht um 10° nach hinten
ALARA	As low as reasonably achievable
ANOVA	Analysis of variance, Varianzanalyse
ANR	Adaptive noise reduction
BZMM	Berliner Zentrum für Mechatronische Medizintechnik
CBCT	Cone Beam Computed Tomography
CT	Computertomographie
DGZMK	Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine, med. Bilddatenformat
DVT	Digitale Volumentomographie
FRS	Fernröntgenseitenaufnahme
ICRP	International Commission on Radiological Protection
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements
JPEG	Digitales Bilddatenformat
MAR	Metal artifact reduction
μSv	Einheit für die effektive Strahlendosis
OPTG	Orthopantomogramm
RAW	Digitales Rohdatenformat
STL	Surface Tessellation Language, auch Standard Triangulation Language
VOI	Volume of interest

1 Einleitung

Von Fortschritten der medizinischen Bildgebungstechnik profitieren verschiedene medizinische Fachrichtungen auf vielfältige Weise. Dank moderner Techniken können Diagnostiken und Therapien heute ökonomischer, patientenschonender und vor allem sicherer durchgeführt werden. In der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie stellt die Technik der Digitalen Volumentomographie (DVT) eine wegweisende Neuerung für die Diagnostik, vor allem aber für die Behandlungsplanung dar. Dies gilt insbesondere für die Bereiche Dysgnathiechirurgie¹, Implantologie sowie kraniofaziale Fehlbildungschirurgie.

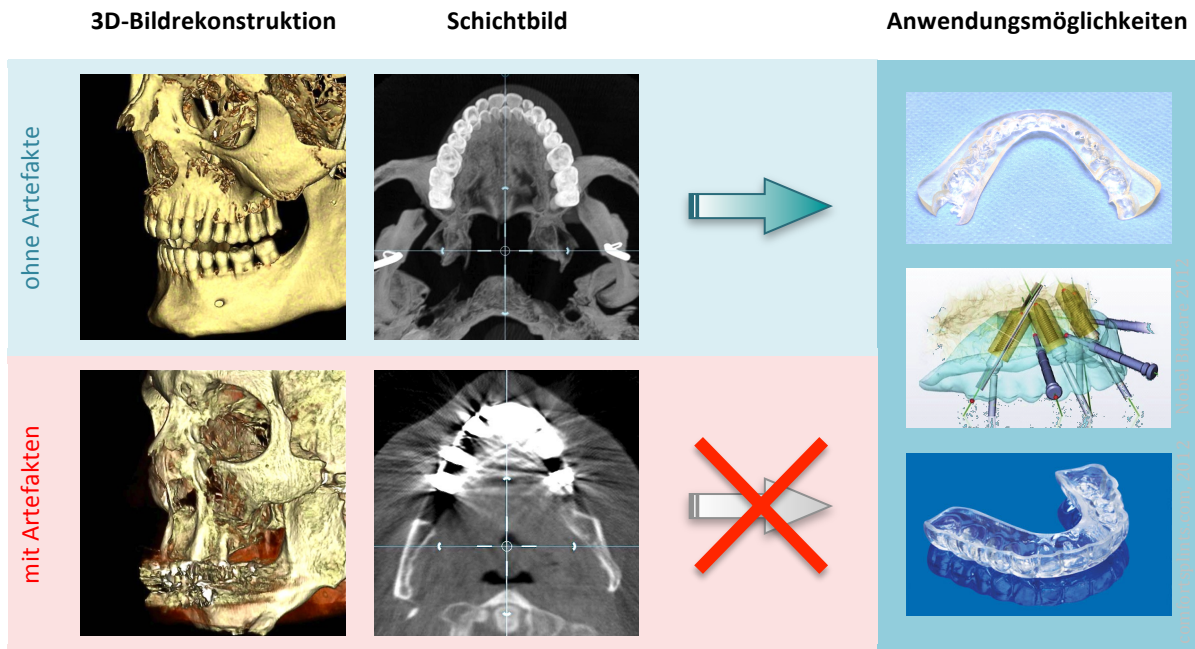
Die mund-kiefer-gesichtschirurgische Klinik der Charité Berlin beschäftigt sich schwerpunktmäßig mit der chirurgischen Versorgung von Kieferfehlstellungen (Dysgnathien). Die Planung dieser Interventionen wird mithilfe intraoperativer Bisschienen, sogenannter OP-Splints, chirurgisch umgesetzt. Ihnen kommt eine besondere Bedeutung zu: Sie repräsentieren einerseits das Ergebnis einer aufwändigen Interventionsplanung, andererseits beeinflussen sie über die Präzision ihrer Fertigung wesentlich das Operationsergebnis (siehe auch Tab. 3).

Wie die OP-Splint-Herstellung auf der Basis von DVT-Daten technisch umgesetzt werden kann, beschreibt die Diplomarbeit „Machbarkeitsstudie für ein Assistenzsystem der mandibulären² Umstellungsosteotomie“ des Institutsmitarbeiters Dipl.-Ing. German Klink. Die klinische Anwendung DVT-basierter OP-Splints ist bislang jedoch nur bedingt möglich. Insbesondere mindern Röntgenartefakte oft die Qualität der DVT-Aufnahmen beträchtlich, sodass keine verwertbaren Bilddaten zur Splintherstellung gewonnen werden können (Tab. 1).

Der Blick auf die aktuelle Studienlage verdeutlicht, dass einerseits die DVT-basierte Generierung von OP-Splints großes Potential zur Präzisierung und Rationalisierung der Dysgnathiechirurgie birgt. Andererseits ist der Einfluss von Bildartefakten noch immer erheblich. Aus diesem Grund beschäftigte sich auch unsere Arbeitsgruppe am Berliner Zentrum für Mechatronische Medizintechnik (BZMM) intensiv mit dem Umgang und der Reduktion von DVT-Bildartefakten.

¹ Dysgnathiechirurgie: chirurgische Behandlung von Fehlbissen.

² Mandibula (lat.): Unterkiefer(-knochen)



Tab. 1: Röntgenartefakte verhindern DVT-Anwendungen

Die erste Zeile der Tabelle zeigt Bildrekonstruktionen von DVT-Aufnahmen guter Qualität, die von einem trockenen Schädel erstellt wurden. Darauf basierend können OP-Splints, Bohrschablonen oder Aufbisschienen hergestellt werden (exemplarisch in der letzten Spalte gezeigt). Die zweite Zeile zeigt Bildrekonstruktionen einer stark artefaktbelasteten DVT-Aufnahme. Sie wurde von einem Patienten mit umfangreichen Zahnfüllungen und -implantaten erstellt. Die starken Bildfehler lassen keine der gezeigten Anwendungen zu.

Diese Arbeit beschreibt Untersuchungen zur Gewinnung artefaktreduzierter DVT-Daten. Ferner wird eine durchgeführte Anwendungsstudie beschrieben, in welcher die gewonnenen Erkenntnisse unter teilweise idealisierten Bedingungen umgesetzt wurden. Die Ziele dieser Studie sind daher:

- Verbesserung der DVT-Bildgebungsqualität durch Artefaktreduktion anhand von Phantomstudien
- Herstellung von OP-Splints basierend allein auf DVT-Bilddatensätzen
- Beitrag zur Ermöglichung eines abformungsfreien Zahnmodells

Der Weg zur Umsetzung dieser Ziele führt unweigerlich über die Beschäftigung mit DVT-Artefakten und wurde bisher von nur wenigen anderen Autoren beschrieben. Die folgende Abhandlung zeigt, inwiefern die Forschung heute in der Lage ist, DVT-Anwendungen am Patienten zu ermöglichen und welchen Beitrag die von uns vorgeschlagenen Ansätze hierzu leisten können. Nur wenn es gelingt, Maßnahmen zur Artefaktreduktion zu entwickeln, werden DVT-Anwendungen langfristig Einzug in die bildgestützte moderne Medizin finden.

2 Grundlagen

Die 3D-Diagnostik basierend auf der Digitalen Volumentomographie führte bis 2007 in der Zahn- und Mund-Kiefer-Gesichtsmedizin noch ein Schattendasein (Ehrl 2010). Heute hat sie sich dort weitgehend etabliert und der Bedarf an DVT-Anwendungen wächst stetig. Die rezente DVT-Technologie, die bisher nur wenigen Fachbereichen vorbehalten ist, sei daher in dem folgenden Abschnitt näher erläutert. Auf die von uns angestrebte DVT-Anwendung, die voll-digitale Generierung von OP-Splints, wird im Folgenden ebenso eingegangen wie auf die aktuellen Hürden durch Röntgenartefakte. Da sich bereits einige Arbeitsgruppen mit dieser Thematik beschäftigt haben, erfolgt ein kurzer Blick auf den aktuellen Forschungsstand.

2.1 Allgemeines zur Röntgenbildgebung

Grundsätzlich bedienen sich Röntgenverfahren der Gewebe durchdringenden Eigenschaft von Röntgenstrahlung. Abhängig von der Dichte des Gewebes wird diese unterschiedlich stark absorbiert. In einem Röntgengerät trifft ein Röntgenstrahl auf ein Objekt und wird hinter diesem durch einen Detektor registriert. Das durch unterschiedliche starke Absorption entstandene Muster auf der Projektionsfläche lässt Rückschlüsse über die Strahlendichteverhältnisse in dem Objekt zu. Da verschiedene menschliche Gewebearten sich unterschiedlich strahlendicht verhalten, können so Aussagen über die Gewebekonstruktion eines menschlichen Körperteils gemacht werden. Röntgendichte Strukturen werden in konventionellen Röntgenanwendungen heller, weniger dichte Strukturen werden dunkler dargestellt.

2.2 Herkömmliche Bildgebungsverfahren für den Kopf-Hals-Bereich: Orthopantomogramm, Fernröntgenseitaufnahme und CT

Die **Orthopantomographie (OPTG, auch Panoramascichtaufnahme)** beschreibt eine weit verbreitete Röntgenbildgebungstechnik. Röntgenquelle und -detektor rotieren in einander gegenüberliegender Position um den Kopf des Patienten und legen dabei im Allgemeinen Winkelstrecken von etwa 180° zurück. Indem der Detektor mit einer geringeren Geschwindigkeit rotiert, erfolgt dort eine streifenförmige Aufnahme der einzelnen Projektionswinkel. Durch den nur wenige Millimeter hohen Strahlenkeil werden die zahntragenden Kieferabschnitte sowie die unmittelbar daran angrenzenden anatomischen Strukturen scharf, alle anderen Strukturen im Strahlengang aber unscharf und verwischt dargestellt (Schulze 2007). Für die Beurteilung der Kieferhöhlen oder stark retinierter Zähne ist die OPTG daher ungeeignet (Kasabah 2002, Freisfeld 1999). Ist zusätzlich zu den Kieferabschnitten auch eine Abbildung weiterer Schädelabschnitte gefragt, so kann ein OPTG nur unvollständige Information darüber liefern.

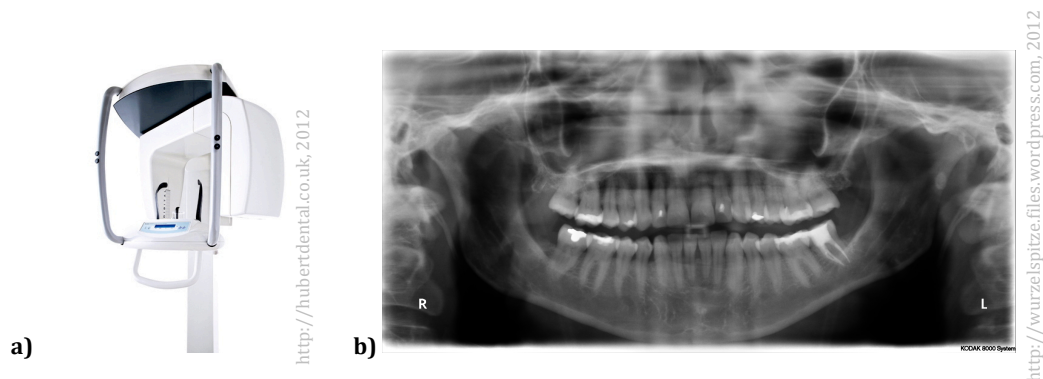


Abb. 1: Orthopantomograph

a) frontale Ansicht des OPTG-Gerätes Kodak 8000, b) OPTG-Aufnahme mit Zahnfüllungen

Das **Fernröntgenseitenbild (FRS)** beschreibt eine Röntgenbildgebungsmethode mit latero-lateralem Strahlengang zur Profilabbildung des Gesichtsschädels. Bei verhältnismäßig großem Abstand der Strahlenquelle zum Patienten (ca. 1,5 m) und geringer Entfernung vom Patienten zum Detektor besteht ein annähernd paralleler Strahlengang. Durch einen vertikalen Blendenmechanismus wird schrittweise der Gesichtsschädel von ventral nach dorsal durchleuchtet und abgebildet. Auch die Halswirbelsäule wird in Teilen mit dargestellt.

Für gewöhnlich wird eine FRS zur zweidimensionalen geometrischen Analyse des Gesichtsschädels und der Okklusionsebene³ (Kephalometrie) durchgeführt. Auf Basis dieser ist eine zweidimensionale OP-Planung möglich.

Bedingt durch die große Durchleuchtungsstrecke werden jedoch verschiedene Strukturen nur stark überlagert abgebildet. Insbesondere kleinere knöcherne Details, die sich auf der dem Detektor abgewandten Seite des Gesichtsschädels befinden (und somit weiter vom Detektor entfernt sind), sind deswegen schwer abgrenzbar und nur eingeschränkt zu beurteilen.

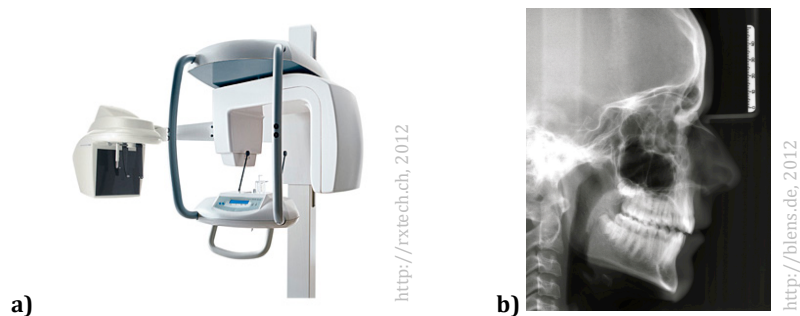


Abb. 2: Fernröntgeneinrichtung; a) Kodak 8000 mit FRS-Zusatzfunktion, b) Fernröntgenseitenaufnahme

Die **Computertomographie (CT)** stellt heute das Röntgenbildgebungsverfahren mit der höchsten Ortsauflösung dar und ist daher die Methode der ersten Wahl, wenn sehr detailreiche Abbildungen benötigt werden. In einem heute vornehmlich verwendeten Spiral-CT wird der abzubildende Körperteil kontinuierlich durch eine um ihn rotierende Strahlungsquelle-Detektor-Einheit geschoben. Durch mehrere Detektor-Einheiten (Mehrzeilen-CT) können dabei gleichzeitig mehrere Schichtaufnahmen bei einem Umlauf erstellt werden. Durch einzelne Detektorzeilen und einen kontinuierlichen Vorschub können axiale Schichtbilder von unter 1mm Dicke aufgenommen werden. Die auf diesen Aufnahmen beruhenden Volumenrekonstruktionen ergeben sehr detailreiche dreidimensionale Abbildungen.

³ Okklusionsebene: Ebene der Kaufläche; engl. occlusion level.

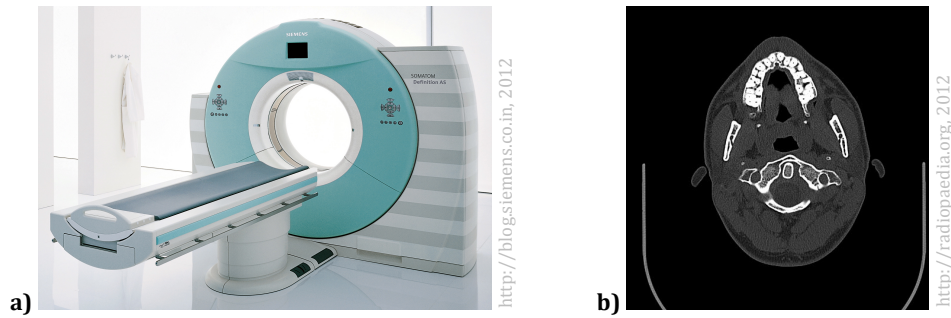


Abb. 3: Computertomograph; a) Siemens Somatom Definition AS, b) CT-Aufnahme des Oberkiefers

Insbesondere der verhältnismäßig hohen Strahlenbelastung wegen sind Computertomographien jedoch sehr speziellen Fragestellungen vorbehalten. Von der intrakraniellen Bildgebung abgesehen stellt die CT für die Darstellung des Gesichtsschädels keine Routinediagnostik dar. Bei Kindern wird wenn möglich auf eine CT verzichtet.

2.3 Digitale Volumentomographie

Die Digitale Volumentomographie (kurz DVT; engl. Cone Beam Computed Tomography, CBCT) dient der dreidimensionalen Röntgendarstellung der menschlichen Kopf-/Halsregion und ist daher vornehmlich den Fachbereichen Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie und Hals-Nasen-Ohrenheilkunde sowie in der Zahnmedizin vorbehalten.

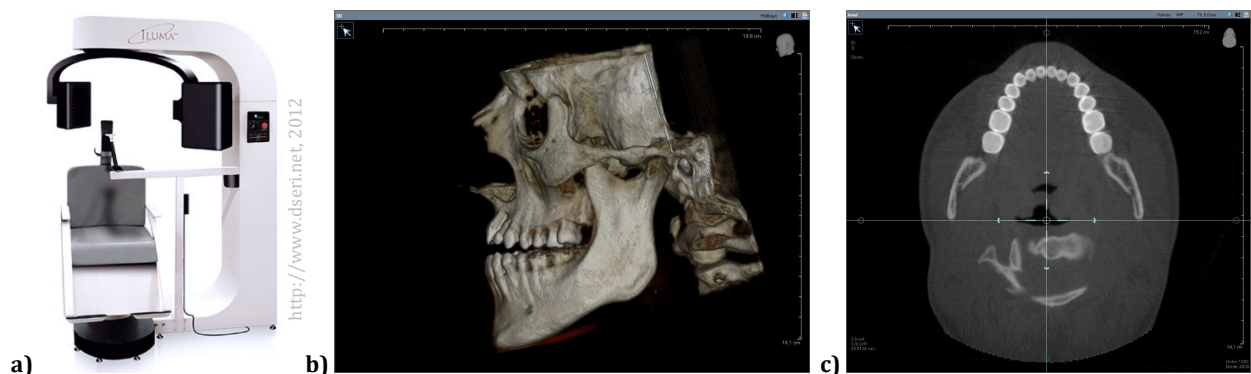


Abb. 4: Digitaler Volumentomograph
a) Iluma-DVT LFOV⁴, 3M Imtec, b) 3D-Bildrekonstruktion einer DVT-Aufnahme, c) Schichtdarstellung einer DVT-Aufnahme

⁴ LFOV: Large field of view; Geräteform mit besonders großem Aufnahmevolumen.

Ende der 1990er Jahre fand die DVT zum ersten Mal zur Bildgebung am Patienten Anwendung (Schulze 2006). Heute spielen DVT-Aufnahmen eine zunehmend wichtige Rolle bei der dreidimensionalen Schädelvermessung (Kephalometrie), bei der virtuellen Operationsplanung sowie bei der digitalen Erstellung von Operationshilfen wie Bohrschablonen (Implantologie) oder intraoperativen Bisschienen (Dysgnathiechirurgie).

Bei einem DVT-Gerät handelt es sich um eine horizontal um das Aufnahmevolumen (auch volume of interest, VOI) rotierende Röntgenquelle, die einen kegelförmigen Röntgenstrahl auf einen gegenüber liegenden digitalen Flächendetektor wirft (siehe Abb. 5).

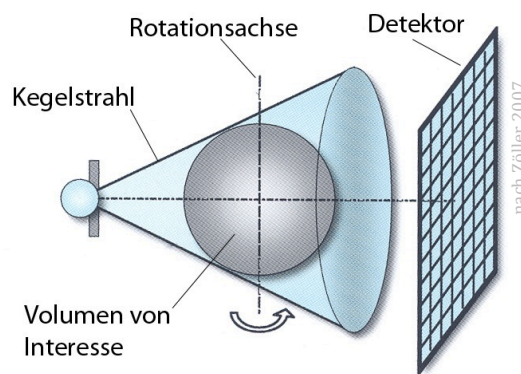


Abb. 5: Prinzip der digitalen Volumentomographie. Ein kegelförmiger Röntgenstrahl rotiert um das Aufnahmevolumen (hier: Volumen von Interesse, VOI), hinter diesem befindet sich ein Röntgendetektor.

Bei einer Aufnahmerotation wird eine Folge von mehreren hundert Einzelbildern⁵ erstellt. Diese sind zur Rekonstruktion eines virtuellen räumlichen Modells notwendig. Mithilfe mathematischer Verfahren werden dabei die Abschattungseigenschaften eines jeden Volumenelements (Voxel⁶) ermittelt und somit dessen Dichte in Form von Grauwerten bestimmt. Die 3D-Rekonstruktionen sind anschließend im DICOM-Format⁷ exportierbar. Die Auflösung der DVT-Bilddaten ist definiert durch die typischerweise isometrische⁸ Voxelkantenlänge. Diese liegt heute bereits bei unter 0,08 mm (Senf 2010) und reicht damit schon nahe an die einer aktuellen Computertomographie heran.

⁵ Abhängig vom Gerätetyp; das verwendete Iluma DVT-Gerät erstellt 602 Bilder bei einer Aufnahmerotation.

⁶ Voxel: Volumenelement, kleinste Bilddateneinheit einer dreidimensionalen Abbildung.

⁷ DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine)-Format: offenes Kommunikationsprotokoll zur Vereinheitlichung und Archivierung medizinischer Bilddaten.

⁸ Isometrisch, hier: gleichlang in allen drei Raumrichtungen.

Ein wesentlicher Vorteil der DVT-Technik gegenüber der FRS bzw. dem OPTG ist die dreidimensionale Abbildung des Gesichtsschädels und der Zahnstrukturen. Vor allem für komplexere Fragestellungen der MKG- oder HNO-Chirurgie sowie der Kieferorthopädie bieten DVT-Aufnahmen einen Informationsgewinn. Sämtliche Strukturen lassen sich aus verschiedensten Winkeln nahezu überlagerungsfrei betrachten, wobei v.a. auf eine Hochkontrastdarstellung, d.h. auf eine gezielte Darstellung des Hartgewebes Wert gelegt wird. Fragestellungen, für welche früher eine CT-Aufnahme unabdingbar war, können mit einer DVT strahlungsärmer (siehe Tab. 2), kostengünstiger und eventuell in der eigenen Praxis, d.h. ohne zusätzliche Überweisung an einen Radiologen, beantwortet werden. Artefakte im Bereich der Okklusionsebene sind zudem gegenüber CT-Aufnahmen weniger stark ausgeprägt (Swennen 2009).

Art der Aufnahme	Effektive Dosis
Fernröntgenseitenaufnahme (FRS)	analog: 2,30 μSv^a digital: 1,1 μSv^a
Orthopantomographie (OPG)	analog: 16-21 μSv^b digital: 5 -14 μSv^b
CT von Ober- und Unterkiefer	534 - 860 μSv^c 474 - 1160 μSv^d
DVT von Ober- und Unterkiefer	68 - 1073 μSv^c 13 - 82 μSv^d 15 - 140 μSv^e

Tab. 2: Effektive Dosis im Vergleich. Die Angaben variieren erheblich je nach Gerät, Aufnahmemodus und Autor. a) nach Visser 2001, b) nach Visser 2000, c) nach Ludlow 2008 (nach IRCP 103⁹), d) nach Loubele 2009 (nach IRCP 103), e) nach Senf 2010, Herstellerangaben von 18 verschiedenen DVT-Geräten

Auch wenn die Strahlenbelastung einer digitalen Volumentomographie meistens unter der einer CT-Aufnahme liegt, so liegt sie je nach Aufnahmemodus über der eines OPTGs oder einer FRS und ist daher nicht zu vernachlässigen. Eine dosimetrische Gegenüberstellung der verschiedenen Bildgebungsmodalitäten findet sich in den Arbeiten von J.B. Ludlow oder M. Loubele (vgl. Tab. 2). Nachteilig an der DVT-Technik ist weiterhin – zum heutigen

⁹ ICRP 103: Empfehlungen der International Commission on Radiological Protection zur Berechnung der Effektiven Dosis, veröffentlicht 2007.

Stand der Technik – die nicht bestehende Hounsfield-Konsistenz¹⁰ der Graustufen. Anders als in CT-Aufnahmen kann bisher den Grauwerten in DVT-Aufnahmen keine absolute Hounsfield-Einheit zugeordnet werden. Dadurch lassen sich DVT-Aufnahmen nicht exakt fenstern¹¹ und auch keine Dichtemessungen in den Aufnahmen vornehmen, was sich nachteilig auf die Diagnostizierbarkeit von Strukturen unbekannter Röntgendichte (z.B. eines Karzinoms) auswirken kann (Hohlweg-Majert, 2011; Swennen, 2009).

¹⁰Hounsfield-Konsistenz: Zuordnung einer exakten Hounsfield-Einheit (Röntgendichte) zu jedem Grauwert.

¹¹ Fenstern: Einschränkung der Bilddarstellung auf einen bestimmten Grauwert-/Hounsfield-Intervall.

2.4 Exemplarische DVT-Anwendungen: Intraoperative Bissschienen (OP-Splints)

Eine mögliche Anwendung der DVT-Technik stellt die bildgebungsbasierte Generierung von OP-Hilfen, z.B. von intraoperativen Positionierungshilfen (Bissschienen) dar. Diese sogenannten OP-Splints werden bei Kieferumstellungsoperationen (Dysgnathiechirurgie) verwendet und ermöglichen eine präzise und einfache chirurgische Umsetzung der OP-Planung.

Interventionen zur Kieferumstellung (auch Umstellungsosteotomie) dienen der Behandlung von ausgeprägten Fehlbissen (Dysgnathien), welche nicht vollständig durch kieferorthopädische Maßnahmen zu korrigieren sind. Unterschieden wird ein monognather Eingriff, der sich entweder auf eine Umstellung des Ober- (maxillär¹²) oder des Unterkiefers (mandibulär) beschränkt, von einem bignathen Eingriff, der die Korrektur beider Kiefer umfasst.¹³

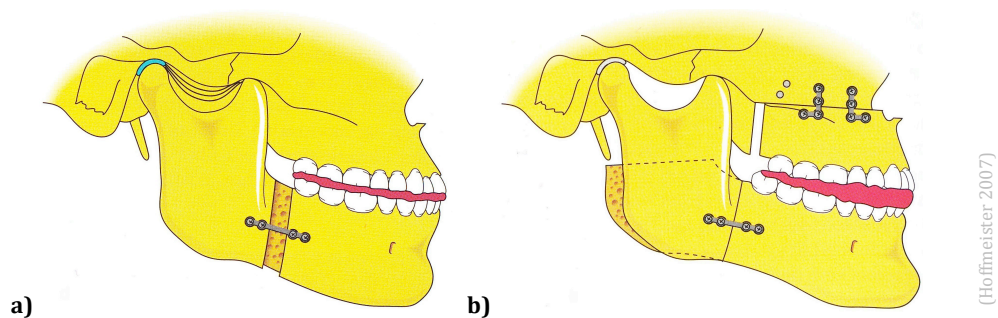


Abb. 6: Kieferumstellungsosteotomie mit Splint (rot)
a) monognath/mandibulär nach Obwegeser-Dalpont
b) bignath nach Obwegeser-Dalpont und Le Fort I

Unter einem OP-Splint versteht man eine intraoperative Bissschiene (siehe Abb. 6 u. 7c). Er wird in der Regel aus Kunststoff gefertigt und trägt die Abformungen der Ober- und Unterkieferzahnreihe. Hierdurch kann in Okklusionsstellung¹⁴ eine exakte Positionierung der beiden Kiefer zueinander definiert werden.

¹² Maxilla (lat.): Oberkiefer(-knochen)

¹³ Umstellungsosteotomien des Oberkiefers erfolgen i.d.R. nach Le Fort I, einer horizontalen Abtrennung der Oberkieferzahnreihe vom Gesichtsschädel (siehe Abb. 6b). Umstellungsosteotomien des Unterkiefers erfolgen meist nach Obwegeser-Dalpont, einer s-förmig sagittalen Spaltung des Unterkiefers (siehe Abb. 6a).

¹⁴ Bei geschlossenem Biss.

Die Herstellung des Splints erfolgt nach Abschluss der Interventionsplanung und ermöglicht deren genaue Übertragung in den Operationssitus. Somit trägt die (Pass-) Genauigkeit der Splints wesentlich zum Operationserfolg bei.

Je nach Eingriff, ob mono- oder bignath, werden zwei oder drei Splints erstellt, die der Reihe nach in der OP eingesetzt werden: Der erste Splint definiert die Ausgangsverzahnung, der letzte Splint die geplante Okklusionsstellung. Bei bignathen Interventionen bedarf es eines mittleren Splints, da Ober- und Unterkiefer nacheinander in ihre neue Position gebracht werden.

Die konventionelle Fertigung der OP-Splints erfolgt durch einen Zahntechniker und ist mit nicht unerheblichem Zeit- und Kostenaufwand verbunden (vgl. Tab. 3). Die DVT-basierten Möglichkeiten der dreidimensionalen Bildgebung legen daher eine virtuelle, computergestützte Generierung der OP-Splints nahe (Swennen 2009; Klink 2009).

Generierung von OP-Splints	Konventionell/ zahntechnisch	Zeit (min)	DVT-basiert/ computerunterstützt	Zeit (min)
KFO-Vorbehandlung	Nivellierung der Okklusion	variabel	Nivellierung der Okklusion	variabel
Bildgebung	FRS, OPG, frontale u. laterale Fotografie	15	DVT, frontale u. laterale Fotografie	10
Kephalometrische Analyse	2D	15	3D	20
Erstellung des Zahnmodells	Abformung am Patienten Herstellung der Gipsmodelle	60	3D-Bildrekonstruktion	3
Interventions-planung basierend auf	- klinischer Untersuchung - 2D-Bildgebung - Gipsabformung - Fotografie	20	- klinischer Untersuchung - 3D-Bildgebung - Fotografie	20
Kommunikation der Planung	an Zahntechniker	15	entfällt	0
Modell-OP	Segmentierung (Sägen) des Gipsmodells gemäß Planung (durch Zahntechniker)	20	Virtuelle Osteotomie der 3D-Bildrekonstruktion (am Rechner, durch Chirurg)	8
Splinterstellung	Einartikulieren der Ausgangsokklusion; Modellierung des ersten OP-Splints	10	Volumendefinition des ersten Splints in Ausgangsokklusion	5
	Einartikulieren der mandibulären Verlagerung; Modellierung des zweiten OP-Splints	10	Volumendefinition des zweiten OP-Splints nach mandibul. Verlagerung	5
	Einartikulieren der Zielokklusion nach maxillärer Verlagerung; Modellierung des dritten OP-Splints	10	Volumendefinition des dritten OP-Splints nach maxillärer Verlagerung in Zielokklusion Exportieren der Splint-Volumina im STL-Format	5
	Aushärten der Splints Sterilisation	60	Druck der Splints (3D-Printer) Sterilisation	60
Intervention		variabel		variabel
KFO-Nachbehandlung		variabel		variabel
Zeitl. Gesamtaufwand		235		136

Tab. 3: Generierung von OP-Splints für bimaxilläre Kiefer-Umstellungs-Osteotomie
Gegenübergestellt ist der Zeitaufwand der herkömmlichen zahntechnischen sowie DVT-basierten Herstellung der OP-Splints (nach Befragung des zahntechnischen Labors, Charité Berlin)

2.4.1 Konventionelle zahntechnische OP-Planung und Erstellung der OP-Splints

Einer Kieferumstellungsoperation liegen gewöhnlich zweidimensionale FRS- und OPG-Röntgenaufnahmen zugrunde. Anhand dieser wird die Diagnose gesichert, es werden kephalometrische Vermessungen erhoben und die OP-Planung vorgenommen.

Grundlage für die zahntechnische Herstellung der OP-Splints ist ein Gipsmodell. Dessen Erstellung beginnt mit der für viele Patienten höchst unangenehmen Zahnabformung. Durch Ausgießen mit Gips entstehen aus dieser Negativform die Modelle. Diese werden in einem Artikulator (siehe Abb. 7a) aufgewachst¹⁵.

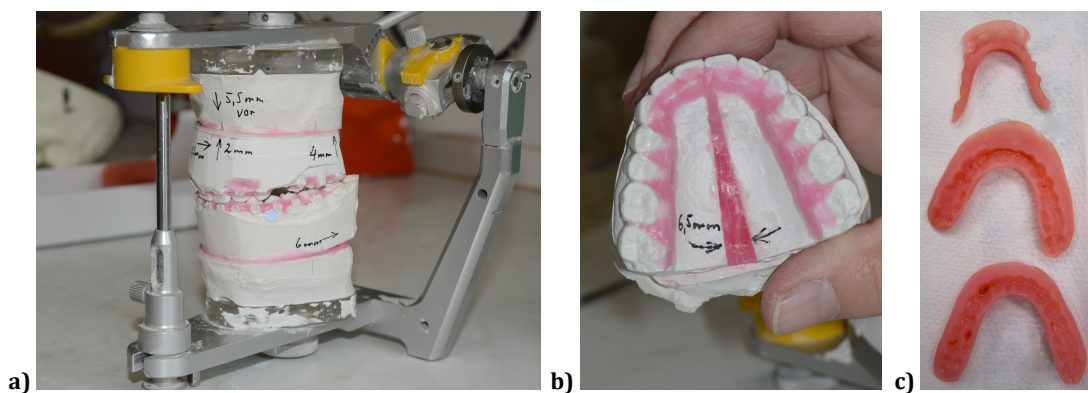


Abb. 7: Zahntechnische Modell-OP; a) aufgewachstes Gipsmodell nach Modell-OP im Artikulator, b) sagittale Spaltung des Gaumens, c) zahntechnisch gefertigte OP-Splints

Danach kann der Ausgangs-Splint wie folgt erstellt werden: Aus einer selbstaushärtenden Zweikomponenten-Kunststoffmasse wird eine Bisschiene modelliert. Nach Vorgaben des Operators hinsichtlich Verschiebung und Rotation der Kiefer erfolgt die Neuausrichtung der Okklusion. Teilweise ist dazu eine weitere Segmentierung der Kiefer (z.B. Spaltung des Gaumens, siehe Abb. 7b) nötig. Nach erneutem Aufwachsen kann der Planungssplint modelliert werden. Kompliziertere Umstellungsosteotomien erfordern weitere Zwischenschritte sowie zusätzliche Zwischensplints (z.B. bimaxilläre Umstellungs-OP).

Der Planungs- und Herstellungsprozess dauert heute nach konventioneller Form etwa zehn bis 14 Tage.

Die Herstellungsprozedur erstreckt sich über zahlreiche aufeinander aufbauende Arbeitsschritte. Dabei kann es nach leicht zur Anhäufung von Fehlern und Ungenauigkeiten theoretischer und praktischer Art kommen (Olszewski 2004). Die Übertragung der

¹⁵ Aufwachsen: Positionierung des Gipsmodells in Okklusionsstellung mithilfe von zahntechnischem Wachs.

kephalometrischen Analyse in die Modell-OP ist dabei nicht standardisiert und oft ungenau. So werden die Schnitte am Gipsmodell vielmehr nach Vorgaben des Chirurgen hinsichtlich der Kieferverlagerung sowie der praktischen Erfahrung und den handwerklichen Fähigkeiten des Zahntechnikers gesetzt. Sämtliche Planungs- und Übertragungsungenauigkeiten summieren sich schließlich in der Form OP-Splints und entscheiden so auch maßgeblich über den Erfolg der Intervention am Patienten.

2.4.2 Möglichkeiten der DVT-basierten OP-Planung und Erstellung der OP-Splints

Wurde eine DVT-Aufnahme des Patienten erstellt, so erfolgt die Diagnosesicherung, OP-Planung und kephalometrische Untersuchung anhand der Volumenrekonstruktion. Bei Bedarf können daraus FRS- und OPG-Aufnahmen exportiert werden, jedoch besteht auch ein wachsendes Interesse an der 3D-Kephalometrie, die auf den Volumendaten beruht. Am Befundungsrechner lassen sich in der Volumendarstellung einzelne Kieferabschnitte segmentieren sowie an vom Operateur gewünschten Stellen virtuelle Osteotomien durchführen. Die okklusale Positionierung der Kiefer zueinander kann im OP-Planungsprogramm am Bildschirm variiert werden.

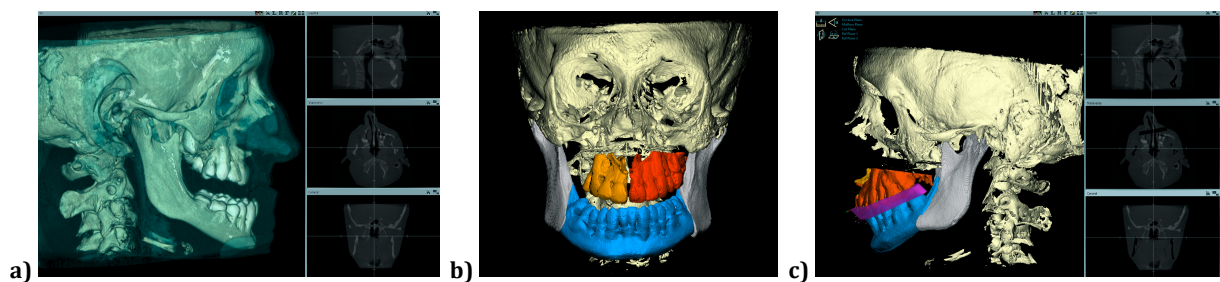


Abb. 8: DVT-basierte OP-Planung (RapidSplint-Software¹⁶, Betaversion 2, 2011)

a) 3D-Bildrekonstruktion, b) Segmentierte Kieferabschnitte, c) verschobene Knochensegmente mit OP-Splint

Analog zur konventionellen OP-Planung lassen sich vor bzw. nach der Segmentierung der Ausgangssplint bzw. der Planungssplint erstellen. Zur Generierung des Splints wird dessen Volumen zwischen Ober- und Unterkieferzahnreihe definiert. Mithilfe einer Bool'schen

¹⁶ RapidSplint: OP-Planungsapplikation, basierend auf dem am BZMM entwickelten Software-Framework OpenOR.

Operation¹⁷ wird der Splint als eigenständiges Segment angelegt und im STL-Format¹⁸ exportiert. Die STL-Datei wird an ein Rapid-Prototyping-Gerät übermittelt, z.B. einen Polyjet 3D-Printer, welcher den Splint in Zeiten unter einer Stunde gefertigt kann.

Die vollständige Generierung des DVT-basierten OP-Splints lässt sich – von der virtuellen Interventionsplanung bis zum fertigen Splint – innerhalb weniger Stunden bewerkstelligen.

Wesentliche Vorteile der DVT-basierten OP-Planung und Splintherstellung gegenüber der konventionellen Form sind:

- Deutlich geringerer Zeit- und Kostenaufwand: Wenige Stunden statt zwei Wochen
- Reduktion von Kommunikations- und Übertragungsfehlern: Kephalometrische Planung und Herstellung der Splints können von einer Person ausgeführt werden
- Höhere Präzision der Splints: DVT-basierte Splints beruhen auf den exakten Patientenmaßen. Konventionelle Splints werden auf mehrfach modifizierten Gipsmodellen erstellt

¹⁷ Mathematische Methode zur Darstellung von Wertbeziehungen durch logische Verknüpfungen wie „UND“, „ODER“ oder „NICHT“. Bei einer computergestützten (Volumen-)Konstruktion können Bool'sche Operationen auf Flächen oder Volumina angesetzt werden, um deren Schnittmengen, Vereinigungen oder Differenzen zu bestimmen.

¹⁸ STL: Surface Tessellation Language, auch Standard Triangulation Language; standardisiertes Datenformat zur Beschreibung von Oberflächen durch Dreiecke.

2.5 Röntgenartefakte

Unmittelbar prä- und postoperative DVT-Aufnahmen von Patienten, die eine chirurgische Dysgnathiebehandlung erfahren, sind in der Regel artefaktbelastet, d.h. nie ein vollkommenes Abbild der Wirklichkeit (Kalender 2006). Jede Umstellungsoperation wird flankiert von einer kieferorthopädischen Behandlung im Vorfeld wie auch in der Nachsorge. Während der gesamten Behandlungszeit ist daher das Tragen kieferorthopädischer Brackets notwendig und die durch sie hervorgerufenen Artefakte kaum vermeidbar. Zusätzlich entstehen Artefakte im Zahnbereich durch Füllungen, Inlays oder Implantate. Diese sind oft noch deutlich stärker als bei einfachen kieferorthopädischen Brackets. Auf eine für die Studie relevante Auswahl an verschiedenen Artefaktarten und deren physikalische Entstehungsmechanismen wird im Folgenden eingegangen (Buzug 2005).

Im Allgemeinen versteht man unter Röntgenartefakten Bildfehler in Röntgenabbildungen. Sie führen zu einer Verminderung der Bildqualität sowie zur Verfälschung der Bildinformation. Ursprünge der Röntgenartefakte können entweder in der Konstellation von Aufnahmeobjekt und Aufnahmetechnik liegen oder aber – und insbesondere bei tomographischen, also auf Volumendatensätzen basierenden Röntgendarstellungen – in der Art der Bildrekonstruktion anhand mathematischer Algorithmen begründet sein.

Obwohl bekannt ist, dass auch Bildrekonstruktionsalgorithmen (bei der DVT wird die gefilterte Rückprojektion bzw. Feldkamp-Projektion verwendet) erhebliche Auswirkungen auf die Ausprägung der Artefakte in der Bilddarstellung haben, kann auf die mathematischen Grundlagen hier nicht weiter eingegangen werden.

Diese Arbeit beschäftigt sich mit den Möglichkeiten des klinischen DVT-Anwenders, das Entstehen von Röntgenartefakten zu minimieren. Es werden daher im Wesentlichen Röntgenartefakte beschrieben, welche sich möglicherweise durch Modifikation der Aufnahmekonstellation beeinflussen lassen.

2.5.1 Streustrahlungsartefakte

Trifft Röntgenstrahlung auf ein Objekt, so wird sie an diesem teilweise absorbiert und zum Teil reflektiert und gestreut. Diese Streustrahlung führt zu einer Verringerung des Bildkontrastes.

Die störenden Eigenschaften der Streustrahlung können mithilfe von Filtern und Blenden reduziert werden. Ein Filter reduziert den langwelligen Anteil der Strahlung, der vornehmlich reflektiert wird. Blenden verdecken außerhalb der Aufnahme-region liegende Objektanteile und verhindern so das unnötige Entstehen von Streustrahlung (Nötzel 2007). Eine zusätzliche Form von Blenden stellen Kollimatoren dar. Sie bestehen aus parallel zum Strahlengang (meistens auf der Detektorseite) ausgerichteten Bleilamellen, welche nicht parallel eintreffende, also gestreute Strahlung absorbieren. Das für die Studie verwendete Iluma DVT-Gerät ist laut Herstellerangaben jedoch nicht mit Kollimatoren ausgestattet, sodass Störungen durch Streustrahlung theoretisch stärker zur Geltung kommen können.

2.5.2 Aufhärtungsartefakte

Eine Strahlauhärtung stellt sich in der Regel als dunkler Bereich oder Streifen zwischen Knochenstrukturen dar. Die zur Röntgenbildgebung verwendete Röntgenstrahlung umfasst ein relativ breites Frequenzspektrum. Der niederfrequente Anteil der Strahlung wird auch als niederenergetisch bzw. weich bezeichnet, der hochfrequente analog als hochenergetisch bzw. hart. In absorbierenden Medien (z.B. eine dicke Knochenschicht) werden niedere Frequenzen stärker geschwächt als hohe. D.h. in diesem Bildabschnitt erreicht vornehmlich hochfrequente, also harte Strahlung den Detektor. Die Verschiebung des Spektrums zu hochenergetischen Strahlen bezeichnet man als Aufhärtung. Diese erfolgt nur in dem Projektionswinkel, in dem sich die stark absorbierende Struktur zwischen Strahlenquelle und -detektor befindet.

Da Röntgenquanten aller Frequenzen gleichermaßen vom Detektor erfasst werden, entstehen effektive Signalwerte, die sich je nach Projektionswinkel unterscheiden und nicht zueinander passen (sog. Inkonsistenzen). Dieser nichtlineare Zusammenhang

zwischen Schwächungswerten und Messwerten in der Projektion führt zu den sogenannten Aufhärtingsartefakten.

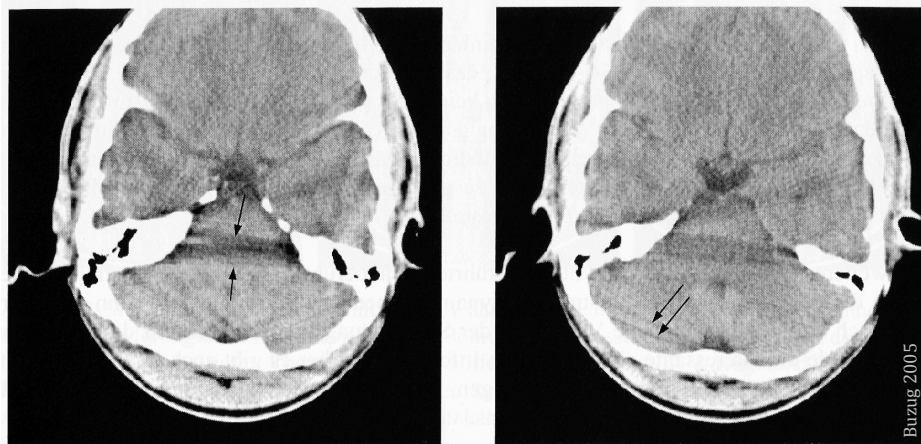


Abb. 9: Aufhärtingsartefakte (siehe schwarze Pfeile)

2.5.3 Partialvolumenartefakte

Größere Strukturen mit hohem Kontrast (z.B. Kanten langer Röhrenknochen, Teile des Unterkiefers, oder Metallimplantate) werden von unterschiedlichen Detektorelementen registriert. An jeder einzelnen Detektorfläche erfolgt eine eigene logarithmische Intensitätsmittelung. Überlappen daher größere Strukturen die Detektorelementengrenzen, kann es auf diese Weise zu Inkonsistenzen im Bild kommen. Diese werden als Partialvolumenartefakte, bzw. im Digitalen Volumentomogramm als Abtastartefakte bezeichnet.

2.5.4 Metallartefakte

Metallartefakte entstehen im Wesentlichen durch die oben für Streustrahlungs-, Aufhärtings- und Partialvolumenartefakte beschriebenen Prinzipien. Metalle führen

aufgrund ihres hohen Schwächungskoeffizienten häufig zur lokalen Totalabsorption¹⁹ sowie partiellen Reflexion der Strahlung. Es ergeben sich wiederum Inkonsistenzen der Projektionswerte (siehe Aufhärtungsartefakte) in unterschiedlichen Rotationspositionen. In der Abbildung stellen sich Metallartefakte meistens als dunkle oder helle Streifen dar, die sich, bedingt durch den Rekonstruktionsalgorithmus der gefilterten Rückprojektion, von dem Metallobjekt z.T. über das gesamte Bild ausbreiten .

Im Zahnbereich sind Metallartefakte besonders häufig und werden vornehmlich durch Amalgamfüllungen oder Implantate hervorgerufen. Besonders stark ist deren Ausprägung entlang der Verbindungslinien zwischen Zahnfüllungen. Hier müssen die Röntgenstrahlen zwei sehr stark absorbierende Volumina passieren, was in deren Zwischenraum zur Totalauslöschung der Bilddaten und starken Bildfehlern führt.



Abb. 10: Metallartefakte an Alderson-Phantom 1 (axiale Schicht mit Amalgamzylinder und Stahlbrackets in Horizontallage, 3,8 mA)

2.5.5 Ringartefakte

Ringartefakte stellen sich als konzentrische, helle und dunkle Ringe in der Aufnahme dar. Ihr Zentrum entspricht der Rotationsachse der Aufnahmeeinrichtung. Sie entstehen durch Ausfall eines Detektorkanals oder aber durch falsche Kalibrierung der Aufnahmeeinrichtung. Auch Temperatureinflüsse oder Alterung der Detektoren können hierfür die Ursache sein. Da sich Röntgenquelle und Detektorarray in fixer Position

¹⁹ Physikalisch ist eine Totalabsorption, also ein vollständiges Aufstoppen der Röntgenstrahlung durch das Objekt, nicht möglich. Von einer Totalabsorption kann jedoch gesprochen werden, wenn die Restintensität der Strahlung die Detektorsensibilität unterschreitet oder aber der Rauschpegel den Signalpegel übersteigt.

zueinander befinden und gemeinsam um das Aufnahmeobjekt rotieren, kommt es in Folge zu strahlenförmigen Ausfällen zwischen diesen. In der Volumenrekonstruktion kommen die Ausfälle als Tangenten eines Kreises zu liegen. Axiale Schichten stellen diese folglich als sogenannte Ringartefakte dar. Bilddaten, die außerhalb eines Ringartefakt-Kreises liegen, sind stärker artefaktbelastet als solche, die sich innerhalb des Kreises befinden.



Abb. 11: Ringartefakte an Alderson-Phantom 2 (axiale Schicht mit Amalgamzylinder in Horizontallage, 1.0 mA)

2.5.6 Cone Beam-Artefakte

Cone Beam (Kegelstrahl)-Artefakte kommen bei Röntgeneinrichtungen mit kegelförmigem Strahlengang, wie dem Digitalen Volumentomographen, vor. Da Strahlenquelle und Detektor gemeinsam um das Aufnahmeobjekt rotieren, wird derselbe Teilbereich des Objekts aus unterschiedlichen Projektionswinkeln von verschiedenen Detektorelementen registriert. Den Daten, die ein jedes Detektorelement registriert, korrespondiert ein Bildvolumen in Form eines Teilkegels. Nahe des Rotationszentrums bzw. der Detektormitte nähert sich die Form der Teilkegel eher einem Zylinder an. Je weiter die Teilvolumen vom Rotationszentrum entfernt sind und somit von äußeren Detektorelementen aufgenommen werden, desto kegelförmiger sind sie. Die Bildverzerrung ist in diesen Projektionen besonders groß. Die unterschiedlichen Projektionsdaten können schließlich in der Bildrekonstruktion zu Inkonsistenzen und Artefakten führen.

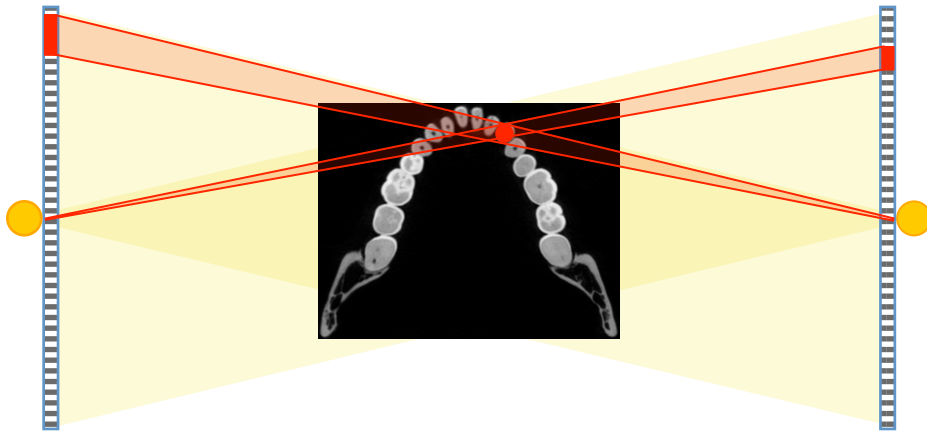


Abb. 12: Schemazeichnung zum Entstehen von Cone Beam-Artefakten. Ein Teilbereich des Aufnahmeobjekts (rot) wird aus unterschiedlichen Projektionswinkeln von verschiedenen Detektorelementen ungleich groß registriert. Schematisch dargestellt nach Platten (2005) sowie Barrett (2004).

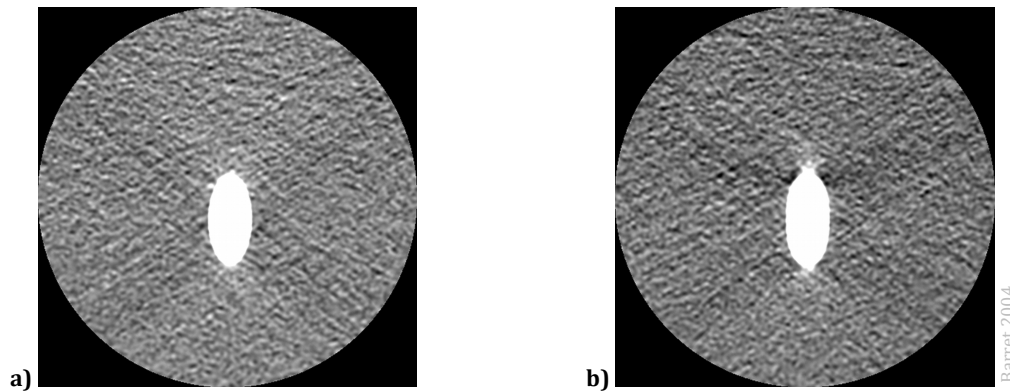


Abb. 13: Cone Beam-Artefakte. Dasselbe Teilobjekt (Teflonstab), registriert von einem inneren (a) sowie äußeren Detektorelement (b). Das Teilobjekt befand sich jeweils in 70 mm Entfernung vom Rotationszentrum, 60° von der Strahlachse. In der Rechten Aufnahme sind Cone Beam-Artefakte zu sehen (Barrett 2004).

Je weiter entfernt sich der betrachtete Teilbereich vom Rotationszentrum befindet, desto wahrscheinlicher ist seine Artefaktbelastung durch Cone Beam-Artefakte. Ein besonders weiter Öffnungswinkel des Kegelstrahls hat ebenfalls eine erhöhte Artefaktrate.

Alle zuvor beschriebenen Röntgenartefakte werden oft durch ein Zusammenwirken verschiedener z.T. oben beschriebener Mechanismen verstärkt. Zur Bewertung der Bildbeeinflussung ist die Kenntnis der physikalischen Grundlagen wichtig aber nicht immer Voraussetzung. Die Bild- und Artefaktauswertung erfolgte bei dieser Studie rein deskriptiv (siehe Kap. 3.7).

2.6 Aktuelle Studienlage zu Röntgenartefakten bei der DVT-basierten OP-Splinterstellung

Die zahlreichen Anwendungsmöglichkeiten, die sich für die Zahn- und Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie aus der DVT-Bildgebung ergeben, haben bereits in verschiedenen Arbeitsgruppen zur Auseinandersetzung mit dem Umgang mit Röntgenartefakten geführt. Grundsätzlich stehen sich hierbei zwei Optionen gegenüber.

- Umgehung der bestehenden Bildfehler mit zusätzlichem Bildgebungsaufwand sowie
- Reduktion bzw. Vermeidung von Artefakten bei der Bilderstellung

Im folgenden Abschnitt sollen Ansätze beleuchtet werden, die trotz vorhandener Röntgenartefakte DVT-Anwendungen ermöglichen. Ausgewählt wurden insbesondere Studien, die das Ziel der OP-Splint-Generierung verfolgen.

Die Arbeitsgruppe um Marc Metzger veröffentlichte 2008 einen Ansatz zur digitalen OP-Splinterstellung (Metzger 2008). Artefakte in digitalen Volumentomographien der Okklusionsebene wurden umgangen, indem konventionelle Abformungen erstellt und zusätzliche DVT-Aufnahmen von den Gipsmodellen erstellt wurden. Dabei erfolgten die Aufnahmen der Modelle entweder zusammen mit dem Patienten im DVT-Gerät mit anschließender Segmentierung der Daten oder es erfolgte die Aufnahme der Modellkiefer mithilfe eines Intraoralscanners. Anschließend an beide Aufnahmeverfahren wurden jeweils drei Segmente erstellt: Oberkiefer, Unterkiefer sowie beide Kiefer in Zielokklusionsstellung. Durch einen Überblendungs-Algorithmus im OP-Planungsprogramm konnten dann die Datensätze des Gipsmodells über den Patientendatensatz gelegt werden. An Letzterem wurde eine virtuelle Le Fort-I-Osteotomie durchgeführt und die einzelnen Segmente darauf in kongruierende Position mit der eingeblendeten Segmentierung der Zielokklusionsstellung (letzte Segmentierung des Gipsmodells) gebracht. Die Planung der Zielokklusion erfolgte hier weitgehend am Gipsmodell und konnte auf die beschriebene Weise in den virtuellen Datensatz übertragen werden.

Artefakte spielen bei dieser Vorgehensweise nur noch eine untergeordnete Rolle, da die Aufnahmen des Gipsmodells weitgehend ohne Datenverluste möglich sind. Allerdings

bringt dieses Vorgehen, durch die weiterhin notwendigen konventionellen Abformungen, einen erheblichen Zusatzaufwand mit sich.

Gwen Swennen und seine Kollegen beschrieben 2007 ein Verfahren zur genauen Übereinanderlagerung von CT-Datensätzen eines menschlichen Gebisses mit den Aufnahmen des korrespondierenden Gipsmodells (Swennen 2007). Dabei wird während der CT-Aufnahme ein mit mehreren Guttapercha-Markern²⁰ versehener Splint (basierend auf einer Wachsabformung) vom Patienten getragen. Die Gipsmodelle werden mit demselben Splint aufgenommen. Zudem wird hier eine höhere Intensität (und damit höhere Auflösung) gewählt. Durch virtuelles Übereinanderlagern der Guttapercha-Marker lässt sich in der Bildrekonstruktion die Okklusionsebene artefaktfrei und relativ genau darstellen.

Bereits 2003 zeigten Jaime Gateno und seine Arbeitsgruppe wie eine schrittweise Datenakquise von Zahnoberfläche und Gesichtsschädel sowie der Überlagerung der Bilddatensätze zu einer beinahe artefaktfreien Modellgenerierung der Kieferregion führen kann (Gateno 2003).

Die Zahnabformung erfolgte mit gewöhnlichem Polyethermaterial gleichzeitig von Ober- und Unterkiefer mithilfe eines röntgentransparenten Abformlöffels, der mit vier Bezugsmarkern aus Titan versehen wurde. Die Negativform ließ sich mit einem Laserscanner auslesen und rechnerbasiert in ein digitales Zahnmodell überführen. Die CT-Aufnahme des Gesichtsschädels erfolgte mit eingesetzter und mit Markern versehener Abformung. Anhand der Marker konnte darauf am Rekonstruktionsrechner eine genaue Überlagerung der Zahn- und Schädel datensätze durchgeführt werden.

Die Autorengruppe um Swennen übernahm diese Methode der Aufnahme von getrennten Datensätzen für Zähne und Knochen und bezeichneten sie als „triple CT scan procedure“ (Swennen 2009). Anstatt die Zahnabformung jedoch mit einem Laserscanner aufzunehmen, wurde diese in einer hochauflösenden (Hochdosis-) CT aufgenommen.

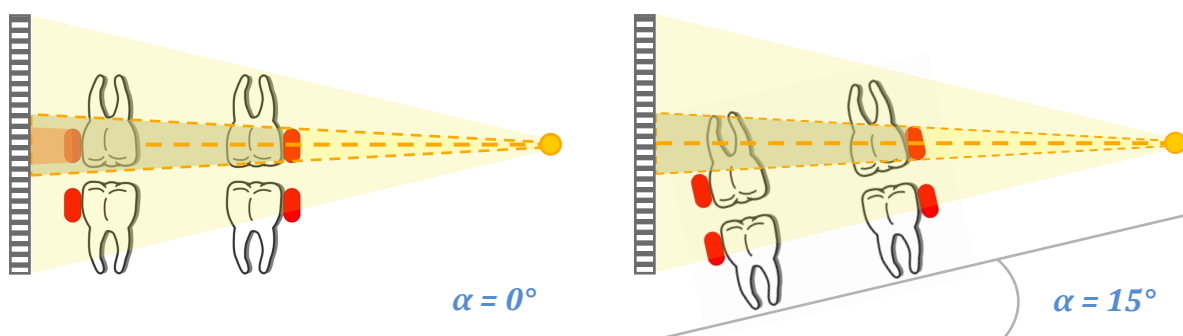
²⁰ Guttapercha: Kautschukartiges Polyisopren; in der Zahnmedizin für Wurzelfüllungen verwendet.

German Klink, der 2009 in unserer Arbeitsgruppe am BZMM seine Diplomarbeit „Machbarkeitsstudie für ein Assistenzsystem der mandibulären Umstellungsosteotomie“ verfasste, beschrieb zum ersten Mal die Zusammenführung der bestehenden Einzelprozesse der computergestützten Eingriffsplanung in einer durchgängigen Prozesskette. Es wurde gezeigt, dass grundsätzlich von der DVT-Bildgebung über Eingriffs- und OP-Splintplanung bis hin zur Fertigung der OP-Splints ein integriertes System für die Dysgnathiechirurgie realisierbar ist. Allerdings konnte auch hier noch kein Lösungsweg für die Problematik der Metallartefakte in der Okklusionsebene gefunden werden. In entsprechenden Fällen wurden zusätzliche Aufnahmen von Gipsmodellen erstellt.

Die beschriebenen Ansätze zeigen, dass eine DVT-basierte Generierung von OP-Splints grundsätzlich möglich ist. Bildartefakte hindern jedoch häufig die Umsetzung, sodass zu deren Umgehung erheblicher Zusatzaufwand in Kauf genommen wird.

3 Material und Methodik

Wir untersuchten das Auftreten von Artefakten in Abhängigkeit von dem Winkel des Strahlenkegels im DVT-Gerät mittels verschiedener Röntgenphantome. Es wurden dazu Aufnahmen in seitwärts und nach hinten geneigten Winkelstellungen durchgeführt (siehe Abb. 18).



a)

b)

Abb. 14: Schematische Darstellung einer horizontalen (a) und einer gewinkelten DVT-Aufnahme (b). Der kegelförmige Strahlengang, wird durch die Bracketts (rot) stark geschwächt und trifft anschließend auf einen Detektor (kariert). In Horizontallage muss das Brackettvolumen zweimal passiert werden.

Ferner untersuchten wir den Einfluss auf das Entstehen von Artefakten durch

- unterschiedliche artefaktbildende Materialien (Zahnfüllungen, kieferorthopädische Brackets, etc.)
- unterschiedliche Geometrien und Lagebeziehungen des artefaktgenerierenden Körpers
- Intensität der verwendeten Röntgenstrahlung
- Eigenheiten der unterschiedlichen Phantome

3.1 Digitaler Volumentomograph

Für unsere Untersuchungen verwendeten wir ein Iluma-DVT-Gerät (Iluma LFOV, 3M Imtec, 09/2008, USA). Es ist ausgestattet mit einer konstanten, d.h. nicht gepulsten Hochfrequenz-Röntgenquelle und verfügt über einem Aufnahmewinkel von 360°. Während einer Aufnahme-Rotation werden 602 Bilder aufgenommen. Bei 120kV Anodenspannung können verschiedene Röntgenstrahlungsintensitäten gewählt werden: Ein *normal intensity mode*, bei 1,0mA sowie ein *enhanced intensity mode* bei 3,8mA. Der 1,0 mA-Modus (*normal intensity mode*) wird in unserer Klinikroutine für Aufnahmen von Kindern verwendet. Die höhere Intensität von 3,8 mA ist erwachsenen Patienten vorbehalten.

3.2 Röntgenphantome

Unter einem Röntgenphantom versteht man ein Modell einer menschlichen Körperregion, welches sich hinsichtlich der Absorption von Röntgenstrahlung ähnlich wie menschliches Gewebe der entsprechenden Region verhält. Röntgenphantome werden daher gerne für Studien eingesetzt, um nicht unnötigerweise Probanden der Röntgenstrahlung auszusetzen. Es wurden drei Phantome für die Artefaktstudien verwendet, zwei Alderson Phantome sowie ein Knochen-Silikon-Phantom. Eine Anwendungsuntersuchung mit einem vierten Phantom ist in Kapitel 4 beschrieben.

3.2.1 Alderson-Phantome

Alderson-Phantome²¹ sind anthropomorphe²² Röntgenphantome und werden gewöhnlich zu Dosimetrieuntersuchungen verwendet. Sie bestehen aus einem menschlichen Skelett, welches in eine Isozyanat-Hülle eingegossen ist, die unter Röntgendurchleuchtung (gewöhnliche Intensitäten angenommen) weitgehend menschlichem Weichgewebe

²¹ Hersteller: RSD - Radiology Support Devices, 1904 East Dominguez Street, Long Beach, CA 90810, USA; <http://rsdphantoms.com>.

²² Anthropomorph: Menschlichen Formen nachempfunden.

äquivalent ist (Shrimptom 1981). Alderson-Phantome sind in ca. 25mm dicke horizontale Schichten geschnitten. Entsprechend unserer Fragestellung wurde ausschließlich der Kopf- und Halsbereich für die Untersuchung verwendet. Uns standen zwei Alderson-Phantome zur Verfügung.

Das erste Alderson-Phantom (Alderson-Ph. 1) zeichnete sich durch Isozyanat-Aussparungen (vermutlich Lufteinschlüsse im Isozyanatguss) im Bereich der unteren Zahnreihe aus. In die Aussparungen des Isozyanat-Gusses konnten Prüfkörper bei diesem Phantom direkt auf der lingualen Zahnoberfläche fixiert werden. Von den nicht vorhandenen Oberkieferinzisiven²³ abgesehen, stellte sich hier die Okklusionsebene vollständig dar (siehe Abb. 15b). Aus diesem Grund wurde an diesem Phantom vornehmlich die Darstellbarkeit der Unterkieferzahnreihe untersucht.

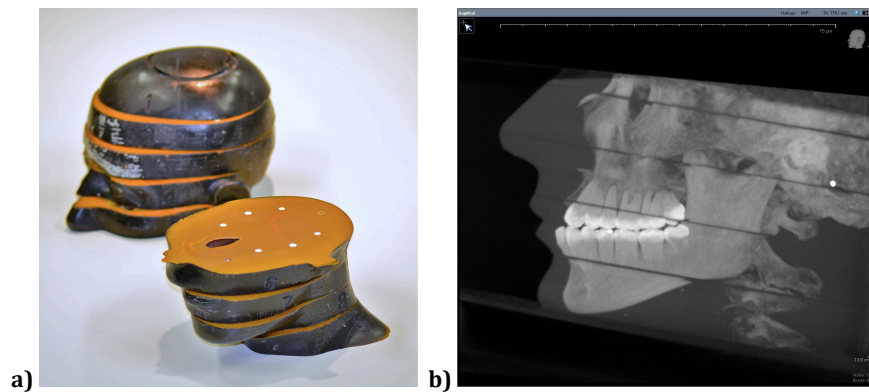


Abb. 15: Alderson-Phantom

- a) Aufsicht auf einzelne Schichten mit vertikalen Bohrungen (Alderson-Phantom 2)
 b) sagittale Schichtansicht (Alderson-Phantom 1)

Das zweite Alderson-Phantom (Alderson-Ph. 2) verfügte über mehrere vertikale Bohrlöcher (siehe Abb. 15a). In diese konnten Prüfkörper auf Höhe der Okklusionsebene platziert werden. Hier war der Zahnstatus vollständig, allerdings verlief ein Schichtschnitt genau durch die Okklusionsebene, was deren Darstellung stark limitierte. Die Untersuchung der Darstellbarkeit beschränkte sich bei diesem Phantom auf die Oberkieferzahnreihe.

²³ Inzisiven: lat. dentes incisivi, Schneidezähne

3.2.2 Knochen-Silikon-Phantom

Das Knochen-Silikon-Phantom wurde aus menschlichen Maxilla- und Mandibulaknochen erstellt, die wir in zahntechnische Silikon-Dubliermasse²⁴ (rema® Sil, Dentaaurum²⁵) einbetteten. Ober- und Unterkieferzahnreihen wurden mit gewöhnlichen Amalgamfüllungen (SDI permitec C, non gamma-2 alloy) sowie kieferorthopädischen Brackets (V-Series, 3M Unitek) bestückt. Das zur Verfügung stehende knöcherne Mittelgesichtsegment stellte nur die linke Seite des Oberkiefers dar. In der Bildauswertung konnte daher nur die untere Zahnreihe berücksichtigt werden.

3.3 Artefaktgenerierende Testkörper

Als Testmaterialien verwendeten wir zahntechnischen Edelstahl bzw. Amalgam und machten uns deren artefaktgenerierende Eigenschaft zu Nutze.

Um eine möglichst gute Vergleichbarkeit zu gewährleisten, wurden die Stahltestzylinder aus dem gleichen zahntechnischen Edelstahl wie die kieferorthopädischen Brackets (Stahl-Kennzahl 1.4301) gefertigt. Das für die Amalgamtestzylinder verwendete Amalgam entsprach dem der Füllungen (Amalgam: SDI permitec C, non gamma-2 alloy).



Abb. 16: Zylinderförmige Testkörper aus Stahl (links) und Amalgam (rechts)

²⁴ Silikone sind Silizium-organische Kunststoffe, d.h. Makromoleküle in denen Silizium- und Sauerstoff-Atome das Grundgerüst der Moleküle bilden. Die übrigen Bindungen an den Silizium-Atomen sind meist von Methylgruppen besetzt ($R_nSiO(4-n)/2$).

²⁵ Dentaaurum, Turnstraße 32, 75228 Ispringen.

3.4 Metallfreie Halteinrichtung

Eine metallfreie, in frontaler und sagittaler Ebene schwenkbare Halteinrichtung diente der reproduzierbaren Positionierung des Röntgenphantoms. Sie wurde für die Aufnahmen dieser Studie aus Polymethylmethacrylat (Acrylglas) und Polyethylen-Kunststoff hergestellt und ermöglicht reproduzierbare Winkelstellungen zur Aufnahme aller untersuchten Phantome. Die reproduzierbare Winkelgenauigkeit der Positionierung betrug $\pm 2^\circ$.

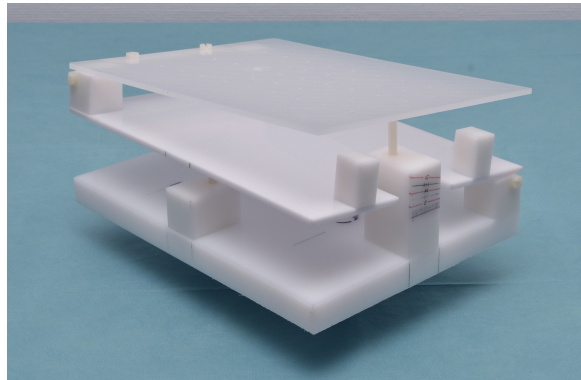


Abb. 17: Metallfreie Halteinrichtung zur Positionierung der Phantome im DVT-Gerät

3.5 Erstellung der DVT-Aufnahmen

Vor jeder Aufnahmeserie erfolgte eine Kalibrierung des DVT-Gerätes. Das Phantom wurde so positioniert, dass sich die Okklusionsebene auf der Höhe der Mitte des Strahlengangs befand. Die Positionierung wird an unserem Iluma DVT-Gerät durch ein eingeblendetes Laserraster vereinfacht.

In dem von uns verwendeten Iluma DVT-Gerät ergab sich folgende Aufnahmegeometrie:

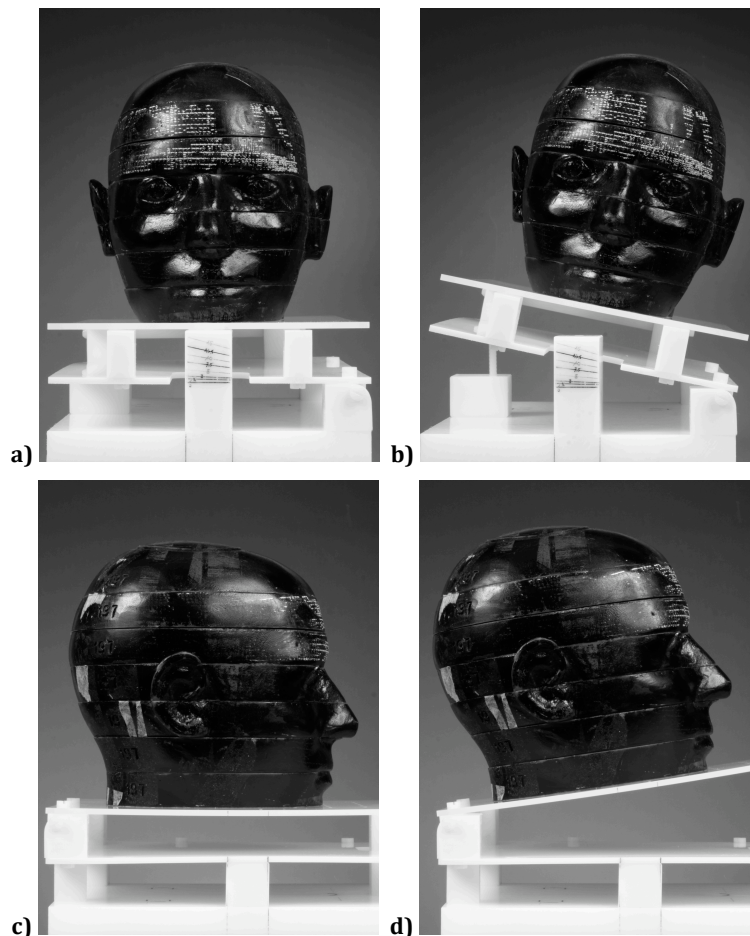


Abb. 18: Alderson-Phantom, in frontaler (a, b) und sagittaler (c, d) Ansicht. b) frontal geneigt, d) sagittal geneigt

Als eine sagittal geneigte Aufnahmeposition (z.B. 10°S) bezeichneten wir eine Einstellung, in der das Phantom in Seitansicht nach vorn bzw. nach hinten gekippt ist (Abb. 18d). Als frontal geneigte Aufnahmeposition (z.B. 10°F) verstehen wir hingegen eine Seitwärtsneigung des Phantoms in der Frontalansicht (Abb. 18b).

Um den Einfluss der einzelnen Untersuchungskriterien (Aufnahmewinkel, Testkörpermaterial, Geometrie und Lagebeziehung der Testkörper, Strahlungsintensität, Einfluss der einzelnen Phantome) zu untersuchen, wurden für jedes Kriterium Phantom-Testkörper-Konstellationen zur vergleichenden Begutachtung ausgewählt. Die Auswahl erfolgte so, dass sich die Phantom-Testkörper-Konstellationen idealerweise nur in dem Untersuchungskriterium der Fragestellung unterschieden. Teilweise mussten aus technischen Gründen aber auch Konstellationen mit weiteren Unterschieden eingeschlossen werden (z.B. 3.5.3: Vergleich verschiedener Testkörpergeometrien und -Lagebeziehungen in unterschiedlichen Phantomen).

Im Folgenden werden die Phantom-Konstellationen zu den einzelnen Fragestellungen dargestellt und die einzelnen Aufnahmen tabellarisch aufgeführt.

3.5.1 Einfluss des Aufnahmewinkels

Als Hauptuntersuchungskriterium wurde der Einfluss des Aufnahmewinkels auf das Auftreten von Bildartefakten durch Aufnahmen in frontaler und sagittaler Neigung der Phantome im DVT-Gerät untersucht.

Anhand der drei Phantome, bestückt mit unterschiedlichen Testkörpern, wurden Aufnahmen in sagittalen bzw. frontalen Neigungswinkeln von 2°, 5°, 7°, 10° und 15° durchgeführt (zur Definition des Neigungswinkels voriger Abschnitt sowie Abb. 14 und 18). Die Winkelmarkierungen der Halteeinrichtung dienten zur groben Orientierung der Einstellung des Neigungswinkels. Die Winkelpositionen wurden vor Aufnahme mit Hilfe eines Winkelmessers manuell justiert.

Fragestellung	Untersuchte Phantome	Neigungswinkel
Einfluss des Aufnahmewinkels	Alderson Ph. 1, Amalgamzyl. + Brackets, 1,0 mA	Sagittal: 0°, 5°, 10°, 15° Frontal: 0°, 5°, 10°, 15°
	Alderson Ph. 2, Amalgamzyl. + Brackets, 1,0 mA	
	Silikon Mod., Amalgamfüll. + Brackets, 1,0 mA	

Tab. 4: Aufnahmen zum Einfluss des Aufnahmewinkels

3.5.2 Einfluss des Testkörpermaterials

Um den artefaktbildenden Einfluss verschiedener Materialien zu untersuchen, wurde ein Alderson-Phantom zuerst mit einem Amalgamzylinder ausgestattet und anschließend mit einem Stahlzylinder gleicher Abmessungen. Die Aufnahmen wurden in den jeweils entsprechenden Winkelstellungen miteinander verglichen.

Fragestellung	Untersuchte Phantome	Neigungswinkel
Einfluss d. Artefakt gen. Materials	Alderson Ph. 2, Amalgamzyl., 1,0 mA	Sagittal: 0°, 5°, 10°, 15°; Frontal: 0°, 5°, 10°, 15°
	Alderson Ph. 2, Stahlzyl., 1,0 mA	

Tab. 5: Aufnahmen zum Einfluss des Testkörpermaterials

3.5.3 Einfluss der Geometrie und der Lagebeziehung der Testkörper

Zur Untersuchung der Auswirkung der Form des artefaktgenerierenden Materials wurde ein Alderson-Phantom zuerst mit einem Stahlzylinder und anschließend mit labialen²⁶ Brackets bestückt.

Fragestellung	Untersuchte Phantome	Neigungswinkel
Einfluss der Geometrie u. Lage der Testkörper	Alderson Ph. 1, Stahlbrackets, 1,0 mA	Sagittal: 0°, 5°, 10°, 15°; Frontal: 0°, 5°, 10°, 15°
	Alderson Ph. 2, Stahlzyl., 1,0 mA	

Tab. 6: Aufnahmen zum Einfluss der Geometrie und der Lagebeziehung der Testkörper

²⁶ Labial: Der Lippe zugewandt, im Ggs. zu lingualen, auf der Zungenseite der Zähne befestigten Brackets.

3.5.4 Einfluss der Strahlungsintensität

An mit Amalgamzylindern bzw. -Füllungen und Stahlbrackets bestückten Phantomen wurde schließlich der Einfluss der Röntgenstrahlungsintensität getestet. Die gleichen Phantom-Testkörper-Konstellationen wurden sowohl bei 1,0 mA als auch bei 3,8 mA jeweils bei 120 kV Anodenspannung aufgenommen.

Fragestellung	Untersuchte Phantome	Neigungswinkel
Einfluss der Strahlungsintensität	Alderson Ph. 1, Amalgamzyl. + Brackets, 1,0 mA	Sagittal: 0°, 5°, 10°, 15° Frontal: 0°, 5°, 10°, 15°
	Alderson Ph. 1, Amalgamzyl. + Brackets, 3,8 mA	
	Alderson Ph. 2, Amalgamzyl. + Brackets, 1,0 mA	
	Alderson Ph. 2, Amalgamzyl. + Brackets, 3,8 mA	
	Knochen-Sil.-Ph., Amalgamfüll. + Brackets, 1,0 mA	
	Knochen-Sil.-Ph., Amalgamfüll. + Brackets, 3,8 mA	

Tab. 7: Aufnahmen zum Einfluss der Strahlungsintensität

3.5.5 Einfluss der einzelnen Röntgenphantome

Schließlich wurde die Ausprägung der Artefakte in Abhängigkeit von den einzelnen Phantomen untersucht. Bei jeweils denselben Testkörpern wurden die Alderson-Phantome und das Knochen-Silikon-Phantom einander gegenüber gestellt.

Fragestellung	Untersuchte Phantome	Neigungswinkel
Einfluss des einzelnen Röntgenphantoms	Alderson Ph. 1, Amalgamzyl. + Brackets, 1,0 mA	Sagittal: 0°, 5°, 10°, 15° Frontal: 0°, 5°, 10°, 15°
	Alderson Ph. 2, Amalgamzyl. + Brackets, 1,0 mA	
	Knochen-Sil.-Ph., Amalgamfüllung + Brackets, 1,0 mA	

Tab. 8: Aufnahmen zum Einfluss der einzelnen Röntgenphantome

3.6 Rekonstruktion der DVT-Aufnahmen und Formatierung

Im Anschluss an die Aufnahme erfolgte die 3D-Bildrekonstruktion mittels der geräteeigenen Software IllumaController (Version 2.0.1). Dabei wurden die Modi *metal artifact reduction (MAR)*, *adaptive noise reduction (ANR)*, *extended view* sowie eine Schichtdicke von 0,3 mm gewählt. Für alle weiteren von der Rekonstruktionssoftware angebotenen Optionen wurden die Standardeinstellungen belassen, um vergleichbare Rekonstruktionsdaten zu erhalten.

Mit der Darstellungssoftware IlumaVision (Version 2.1.2.8988,) erfolgte die Auswahl der Schichtansicht. Schichtbilder basieren bei DVT-Aufnahmen auf der 3D-Bildrekonstruktion. Bei einer gewinkelten Aufnahme wird das Objekt schräg dargestellt. Um dennoch axiale (horizontale) Schichtaufnahmen zu erhalten muss daher das gesamte Aufnahmevolumen in eine horizontale Lage gebracht werden. Diese Ausrichtung geschah in frontaler und sagittaler Ansicht. Um stets die Auswahl derselben Schichtebene zu gewährleisten, wurden zur Orientierung Zahn- und Kieferumrisse als Marker manuell auf einer Bildschirmmaske gekennzeichnet, anhand derer sich die Schicht einstellen ließ. Die Fensterung wurde so weit als möglich in der von der Software vorgegebenen Standardbreite belassen, um die Vergleichbarkeit der Aufnahmen zu gewährleisten. Nach Einstellung der Ansicht wurde diese im JPEG-Format exportiert und damit ermöglicht, dass alle Auswerter schließlich die gleichen Bilder begutachteten.

3.7 Auswertung der DVT-Aufnahmen

Zur Bewertung der DVT-Aufnahmen gaben 14 Gutachter vergleichende Benotungen ab. Sieben Gutachter waren wissenschaftliche Mitarbeiter unseres Instituts mit vorwiegend technischem Studienhintergrund. Des Weiteren führten sieben ärztliche Mitarbeiter unserer Klinik die Bewertung durch, davon drei Radiologen und vier Mund-Kiefer-Gesichtschirurgen. Alle Gutachter führten die Bewertung an den gleichen, für die Darstellung medizinischer Bilddaten zugelassenen Befundungsbildschirmen durch.

Das Artefaktaufreten in allen Aufnahmeserien wurde mit Referenzaufnahmen (gleiches Phantom, gleicher Aufnahmemodus) ohne Artefakte verglichen. Für die Referenzaufnahme in Horizontalposition ohne Artefakte wurde die Benotung „1“ festgelegt. Zur qualitativen Bewertung der Aufnahmen wurde folgender Bewertungsmaßstab zugrunde gelegt:

Note	Bewertung
1	Sehr gute Abgrenzbarkeit / Darstellung ohne Artefakte
2	Gute Abgrenzbarkeit / Darstellung, teilw. mit Artefakten
3	Mäßige Abgrenzbarkeit / Darstellung mit erheblichen Artefakten
4	Klinisch ausreichende Abgrenzbarkeit / Darstellung trotz Artefakten
5	Artefaktbedingte klinisch ungenügende Abgrenzbarkeit / Darstellung

Tab. 9: Bewertungsmaßstab zur Auswertung der DVT-Aufnahmen

Alle Aufnahmen wurden nach folgenden Bewertungskriterien begutachtet:

- Bildauslöschung: Darstellung der unmittelbaren Umgebung des artefaktgenerierenden Prüfkörpers
- Streifenartefakte: Darstellung der weiteren Umgebung mit etwaigen Einflüssen durch streifenförmige Bildfehler („Schatten“)
- Zahndarstellung: Abgrenzbarkeit der Zahnoberfläche: Kontur, Schärfe, Textur
- Kieferdarstellung: Abgrenzbarkeit des Knochens: Kontur, Schärfe, Textur
- Gesamteindruck

Um den Blick des Gutachters auf die für unsere Anwendung entscheidenden Aspekte der Bildqualität zu lenken, erfolgte die Bewertung anhand der fünf oben genannten

Bewertungskriterien (Bildauslöschung, Streifenartefakte, Zahndarstellung, Kieferknochendarstellung, Gesamteindruck). Insgesamt wurden 4270 Noten²⁷ vergeben.

Bei der Auswertung wurde aus den Einzelkriterien ein Mittelwert für jedes einzelne Bild erstellt. Die Bewertungsergebnisse wurden mathematisch ausgewertet und mithilfe statistischer Methoden auf ihre Aussagekraft geprüft. Verwendet wurden hierzu die Statistiksoftware R²⁸ für die Berechnung sowie Microsoft® Excel® 2011 für die tabellarische und graphische Darstellung der Auswertung. Wir entschieden uns für eine Varianzanalyse (ANOVA)²⁹ zur Feststellung der Signifikanzen der Bewertungsergebnisse. Anschließend wurden diese nochmals mit Zweistichproben-t-Tests³⁰ überprüft. Die ausgewerteten Ergebnisse aller Fragestellungen sind in Kapitel 4 aufgeführt.

²⁷ Eine tabellarische Darstellung aller Einzelnoten befindet sich auf der beigelegten CD im Anhang.

²⁸ R: Open Source Software zur statistischen Datenanalyse, verwendete Version: R-2.15.2 für Windows; zugänglich unter: <http://www.r-project.org>.

²⁹ Varianzanalyse (engl. analysis of variance, ANOVA): Statistisches Verfahren, welches ein simultanes Testen der Signifikanzen verschiedener Einflussfaktoren auf die Gesamtbewertung erlaubt.

³⁰ Zweistichproben-t-Test: Statistischer Hypothesentest, welcher für zwei miteinander verbundene Stichproben überprüft, inwiefern sich die mittlere Differenz der Werte signifikant von null unterscheidet. Dabei werden die Alternativen – die Mittelwerte beider Grundgesamtheiten sind gleich bzw. unterscheiden sich – verglichen. Für die Differenzen wird dabei eine Normalverteilung und eine gleiche Varianz vorausgesetzt.

4 Ergebnisse

Wie bereits beschrieben, wurden die Aufnahmen von den Gutachtern rein deskriptiv bewertet, ohne dass dabei die einzelnen Einflussfaktoren – Aufnahmewinkel, Testkörpermaterial und –form, Strahlungsintensität, Röntgenphantome – Beachtung fanden.

Anschließend wurden die Bewertungen der 14 Gutachter nach den oben genannten fünf Einflussfaktoren statistisch aufbereitet und ausgewertet.

Um die Signifikanz der genannten Einflussfaktoren zu überprüfen, wurde zu allererst eine Varianzanalyse (ANOVA) durchgeführt. Es ergaben sich starke Signifikanzen für alle fünf Einflussgrößen mit p-Werten³¹ von $p < 2 \cdot 10^{-16}$ bis $p < 4,35 \cdot 10^{-8}$. Alle Variablen konnten somit in die weitere Auswertung mit einbezogen werden.

Einflussgröße	p-Wert
Aufnahmewinkel	$p < 2 \cdot 10^{-16}***$
Material des Testkörpers	$p < 2 \cdot 10^{-16}***$
Geometrie und Lagebeziehung der Testkörper	$p < 2 \cdot 10^{-16}***$
Strahlungsintensität	$p < 4,35 \cdot 10^{-8}***$
Röntgenphantome	$p < 2 \cdot 10^{-16}***$

Tab. 10: p-Werte der Ergebnisse der einzelnen Einflussgrößen
Alle fünf Einflussgrößen zeigen sehr kleine p-Werte. Dies entspricht einer hohen Signifikanz (*)**.

Um die Signifikanz der einzelnen Aussagen zusätzlich zu überprüfen wurden die einzelnen Variablen entsprechend der Fragestellungen jeweils einem Zweistichproben-t-Test unterzogen. Hierbei wurden die über alle Beobachter gemittelten Bewertungen einer Aufnahmeserie stets denen einer weiteren Aufnahmeserie gegenüber gestellt.

³¹ p-Wert (engl. probability, Signifikanzwert): Statistischer Wahrscheinlichkeitskennzahl mit Werten zwischen Null und Eins. Er zeigt die Wahrscheinlichkeit für ein Stichprobenergebnis an, wenn die Nullhypothese (hier: zwei verglichene DVT-Datensätze seien gleichwertig) zutrifft. Kleine p-Werte sprechen gegen die Nullhypothese und damit für eine Signifikanz eines Untersuchungsergebnis (i.d.R. für $p < 5\%$).

Im Folgenden werden aus Gründen der Übersichtlichkeit die statistisch aufbereiteten Ergebnisse zu den einzelnen Einflussfaktoren in Form von Mittelwerten dargestellt. Gegenüber gestellt wurden jeweils die in den Abschnitten 3.5.1 bis 3.5.5 beschriebenen Aufnahmekonstellationen. Die abgedruckten Aufnahmen stellen eine repräsentative Bildauswahl für die einzelnen Fragestellungen dar.

4.1 Einfluss des Aufnahmewinkels

Um den Einfluss des Aufnahmewinkels zu untersuchen, wurden die Aufnahmen dreier verschiedener Phantome, ausgestattet mit annähernd gleichen Stahl- und Amalgamtestkörpern, in verschiedenen Aufnahmepositionen gegenüber gestellt. Die dargestellten Ergebnisse stellen die über alle Gutachter gemittelten Benotungen der Aufnahmen dar.

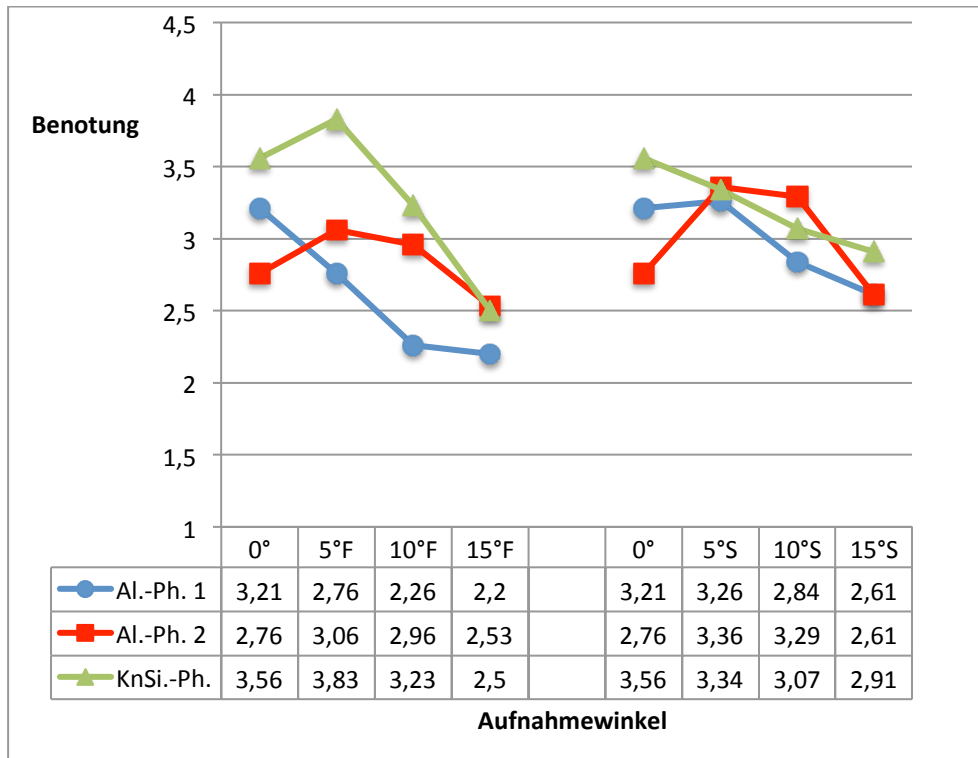


Fig. 1: Ergebnisse zum Einfluss des Aufnahmewinkels (frontale (F) und sagittale Neigung (S))
Mittlere Benotung der Phantome Alderson-Ph. 1, Alderson-Ph. 2 und des Knochen-Silikon-Phantom, jeweils mit
Brackets und Amalgamzylinder bzw. -Füllung bei 1,0 mA in unterschiedlichen Aufnahmewinkeln.

Bei allen drei Phantomen zeigt sich eine verringerte Artefaktausprägung mit zunehmendem Aufnahmewinkel, sowohl bei sagittaler als auch bei frontaler Neigung des Phantoms. Die Bewertungen zeigen allerdings auch, dass durch seitwärts geneigte Aufnahmen eine deutlichere Artefaktreduktion erzielt wurde. Bei Alderson-Phantom 1 und dem Silikon-Knochen-Phantom zeigt sich eine mit dem Aufnahmewinkel steigende Aufnahmequalität von der horizontalen Ausgangslage an. Bei Alderson-Phantom 2 verstärkt sich die Artefaktausprägung bei einer 5°-Neigung, erst bei größeren Winkeln wird eine Verringerung der Artefakte deutlich. Am besten wurden alle drei Phantome bei einer Neigung von 15° in der Frontalebene bewertet. Über alle Aufnahmewinkel gemittelt Benotungen: Alderson-Phantom 1 2,73, Alderson-Phantom 2 2,94, Knochen-Silikon-Phantom 3,21.

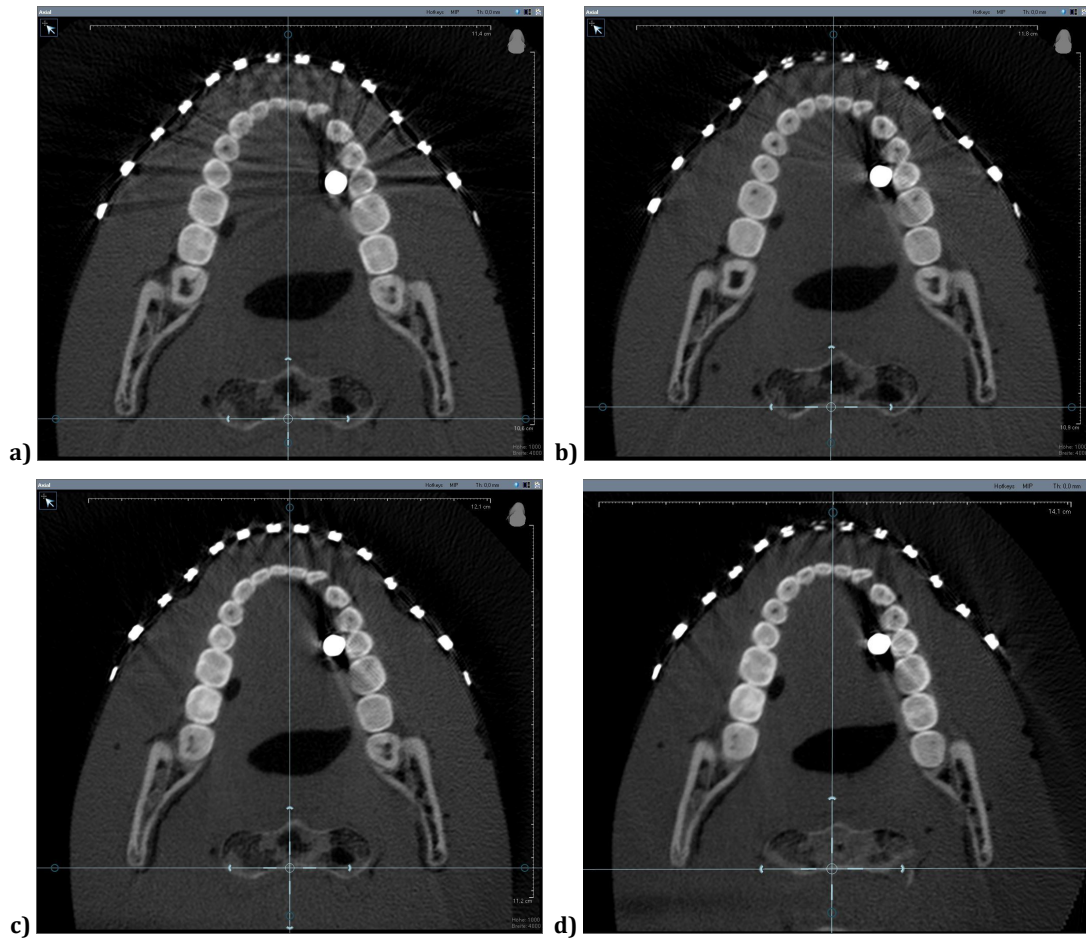


Abb. 19: DVT-Aufnahmen zum Einfluss des Aufnahmewinkels Alderson-Phantom 1, mit Amalgamzylinder in Regio³² 45 und Brackets auf der Phantomoberfläche bei 1,0 mA; a) horizontale Position; b) 5° geneigt in Frontalebene; c) 10° geneigt in Frontalebene; d) 15° geneigt in Frontalebene

In der unmittelbaren Umgebung des Testkörpers (bis ca. 1 cm Entfernung) zeigte sich durch die Winkelung des Strahlengangs eine leichte Verlagerung der Bildauslöschung von der Okklusionsebene in Ebenen ober- bzw. unterhalb von dieser. Die weitere Umgebung des Testkörpers wurde mit zunehmender Neigung des Phantoms weniger stark von Streuartefakten beeinflusst. Die sternförmigen Artefakte um den Prüfkörper herum in Horizontallage waren ab der 5°-Aufnahme deutlich reduziert. Die gewinkelten Aufnahmen ergaben eine bessere Abgrenzbarkeit der Zahn- und Knochenoberfläche, da sich die Bildstörungen nicht über die gesamte Okklusionsebene erstreckten. Auf die Abgrenzbarkeit des Weichgewebes konnte kein wesentlicher Effekt beobachtet werden.

³² Regio: Zahnmedizinische Lagebezeichnung des Gebisses, z.B. Regio 45: 5. Zahn im rechten Unterkiefer.

4.2 Einfluss des Testkörpermaterials

Zur Untersuchung des Einflusses des artefaktgenerierenden Materials wurden Aufnahmen von Alderson-Phantomen, bestückt mit Stahl- bzw. Amalgamzylindern, untersucht (siehe 3.5.2). Aus technischen Gründen war eine Platzierung der Testkörper in der gleichen Regio nicht möglich (siehe Abb. 20).

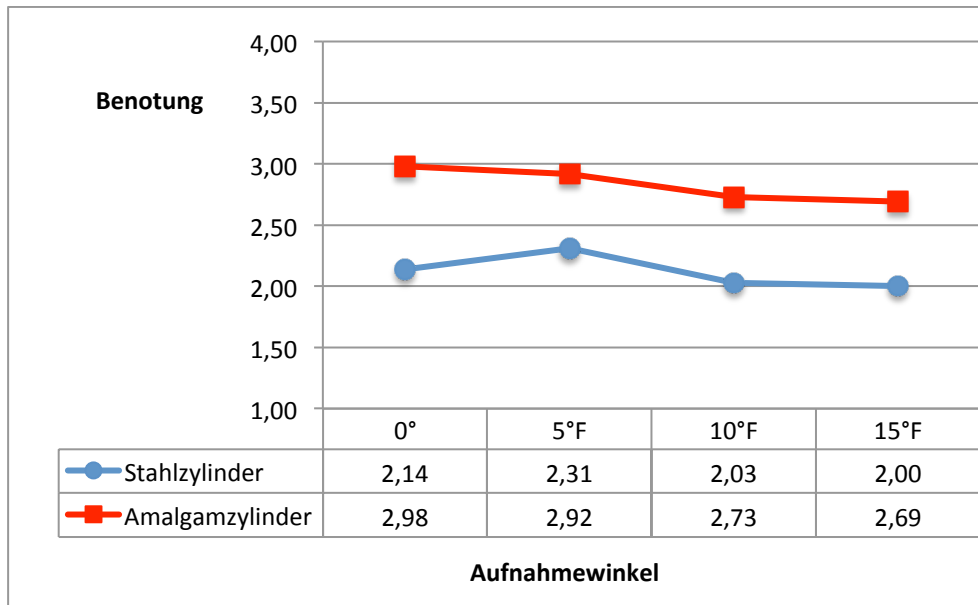


Fig. 2: Ergebnisse zum Einfluss des Testkörpermaterials

Mittlere Benotung des Alderson-Ph. 2, mit Amalgam- bzw. Stahlzylinder, jeweils bei 1,0 mA in unterschiedlichen Aufnahmewinkeln.

Die über alle Winkelgrade gemittelten Bewertungen fielen für den Stahlzylinder deutlich besser aus (Note: 2,12) als für Amalgam (Note: 2,83).

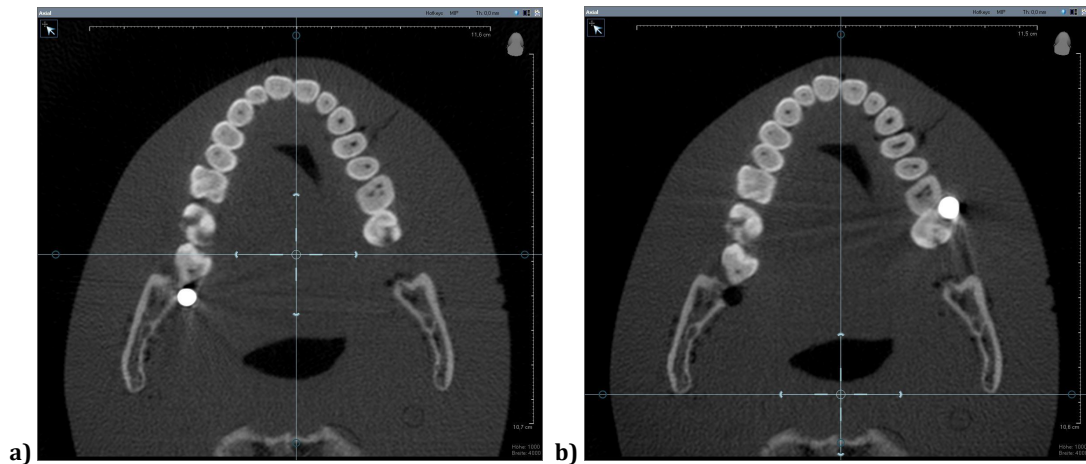


Abb. 20: DVT-Aufnahmen zum Einfluss des Testkörpermaterials Alderson-Phantom 2 bei 1,0 mA in 5°-Neigung in Sagittalebene; a) mit Stahlzylinder in Regio 38; b) mit Amalgamzylinder in Regio 46

In unmittelbarer Umgebung der Prüfkörper zeigten sich Bezirke vollständiger Bildauslöschung (schwarze Areale), die je nach Aufnahmewinkel unterschiedlich groß ausfielen. Dabei wurden durch den Amalgamtestkörper etwas stärkere Auslöschungen hervorgerufen als durch den Stahltestkörper.

Es traten ähnlich starke Streifenartefakte durch beide Testmaterialien auf, die in ihrer weiteren Umgebung jedoch nur geringen Einfluss auf die Abgrenzbarkeit der Zahn- und Knochenoberfläche zeigten.

4.3 Einfluss der Geometrie und der Lagebeziehung der Testkörper

Als drittes Kriterium wurden die Form und die Lage des Testkörpers im Phantom untersucht. Einander gegenüber gestellt wurden ein Alderson-Phantom mit Stahlbrackets sowie ein Alderson-Phantom mit Stahlzylinder (vgl. 3.5.3). Während die Brackets bei dem ersten Phantom auf der Phantomboberfläche fixiert wurden, setzten wir beim zweiten Phantom die Stahlzylinder in eine bestehende vertikale Bohrung (zum Aufbau der Alderson-Phantome siehe Abschnitt 3.2.1). So ergab sich zusätzlich zu der verschiedenen Form der Testkörper auch ein Unterschied hinsichtlich deren Abstände zur Zahnoberfläche (siehe auch Abb. 21).

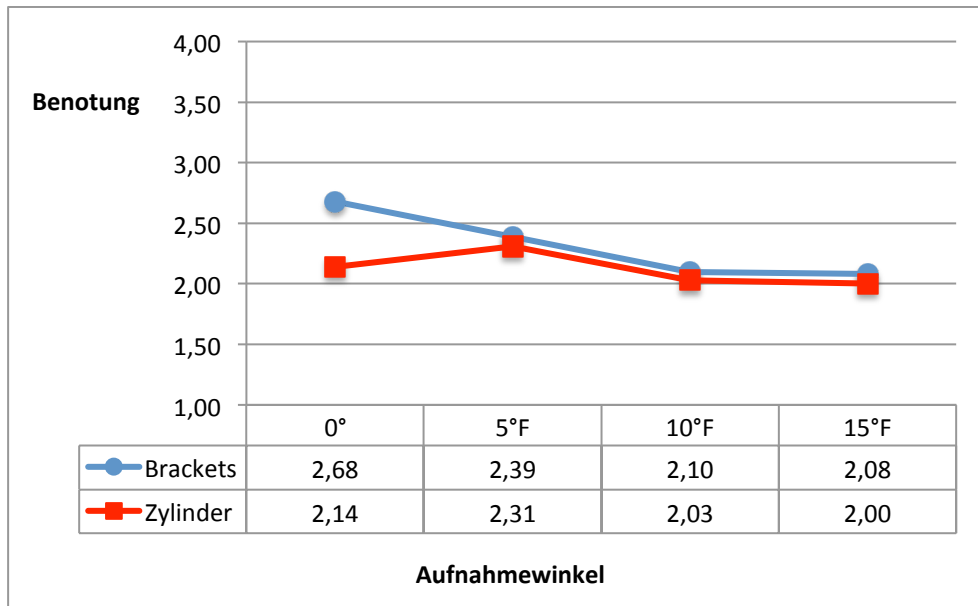


Fig. 3: Ergebnisse zum Einfluss der Geometrie und der Lagebeziehung der Testkörper
Mittlere Benotung des Alderson-Phantom 1 mit Stahlbrackets und Alderson-Phantom 2 mit Stahlzylinder
bestückt, jeweils bei 1,0 mA in unterschiedlichen Aufnahmewinkeln

Die über alle Winkelgrade gemittelten Bewertungen fielen für den Stahlzylinder in der Bohrung innerhalb des Phantoms besser aus (Note: 2,12) als für die Stahlbrackets auf der Phantomboberfläche (Note: 2,31).

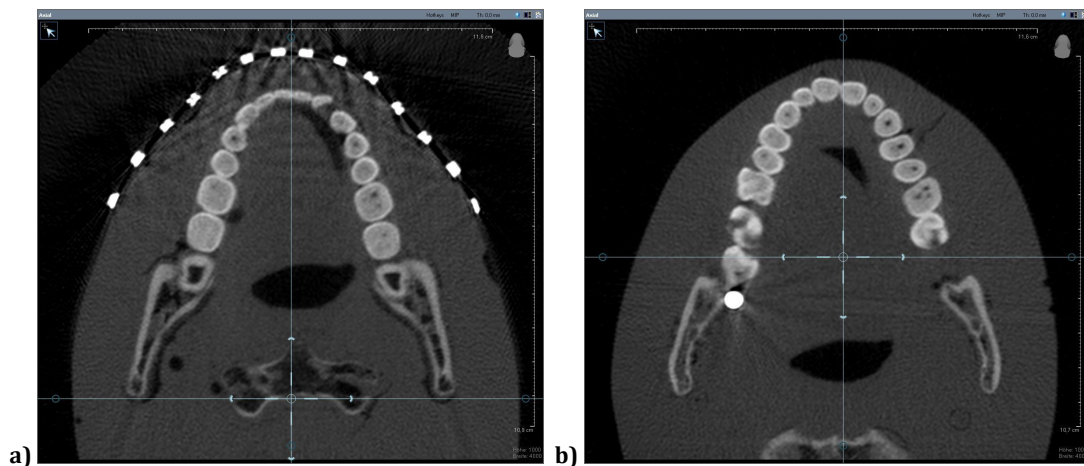


Abb. 21: DVT-Aufnahmen zum Einfluss der Geometrie und der Lagebeziehung der Testkörper
a) Alderson-Phantom 1 bei 1,0 mA in 5°- Neigung in Sagittalebene mit Brackets auf der Phantomboberfläche
b) Alderson-Phantom 2 bei 1,0 mA in 5°-Neigung in Sagittalebene mit Stahlzylinder in Regio 38

Unmittelbar um die Stahlbrackets herum waren deutliche Zeichen der Bildauslöschung zu sehen. Diese fielen jedoch schwächer aus, als bei dem Stahlzylinder, der bereits unter 4.2 verglichen wurde.

Ferner traten bei dem mit Brackets bestückten Phantom starke Streifenartefakte auf, die umso ausgeprägter waren, desto näher die einzelnen Brackets zueinander platziert wurden, d.h. insbesondere im Frontzahnbereich. Hier zeigte sich auch eine deutliche Verschlechterung der Darstellung der Zahnoberfläche. Zusammenfassend lässt sich über die Geometrie und Lage der Testkörper festhalten, dass die Aufnahmen der Phantome mit den Stahlzylindern in der Nähe der Zahnoberfläche insgesamt besser bewertet wurden als die der Phantome mit den Brackets auf der Phantomoberfläche.

4.4 Einfluss der Strahlungsintensität

Der Einfluss der Strahlungsintensität wurde an denselben Aufnahmen untersucht, die auch für die Untersuchung des Aufnahmewinkels (Kap. 4.1 sowie Abschnitt 3.5.4) verwendet wurden. Dies geschah bei einer Strahlungsintensität von 1,0 mA. Zusätzlich dazu wurden Aufnahmen derselben Phantomkonstellationen mit auf 3,8 mA erhöhter Strahlungsintensität zum Vergleich heran gezogen.

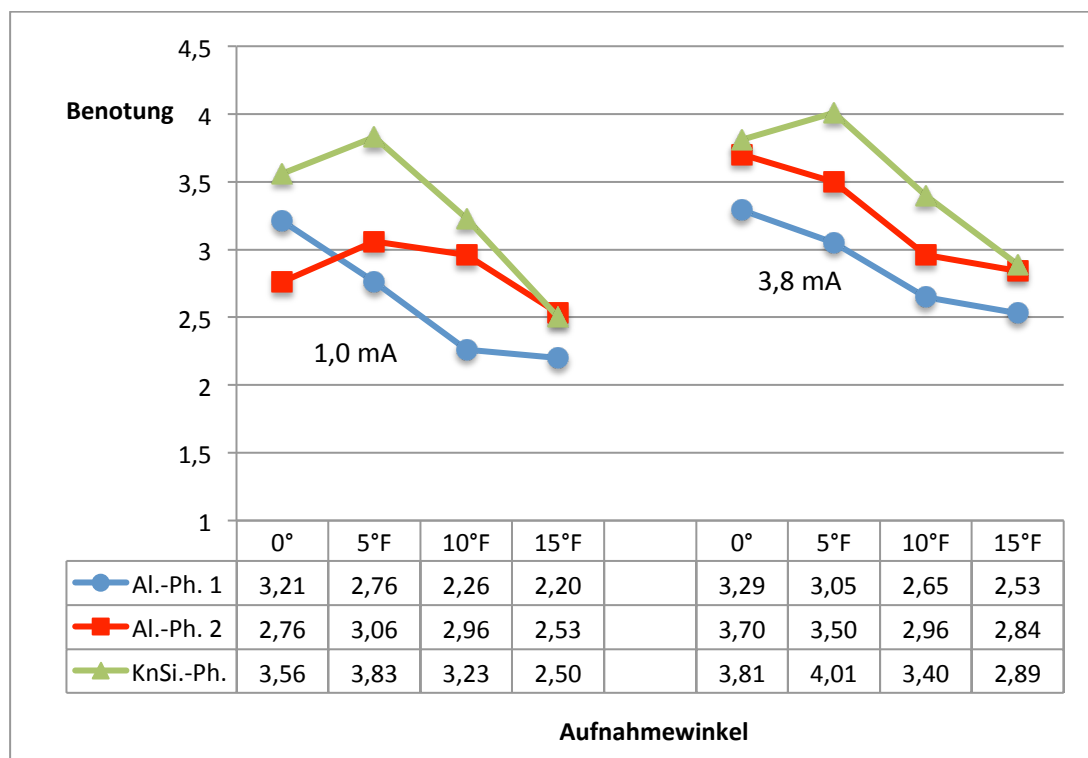
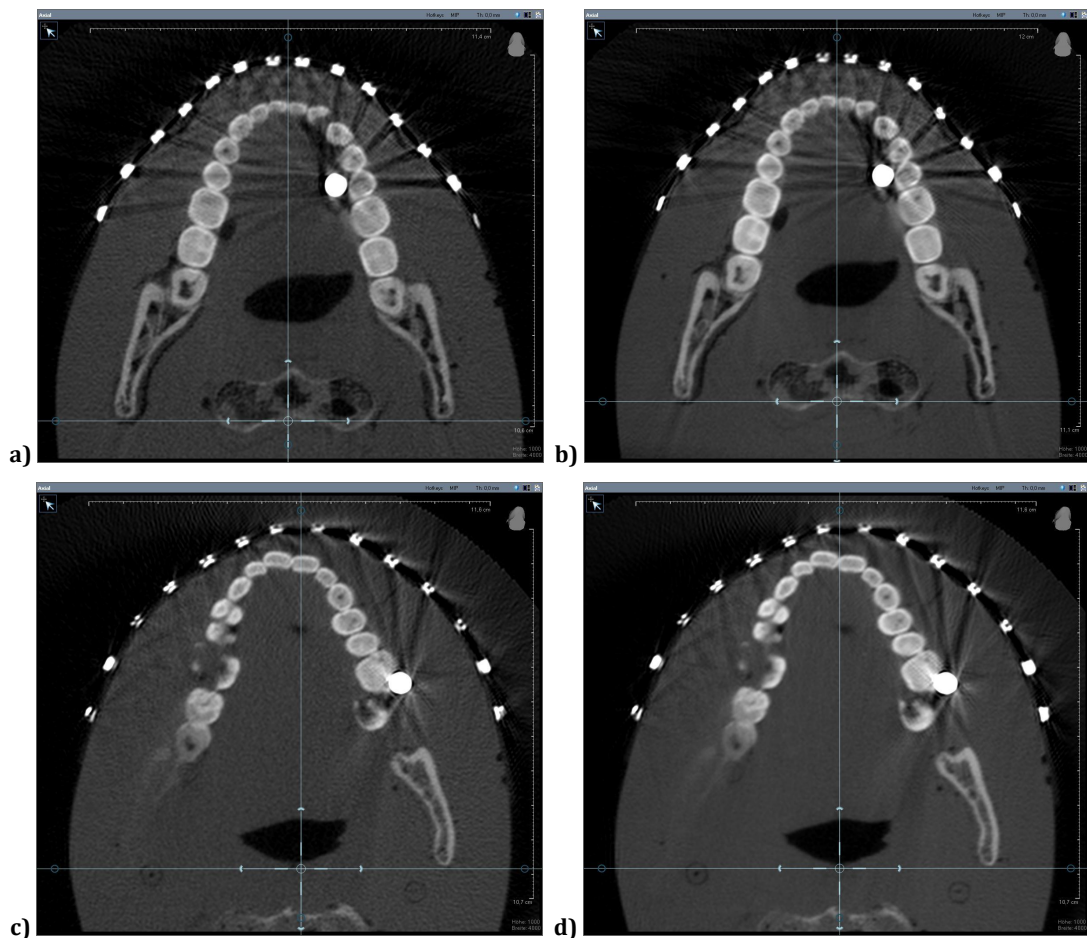


Fig. 4: Ergebnisse zum Einfluss der Strahlungsintensität
Mittlere Benotung der Phantome Alderson-Ph. 1, Alderson-Ph. 2 und des Knochen-Silikon-Phantoms, jeweils mit Brackets und Amalgamzylinder bzw. -Füllung bei 1,0 mA sowie 3,8 mA in unterschiedlichen Aufnahmewinkeln.

Phantom	1,0 mA	3,8 mA
Alderson-Phantom 1	2,61	2,88
Alderson-Phantom 2	2,83	3,25
Knochen-Silikon-Ph.	3,28	3,53
∅	2,91	3,21

Tab. 11: Benotungen der Phantome bei den Strahlungsintensitäten 1,0 mA und 3,8 mA (über alle Aufnahmewinkel gemittelt)

Die Aufnahmen bei höherer Strahlungsintensität (3,8 mA) wurden für alle drei Phantomen schlechter bewertet (siehe Tab. 11) als die Aufnahmen bei niedrigerer Strahlungsintensität (1,0 mA).



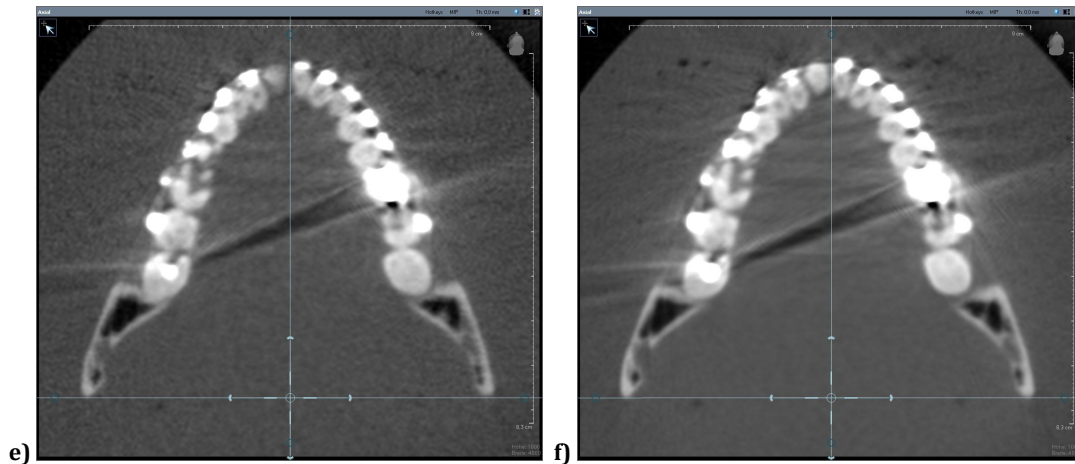


Abb. 22: Aufnahmen zum Einfluss der Strahlungsintensität

- a) Alderson-Phantom 1 mit Amalgamzylinder und Brackets in Horizontallage bei 1,0 mA
- b) Alderson-Phantom 1 mit Amalgamzylinder und Brackets in Horizontallage bei 3,8 mA
- c) Alderson-Phantom 2 mit Amalgamzylinder und Brackets in 10° Neigung in Frontalebene bei 1,0 mA
- d) Alderson-Phantom 2 mit Amalgamzylinder und Brackets in 10° Neigung in Frontalebene bei 3,8 mA
- e) Knochen-Silikon-Phantom mit Amalgamfüllung und Brackets in 5° Neigung in Frontalebene bei 1,0 mA
- f) Knochen-Silikon-Phantom mit Amalgamfüllung und Brackets in 5° Neigung in Frontalebene bei 3,8 mA

Die unmittelbare Umgebung der Testkörper zeigte auch hier wieder Bildauslöschungen. Insbesondere die Regionen um die massiven Amalgamzylinder und -füllungen (siehe auch Abb. 22e), Regio 38) sind stark artefaktbelastet. Die weitere Umgebung der Testkörper wurde (wie auch in den voran gegangenen Gegenüberstellungen) vor allem dann durch starke Streifenartefakte beeinflusst, wenn sich die Testkörper in besonders kleinem Abstand zueinander befanden oder wenn sich ein Testkörper auf einen weiteren projizierte.

Zahn- und Knochenoberfläche wurden bei stärkerer Strahlungsintensität schärfer abgebildet. Das noch deutlicher dargestellte Enamelum (Zahnschmelz) bildet einen starken Kontrast zur Umgebung. Auch die Kortikalis³³ des Knochens stellt sich bei höherer Strahlungsintensität deutlicher dar. Trotzdem spiegelte sich dies nicht positiv in den Bewertungen wider. Denn, wie bereits oben erwähnt, wurden die Aufnahmen bei höherer Intensität im Mittel schlechter bewertet als die mit einer geringeren Strahlungsintensität.

³³ Kortikalis: lat. Substantia corticalis, äußere Schicht des Knochengewebes

4.5 Einfluss der einzelnen Röntgenphantome

Um den Einfluss der einzelnen Röntgenphantome zu beachten, wurde erneut die bereits in 4.1 verwendete Phantomkonstellation herangezogen (siehe auch 3.5.5). Sie wurden jeweils einer Aufnahme ohne artefaktgenerierenden Testkörper gegenüber gestellt.

Wie in Tab. 11 und Fig. 1 ersichtlich, wurden die einzelnen Phantome im Mittel unterschiedlich bewertet. Die über alle Winkelstellungen gemittelte Bewertung ergab die Werte 2,73 für das Alderson-Phantom 1, 2,94 für das Alderson-Phantom 2, sowie 3,21 für das Knochen-Silikon-Phantom (siehe Fig. 1).

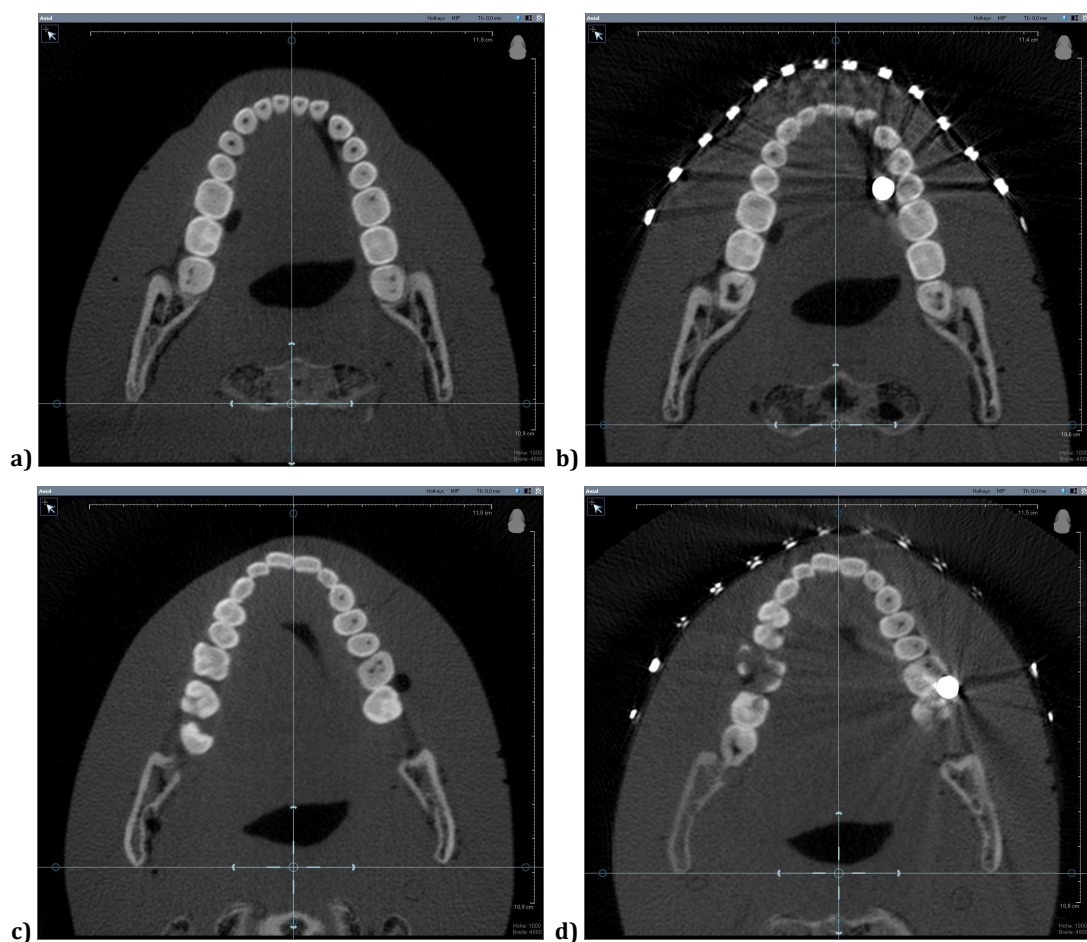




Abb. 23: Aufnahmen zum Einfluss der einzelnen Röntgenphantome

- a) Alderson-Phantom 1 ohne Testkörper in Horizontallage bei 1,0 mA
- b) Alderson-Phantom 1 mit Amalgamzylinder und Brackets in Horizontallage bei 1,0 mA
- c) Alderson-Phantom 2 ohne Testkörper in Horizontallage bei 1,0 mA
- d) Alderson-Phantom 2 mit Amalgamzylinder und Brackets in Horizontallage bei 1,0 mA
- e) Knochen-Silikon-Phantom ohne Testkörper in Horizontallage bei 3,8 mA (ohne Weichgewebesimulation)
- f) Knochen-Silikon-Phantom mit Amalgamfüllung und Brackets in Horizontallage bei 1,0 mA

Wie bereits in Kapitel 3.2 beschrieben, unterschieden sich die einzelnen Phantome teilweise in ihrem Aufbau. Auch die Zahnebene ist bei allen drei Phantomen unterschiedlich gut konserviert. Das Phantom mit der am besten erhaltenen Okklusionsebene, das Alderson-Phantom 1 (vgl. 3.2.1), wurde im Mittel am besten benotet.

5 Anwendungsstudie

*DVT-basierte Generierung von OP-Splints unter idealisierten Bedingungen*³⁴

Die in den Kapiteln 3 und 4 beschriebenen Versuche dienten der Untersuchung des Artefaktauftritts in verschiedenen Phantom-Testkörper-Konstellationen. Wenngleich sich daraus hilfreiche Erkenntnisse über die Geometrie der Röntgeneinrichtung sowie die Wahl der intraoral eingesetzten Materialien ableiten ließen, war es doch mit keinem der dort beschriebenen Phantome möglich, das Ziel der Generierung eines OP-Splints weiter zu verfolgen. Die Aufnahmen aus den Versuchen zeigten, dass die Okklusionsebenen bzw. die Zahnoberflächen der Alderson-Phantome durch die Schichtsnitte (zum Aufbau der Alderson-Phantome siehe Abschnitt 3.2.1) zum Teil stark beschädigt und damit zur Splintherstellung zu ungenau waren. Da die Alderson-Phantome in einer Isozyanat-Hülle eingegossen sind, war es zudem nicht möglich, kieferorthopädische Brackets direkt auf der Zahnoberfläche zu positionieren sondern nur auf der Phantomoberfläche (Abstand zur Zahnoberfläche 20 - 30 mm). Das Knochen-Silikon-Phantom wurde mit kieferorthopädischen Brackets bestückt, jedoch ließ die unzureichende Verzahnung des Gebisses sowie eine nicht erfolgte Nivellierung³⁵ keine repräsentative Untersuchung zum Erstellen eines OP-Splints zu.

Um das Ziel der DVT-basierten Splint-Generierung unter Anwendung der bisherigen Untersuchungsergebnisse und unter idealisierten Bedingungen zu verfolgen wurde diese Anwendungsstudie durchgeführt.

Wir entschieden uns daher, hierfür ein weiteres Phantom zu erstellen. Von diesem wurden in verschiedenen Aufnahmepositionen und Bracketausstattungen DVT-Datensätze erhoben und Splints gefertigt, welche anschließend hinsichtlich Präzision und Passgenauigkeit geprüft wurden.

³⁴ In Teilen veröffentlicht im International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery (Liu 2012a)

³⁵ Nivellierung: Kieferorthopädische Behandlung vor OP zur Harmonisierung der Okklusionsebene.

5.1 Phantom zur Herstellung von DVT-basierten OP-Splints

Für das eigens zu dieser Studie hergestellte Phantom (Phantom 4) verwendeten wir einen vollständigen humanen Schädel mit intaktem Gebiss. Bei der Auswahl des Schädels wurde auf eine weitgehend nivellierte Zahnstellung großen Wert gelegt.

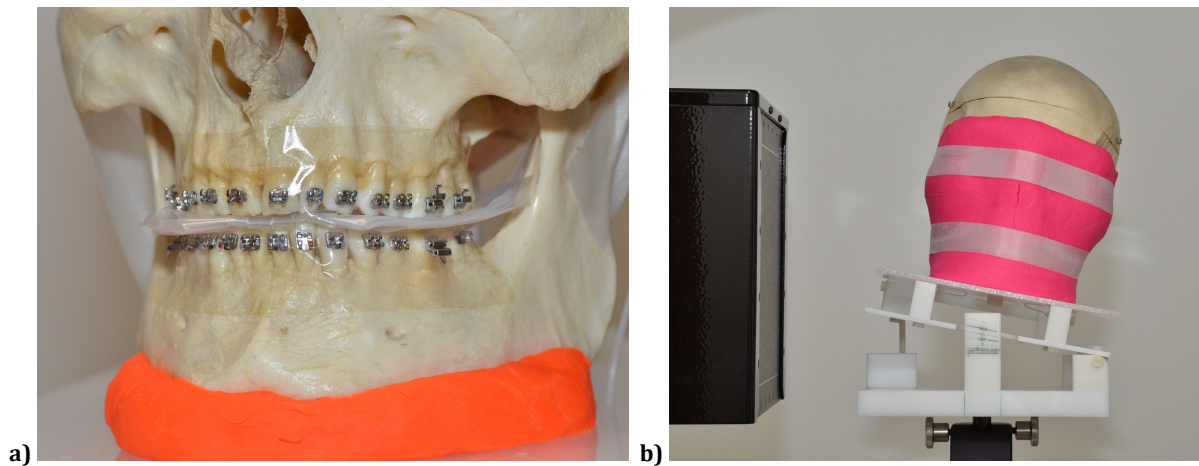


Abb. 24: Phantom der Anwendungsstudie (Phantom 4)

a) Phantom 4 mit Brackets, Mandibula mit Modellierpaste (orange) fixiert

b) Phantom 4 mit Brackets und Modellierpaste (Weichteilsimulation, pink), 10° Neigung in der Frontalebene

Die Weichgewebesimulation erfolgte hier mit handelsüblicher Modellierpaste (Play-Doh, Hasbro®), die in einer annähernd homogenen Stärke von 15 mm um den Gesichtsschädel gelegt wurde (siehe Abb. 24b). Als artefaktbildende Testkörper wurden die gleichen kieferorthopädischen Brackets wie auch in Abschnitt 3.5.3 verwendet.

Um eine sichere Trennung von Ober- und Unterkiefer zu gewährleisten, verwendeten wir eine Polyethylenfolie von 0,025 mm Stärke in mehreren Schichten als Abstandshalter. Probeaufnahmen ergaben eine sichere Segmentierbarkeit (Trennung von Ober- und Unterkiefer in der 3D-Rekonstruktion) bei einem Abstand von 0,5 mm für Front- und Eckzähne. Die stärker verzahnten Molaren³⁶ mussten durch einem vorgegebenen Abstand von 0,75 mm voneinander getrennt werden.

Das Phantom wurde auf der in Kapitel 3.4 beschriebenen Halterung im DVT-Gerät fixiert.

³⁶ Molaren: lat. dentes molares, Mahlzähne

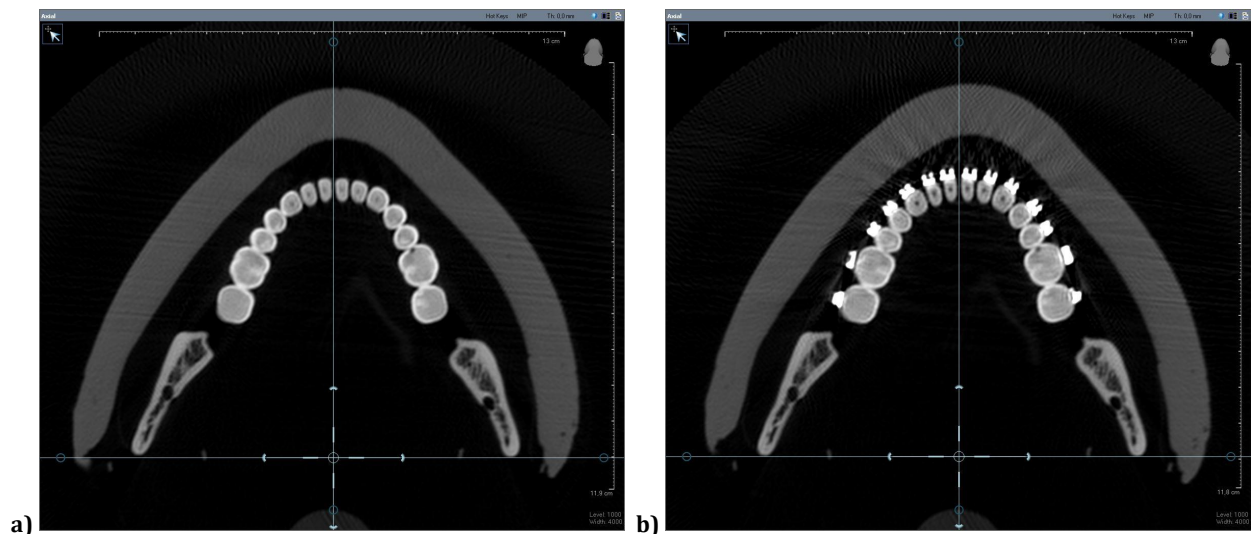
5.2 DVT-Aufnahmen

Nach Kalibrierung des DVT-Gerätes erfolgten Aufnahmen in der horizontalen 0°-Position sowie in 10°-Seitwärtsneigung, erst ohne, anschließend mit Brackets. Diese wurden an der Ober- und der Unterkieferzahnreihe mittels doppelseitigem Klebeband direkt auf den Zahnoberflächen fixiert (siehe Abb. 24a).

Die Aufnahmen wurden unter den gleichen Bedingungen wie in Kapitel 3.5 beschrieben durchgeführt, bei 3,8 mA und 120 kV Anodenspannung.

5.3 Ergebnisse der DVT-Aufnahmen

Auch bei dieser Phantomstudie zeigte sich eine deutliche Reduktion der Bildartefakte durch eine geneigte Aufnahmeposition. Die vorangegangenen Untersuchungsergebnisse wurden damit bestätigt.



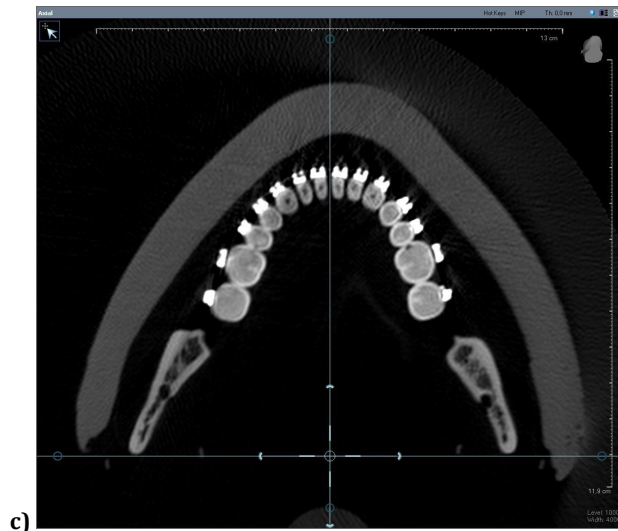


Abb. 25:
DVT-Aufnahmen von Phantom 4 (bei 3,8 mA)
a) ohne Brackets in Horizontallage
b) mit Brackets in Horizontallage
c) mit Brackets um 10° seitlich geneigt

Der helle Streifen, der dem Unterkiefer außen aufliegt, entspricht der Modellierpaste zur Weichgewebesimulation.

Abb. 25c) (seitlich geneigt) zeigt gegenüber Abb. 25b) (horizontal) deutlich verringerte Artefakte im Zahnbereich.

5.4 Rekonstruktion und Formatierung

Die Datensätze der drei verschiedenen Aufnahmekonstellationen wurden jeweils für eine OP-Planung und Splint-Generierung herangezogen:

1. Phantom 4 ohne Brackets in Horizontallage (Splint 1)
2. Phantom 4 mit Brackets in Horizontallage (Splint 2)
3. Phantom 4 mit Brackets in 10° Neigung in der Frontalebene (Splint 3)

Die Bildrekonstruktion erfolgte mittels der geräteeigenen Software IllumaController. Dabei wurden wieder die Modi *MAR*, *ANR* sowie *extended view* (zu den Aufnahmemodi siehe Kap. 3.1) gewählt. Nach Überprüfung des Datensatzes auf Vollständigkeit wurde die 3D-Rekonstruktion im DICOM-Format exportiert und in die institutseigene OP-Planungssoftware RapidSplint (Beta-Version 2, 2011) geladen.

Die Grauwert-Fensterung (Thresholding³⁷) erfolgte manuell und diente der selektiven, bestmöglichen Darstellung von Zahn- und Knochenoberfläche.

³⁷ Thresholding: Festlegung des Intervalls der Röntgendichtewerte, welche dargestellt werden sollen.

5.5 Virtuelle Osteotomie und Segmentierung

Es erfolgte bei allen drei Datensätzen die virtuelle Kieferosteotomie, die Trennung des oberen dentoalveolären Apparates vom oberen Teil der Maxilla (in Anlehnung an Le Fort I), sowie die Trennung des Unterkieferbogens von den Kieferhälsen (angelehnt an Obwegeser-Dalpont). Die Schnittebenen (in Abb. 26 in dunkelblau) wurden anhand dreier Oberflächenpunkte definiert. Diese konnten beliebig auf der Schädeloberfläche gewählt werden.

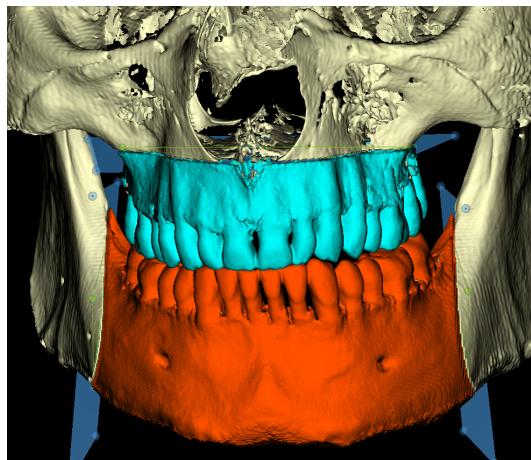


Abb. 26: Virtuelle Osteotomie des Ober- und Unterkiefers (angelehnt an Le Fort I und Obwegeser-Dalpont)

Die Kieferabschnitte wurden daraufhin als einzelne Segmente und damit als eigenständige Volumina definiert. Zur semiautomatischen Segmentierung der einzelnen Knochensegmente bedient sich die RapidSplint-Software eines „Region-Growing“-Algorithmus³⁸. Dabei werden aneinander angrenzende Bildpunkte zu einem Segment (Subvolumen) zusammengefasst, während weiter entfernt liegende Bildpunkte einem anderen Segment zugeordnet werden. Softwarebedingt musste bei der Osteotomie eine virtuelle Schnittdicke von 2 mm gewählt werden damit der Algorithmus fehlerfrei segmentierte. Diese ist im Vergleich zur realen Sägeschnittbreite von unter 1mm deutlich überdimensioniert. Zur Einstellung der optimalen Okklusion können nach der Segmentierung die einzelnen Kieferabschnitte frei im Raum verschoben oder rotiert werden.

³⁸ Region-Growing-Algorithmus: Algorithmus, welcher alle miteinander verbunden bzw. aneinander gereihten Voxel zu einem Subvolumen zusammenfasst.

5.6 Generierung des OP-Splints

Die zum Zeitpunkt der Untersuchungen aktuelle Version (Beta-Version 2, 2011) der OP-Planungssoftware RapidSplint des BZMM erfordert das Festlegen von insgesamt sieben Punktpaaren – jeweils ein Punkt auf einer labialen Zahnoberfläche der oberen Zahnreihe, zugeordnet zu einem entsprechenden Punkt auf einem Zahn der unteren Zahnreihe – wobei ein in Zahnbogenmitte gewähltes Punktpaar annähernd den Inzisalpunkten³⁹ entspricht (siehe Abb. 27).

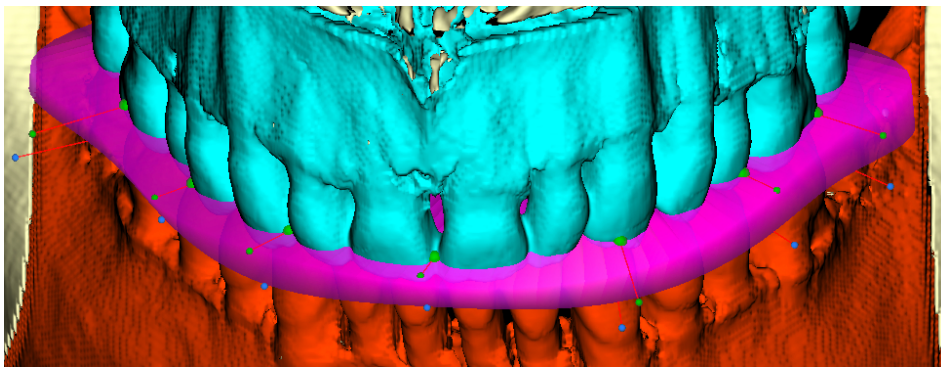


Abb. 27: Virtuelle Planung des DVT-basierten OP-Splints
Zur Definition des Splints werden sieben Punktpaare (grün) auf den Zahnoberflächen gewählt

Sind diese vierzehn Punkte definiert, erstellt die Software durch eine Bool'sche Operation (aktuell noch als externe Software-Lösung) automatisch einen Splint, der den Zwischenraum zwischen Ober- und Unterkieferzahnreihe ausfüllt.

Indem die Position der Punktpaare variiert wurde, konnte gegebenenfalls Einfluss auf die von der Software ermittelte Bauhöhe, die Breite und Neigung des Splints genommen werden. Dies wurde beispielsweise bei stark unregelmäßiger Stellung oder auch Fehlen einzelner Zähne notwendig.

³⁹ Inzisalpunkte: Mediale labiale Eckpunkte der mittleren Schneidezähne 11 und 21.

5.7 Splintherstellung

Nach virtueller Planung der drei benötigten OP-Splints wurden diese im STL-Format (siehe Abschnitt 2.4.2) von dem Rekonstruktionsrechner exportiert. Der STL-Datensatz wurde dann an ein externes Unternehmen zur Fertigung übersendet.

Die Herstellung der Splints erfolgte dort in einem 3D-Druckverfahren aus dem Material Fullcure 720 (Acrylat-Kunststoff), welches für die intraorale Anwendung als Medizinprodukt zugelassen ist.

5.8 Prüfung der gefertigten OP-Splints

Die fertigen Splints wurden auf Passgenauigkeit untersucht, sowohl an Gipsmodellen des Schädelphantoms als auch an dem Phantom selbst. Dabei betrachteten wir zum einen die Kongruenz der Zahn- und Splintoberflächen sowie die exakte Übertragung der Größenverhältnisse des Gebisses zum fertigen Splint.

Die Formkongruenz der Splints wurde visuell verglichen. Dabei fielen unterschiedliche Spaltmaße zwischen Splint und Zahnoberfläche auf. Außerdem waren geringe Formfehler des Zahnabdrucks, welche eine manuelle Nachbearbeitung der Splints notwendig machten, zu erkennen.

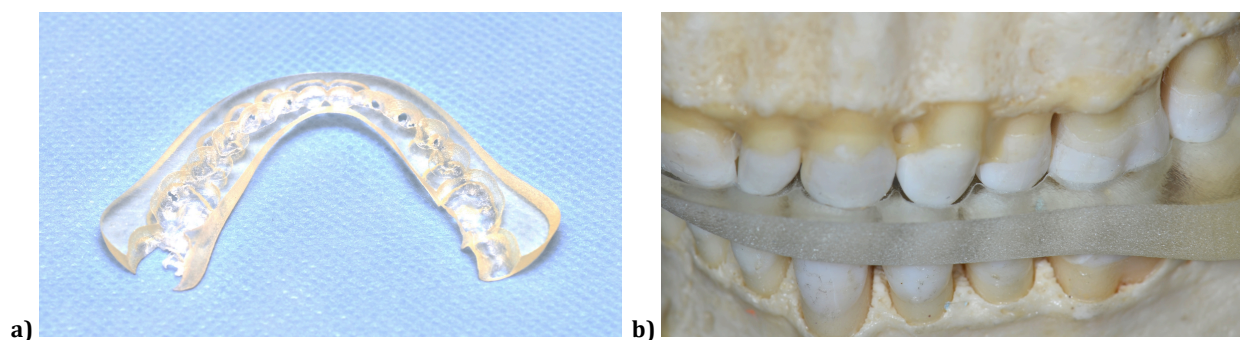


Abb. 28: DVT-basierter OP-Splint

a) mit Bilddaten von Phantom 4 erstellter Splint; b) Splint in Okklusion des Phantom 4

Begutachtung der drei Splints:

- Splint 1 (horizontal, ohne Brackets): Die Schiene passte exakt und ließ sich bei sehr geringen Spaltmaßen gut in die Verzahnung einrasten
- Splint 2 (horizontal mit Brackets): Es zeigten sich deutlich größere Spaltmaße und größere Formabweichungen, welche eine manuelle Nachbearbeitung erforderten. Der Splint rastet nicht ein.
- Splint 3 (10° geneigt mit Brackets): geringere Formfehler, die kaum einer Nachbearbeitung bedürfen. Das Einrasten in die Verzahnung ist mit etwas Druck möglich.

In Voruntersuchungen zu dieser Studie waren Splints, die auf DVT-Datensätzen von Gebissen mit kieferorthopädischen Brackets basierten, in der Regel etwas zu klein gefertigt worden. Diese, vornehmlich auf Metallartefakten beruhenden Volumenfehler in der Rekonstruktion, traten bei Phantom 4 mit Brackets kaum auf. Zudem zeigte sich, dass die abformungsbasierten Gipsmodelle im Vergleich zur Realität geringförmig größere Volumina haben, was vermutlich auf die Materialausdehnung des Gips bei dessen Härtung zurück zu führen ist (Olschewski 2004) Einige der DVT-basierten Splints passten daher in die Okklusion des Schädels, nicht aber auf die Gipsmodelle.

Zusammenfassend lässt sich über diese erste Anwendungsuntersuchung sagen, dass es mit den beschriebenen Methoden grundsätzlich möglich ist, DVT-basiert ausreichend passgenaue OP-Splints herzustellen. Ein mit kieferorthopädischen Brackets versehenes Gebiss stellt grundsätzlich kein absolutes Hindernis dar. Zusätzliche Maßnahmen, wie beispielsweise eine gewinkelte Aufnahmeposition, verbessern wesentlich die Abbildungsqualität des DVT-Datensatzes und damit die Präzision des Splints.

6 Diskussion

Im Rahmen der Untersuchungen ist es uns gelungen, durch eine modifizierte Handhabung eines digitalen Volumentomographen eine Artefaktreduktion in DVT-Aufnahmen zu beschreiben. Die einleitend gesetzten Ziele der Studie wurden somit erreicht. Die angewendeten Methoden ermöglichten eine deutlich verbesserte DVT-Bildqualität und erlaubten – wenn auch vorerst nur an ausgewählten Röntgenphantomen – die Generierung von präzisen abformungsfreien digitalen Zahnmodellen. Mit diesen ließen sich passgenaue OP-Splints herstellen. Das Vorgehen und die Ergebnisse dieser Studie sollen nun nacheinander kritisch betrachtet werden. Alternativen werden aufgezeigt und Auswirkungen auf die klinische Praxis geschildert.

6.1 Diskussion des Materials und der Methodik

Vor der näheren Betrachtung der Ergebnisse folgt eine Bewertung der in Kapitel 3 beschriebenen Materialien und Methoden. Dabei wird insbesondere auf die verwendeten Röntgenphantome eingegangen sowie auf die Möglichkeiten der Artefaktreduktion, welche darüber hinaus mit Ansätzen anderer Autoren verglichen werden.

6.1.1 Digitaler Volumentomograph

Das von uns verwendete Iluma DVT-Gerät eignet sich gut für experimentelle Studien.

Das 24,4 x 19,5 cm große Detektorpanel ließ überdurchschnittlich große Aufnahmevolumenta von über 3300 cm³ zu. Die schwenkbare Patientenstütze ermöglichte es, verschiedene Aufnahmeobjekte sehr einfach in der Gantry⁴⁰ zu positionieren. Auch die metallfreie Halteeinrichtung wurde hierauf fixiert.

⁴⁰ Gantry: Ort an welchem aufzunehmende Objekte positioniert werden.

Leider ließen sich die Rohdaten der DVT-Aufnahmen nicht in einem verwertbaren Format exportieren. Das RAW-Format, in dem die Aufnahmen auf dem Gerät abgespeichert werden, konnte von keiner verfügbaren Bildrekonstruktions- oder Bildbearbeitungssoftware gelesen werden. Darüber hinaus bestand weder Zugang zu den Algorithmen der geräteeigenen Bildrekonstruktion, noch stellt der Hersteller Details dazu bereit. Insbesondere im Hinblick auf die untersuchten Metallartefakte wären Informationen über die dynamische Schwellenwertanpassung (Thresholding) hilfreich gewesen. Diese führt das Gerät jedoch automatisch durch. Der Anwender ist folglich auf die geräteeigene Bildrekonstruktion angewiesen und hat keine Möglichkeiten darauf Einfluss zu nehmen.

Da uns keine Daten zur Abmessung des Gerätes bzw. eine Konstruktionsskizze zur Verfügung gestellt werden konnten, war es nicht möglich, die Versuchsanordnungen mit der exakten Geometrie des Strahlengangs zu planen. Hierbei mussten wir uns mit einer näherungsweise Vermessung der Aufnahmegeometrie behelfen. Zur Unterstützung weiterer Untersuchungen mit diesem Gerät wäre hier ein Austausch zwischen Hersteller und Forschung wünschenswert.

6.1.2 Röntgenphantome und Weichgewebesimulation

Röntgenphantome bilden humane Aufnahmeobjekte nur annähernd realitätsnah ab. Keines der verwendeten Phantome kann daher die reale Aufnahmesituation am Patienten vollständig simulieren.

Die Alderson-Phantome zeichnen sich durch eine sehr gute Gewebesimulation aus, vor allem des Weichgewebes in natürlicher Formgebung. Sie sind daher gut geeignet, um an ihnen das Röntgenschwächungsverhalten verschiedener Materialien (z.B. unserer Testkörper) zu untersuchen. Außerdem vereinfacht ihre kommerzielle Verfügbarkeit die Versuche und macht diese anderenorts reproduzierbar.

Nachteilig für unsere Fragestellungen war hingegen der durch die Isozyanathülle erschwerte Zugang zu den knöchernen bzw. dentalen Strukturen. Dies hatte zur Folge, dass artefaktgenerierende Testkörper nur annähernd realitätsnah – entweder in Aussparungen im Mundbereich (Alderson-Phantom 1) oder in vorgegebenen Bohrlöchern (Alderson-

Phantom 2) – platziert werden konnten. Ein Öffnen der Isozyanathülle und damit eine teilweise Zerstörung des Phantoms unterließen wir aus Kostengründen. Da die Brackets auf der Phantomaußenseite und somit in deutlicher Entfernung zu den Zahnoberflächen fixiert wurden, sind deren bildauslöschende Einflüsse auf die Abbildung der Zahnstrukturen als schwächer einzustufen, als wären sie korrekt auf der Zahnoberfläche platziert worden.

Ein weiterer Nachteil des Isozyanateingusses war die äußerlich nicht eindeutig bestimmbare Lage der Okklusionsebene sowie deren Winkelstellung. Zum Teil war die Okklusionsebene durch die Horizontalschnitte (zum Aufbau der Alderson-Phantome siehe Abschnitt 3.2.1) stark beeinträchtigt. Bei Alderson-Phantom 1 zeigte sich zudem die obere Zahnreihe unvollständig. Dies bringt eine verminderte Strahlendichte in diesem Bereich mit sich und ließ zudem bei der Bewertung der Aufnahmen nur eine Berücksichtigung der mandibulären Zahnreihe zu. Trotz der beschriebenen Einschränkungen zählen Alderson-Phantome heute zu den besten anthropomorphen Röntgenphantomen, die kommerziell verfügbar sind.

Das Knochen-Silikon-Phantom wurde aus kostengünstigen Schädelbruchstücken erstellt, wobei die rechte Seite des Oberkiefers leider fehlte. Im Gegensatz zu den Alderson-Phantomen waren bei diesem Phantom die kieferorthopädisch korrekte Positionierung der Brackets sowie das Einsetzen von Amalgam-Zahnfüllungen möglich.

Der Silikonguss stellte sich als gute Wahl zur Weichgewebesimulation heraus, wenngleich Gussform und Volumen des Silikons im Vergleich zu menschlichem Weichgewebe zu massiv und groß ausfielen. Durch den Silikonguss gestaltete sich das Setzen der Amalgamfüllungen und das Aufkleben der kieferorthopädischen Brackets jedoch sehr aufwändig: Der Silikonguss musste hierzu vollständig entfernt werden und wurde dabei zerstört. Infolgedessen musste dieser nach Installation der Testkörper wieder neu gegossen werden.

Für die beschriebenen Winkeluntersuchungen stellte sich die nicht nivellierte Verzahnung des verwendeten Schädels als ungünstig heraus. Zähne und Testkörper (Brackets und Füllungen) konnten dadurch nicht in einer Ebene abgebildet werden. Zudem befanden sich die Kieferknochen bei horizontaler Positionierung des Phantoms bereits in erheblicher antero-posteriorer Neigung. Eine vollkommen horizontale Positionierung der Okklusionsebene und damit Darstellung der Zahnoberflächen und Testkörper in einer

Ebene konnte folglich nur näherungsweise erreicht werden. Für die Bewertung der Artefaktreduktion durch geneigte Aufnahmepositionen haben daher die Aufnahmen in seitlicher Neigung (Neigung in der Frontalebene) eine bessere Aussagekraft.

Unser letztes in Kapitel 5 verwendetes Phantom 4 basierte auf einem intakten und hochwertig präparierten humanen Schädel und verfügt im Vergleich zu den anderen Phantomen über den besten Zahn- und Knochenstatus. Wesentlich für die Auswahl dieses Schädels war eine gute Nivellierung der oberen sowie der unteren Zahnreihe.

Wie bereits bei dem Knochen-Silikon-Phantom konnten hier die Brackets kieferorthopädisch korrekt auf die Zahnoberflächen aufgesetzt werden. In Hinblick auf zusehends seltener verwendete Amalgamfüllungen am Patienten beschränkten wir uns auf Brackets als artefaktbildende Testkörper.

Die Modelliermasse zur Weichgewebesimulation zeigte in den DVT-Aufnahmen eine realitätsnahe Darstellung. Sie ermöglichte, verglichen mit dem Silikonguss des Knochen-Silikon-Phantoms, einen einfacheren Zugang zur Okklusionsebene. Folglich konnten die kieferorthopädischen Brackets leicht eingesetzt werden. Auch die Positionierung der Kiefer und die Modifizierung ihres Abstandes zueinander konnten für die Anwendungsuntersuchung erfolgen (siehe Kap. 5). Aufgrund des guten Zahnstatus, der Positionierbarkeit der Testkörper und der Weichgewebesimulation stellt das vierte Phantom insgesamt das aus kieferorthopädischer Sicht wirklichkeitsgetreueste Phantom dar.

Während bei den kommerziell erhältlichen Alderson-Phantomen eine Isozyanathülle als Weichgewebeersatz dient, wurden für die eigens hergestellten Phantome im Vorfeld der Untersuchungen unterschiedliche Materialien diskutiert. In Anlehnung an die in der Literatur aufgeführten Ansätze standen uns tierisches Muskelgewebe (Geflügelfilet), tierisches Fett, Paraffin sowie Silikon und Modelliermasse zur Wahl. Wichtig für die Auswahl des Materials war ferner, dass laut Buzug „die Weichteil Anatomie nur schwach von Wasser abweichende [Schwächungs-]Eigenschaften besitzt“ (Buzug 2004: 369). Für Weichgewebe wird üblich eine Bremsstrahlungskonstante von 7,7 sowie eine Hounsfield-Dichte von 1,0 angenommen, was der Dichte von Wasser entspricht (ICRU 1989; Vogt 2007). Es galt also ein Material zu wählen, welches wasserähnliche Röntgenschwächungseigenschaften aufweist und sich zugleich in der Form einer menschlichen

Weichgewebehülle fixieren lässt. Vor allem aus Gründen der Handhabung und der Haltbarkeit entschieden wir uns schließlich für Silikon und Modelliermasse.

Zahntechnische Dubliermasse bzw. Zweikomponentensilikon wie das verwendete rema®Sil von Dentaureum steht in den meisten zahntechnischen Einrichtungen zur Verfügung und war daher für uns einfach zu bekommen. Aufgrund seines molekularen Aufbaus (vgl. 3.2.2) ist die Röntgendichte von Silikon der von menschlichem Weichgewebe ähnlich.

Die Modelliermasse (Play-Doh, Hasbro®) enthält neben Mehl und Salz einen erheblichen Wasseranteil und eignete sich daher ebenfalls sehr gut zur Weichgewebesimulation. Für die Aufnahmen musste die Modelliermasse zusätzlich mit Gewebeband am Phantom fixiert werden. Während das Silikon nach Aushärtung fest an den Knochen- und Zahnstrukturen des Phantoms haftete und sich in seiner Form und Position nicht korrigieren ließ, konnte die Modelliermasse jederzeit verändert oder entfernt werden. Daher eignete sich die Modelliermasse besser für das vierte Röntgenphantom. Hier sollte die Bracketausstattung unter der Weichgewebesimulation verändert werden können, wobei der Schädel keinen Schaden nehmen durfte.

Zur praktischen Überprüfung der Röntgenschwächungseigenschaften von Silikon und Modelliermasse wurden im Vorfeld der Untersuchungen Aufnahmen zum Vergleich mit Wasser erstellt. Es wurden gleichzeitig drei Kunststoffbecher im DVT-Gerät aufgenommen, welche Wasser, Silikon und Modelliermasse enthielten.

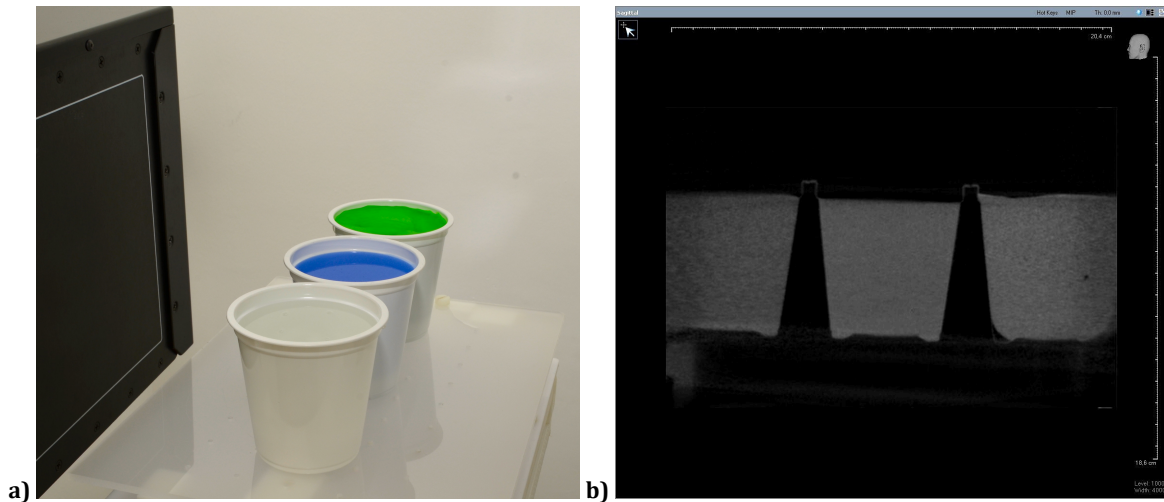


Abb. 29: Material zur Weichgewebesimulation

a) Becher mit verschiedenen Materialien im DVT-Gerät: Wasser, Silikon (blau), Modelliermasse (grün)

b) Sagittale DVT-Schichtaufnahme der drei in a) gezeigten Becher: Silikon, Wasser, Modelliermasse (v.l.n.r.)

Die Vergleichsaufnahmen (siehe Abb. 29b) zeigen sehr ähnliche strahlungsschwächende Eigenschaften der drei gefüllten Kunststoffbecher. Die Schichtaufnahmen basieren jedoch auf den 3D-Rekonstruktionen, für welche dynamische Rekonstruktionsalgorithmen verwendet werden. Dies bedeutet, dass je nach Dichteverteilung des Aufnahmeobjektes eine Struktur einer bestimmten Dichte nicht immer gleich dargestellt wird. Der angestellte Vergleich kann daher nur visuell und subjektiv gelten.

6.1.3 Artefaktgenerierende Testkörper

Für die ersten Untersuchungen wurden geometrisch annähernd gleiche Testkörper aus unterschiedlichen Materialien verwendet (siehe Kap. 3.3). Die Amalgam- und Stahlzylinder erlaubten daher eine gute Vergleichbarkeit hinsichtlich der materialspezifischen artefaktgenerierenden Wirkung. Verglichen mit gewöhnlichen Zahnfüllungen wurde das Volumen des Amalgamzylinders etwas überdimensioniert gewählt. Die Größe des Stahlzylinders entsprach hingegen einem kleineren Implantat oder einem molaren Bracket. Das Zylindervolumen von 5 mm^3 stellt daher eine gute Referenzgröße dar.

Die kieferorthopädischen Brackets entsprachen gewöhnlichen, in der Praxis vielfach eingesetzten Brackets (siehe Kap. 3.3) und ergaben somit hinsichtlich der Form realitätsnähere Testkörper. Wie bereits in Kapitel 5 erwähnt, konnten die Brackets nur auf

der Oberfläche der Alderson-Phantome positioniert werden, was den realitätsgetreuen artefaktgenerierenden Einfluss der Brackets etwas einschränkte.

6.1.4 Metallfreie Halteeinrichtung

Die für unsere Phantomaufnahmen hergestellte Halteeinrichtung eignete sich grundsätzlich für alle geplanten Aufnahmen. Mit dieser konnten – im beschriebenen Rahmen der Winkelgenauigkeit (siehe Kap. 3.4) – sämtliche Aufnahmen in weitestgehend reproduzierbaren Winkelpositionen erstellt werden.

Eingeschränkt wurde die Reproduzierbarkeit der Winkelpositionen durch zwei Umstände. Zum einen zeigte sich gegen Ende der Aufnahmereihen der verhältnismäßig schweren Alderson-Phantome eine dem Phantomgewicht nicht genügende Stabilität der Halteeinrichtung. Es ließ sich daher eine geringe antero-posteriore Neigung der Alderson-Phantome bereits in „Horizontalposition“ um bis zu 2 Grad nicht vermeiden.

Zum anderen konnte, abweichend von der Versuchsplanung, die Haltevorrichtung nicht bei allen Aufnahmen an gleicher Position im Strahlenfeld belassen werden. Dies wäre allerdings Voraussetzung für stets konstante Einflüsse auf die Bildqualität gewesen. Stattdessen musste die Haltevorrichtung für einige Aufnahmen, vor allem bei 10°- und 15° Neigungen in antero-posteriorer Richtung, neu ausgerichtet werden. Dadurch wurde verhindert, dass Teile des Phantoms sich außerhalb des abgebildeten Bildvolumens befinden, bzw. mit dem Detektor-Panel in Berührung kommen.

6.1.5 Erstellung der DVT-Aufnahmen

Wie in Kapitel 3.5 beschrieben, bedurften die DVT-Aufnahmen stets einer Vorbereitung. Das DVT-Gerät musste kalibriert, das Phantom in der Gantry fixiert und die beschriebenen Aufnahmeeinstellungen vorgenommen werden. Jede Aufnahme musste zudem mit der Belegung des DVT-Gerätes durch die Patientenversorgung abgestimmt werden. Teilweise war es daher unumgänglich, Aufnahmeserien zu unterbrechen, was sich eventuell nachteilig auf die Vergleichbarkeit der Kalibrierung ausgewirkt haben könnte.

Wie unter 6.1.4 beschrieben, wurde die Position der Halteeinrichtung mit dem Phantom für einzelne Aufnahmewinkel verändert. Hierdurch sowie durch die verschiedenen Winkelstellungen veränderte sich jedes Mal die Lagebeziehung des Phantoms zum Rotationszentrum des DVT-Gerätes und damit auch geringfügig die Aufnahmegeometrie. Zudem wurde als „Horizontallage“ des Phantoms stets die äußerlich waagrechte Position eingestellt. Da die Position der Kiefer im Isozyanateinguss bei jedem Phantom individuell verschieden war, ergaben sich von der äußeren „Horizontallage“ abweichende Neigungen für die Okklusionsebenen. Die genaue Winkelstellung des Phantomkiefers im DVT-Gerät konnte daher geringgradig von der geplanten Position abweichen.

6.1.6 Rekonstruktion und Formatierung der DVT-Aufnahmen

Die dreidimensionalen Bildrekonstruktionen (siehe Kap. 3.6) wurden von der Iluma-eigenen Software IlumaController bewerkstelligt. Es war daher nur begrenzt möglich Einfluss darauf zu nehmen. Der Zugang zu den Rohbilddaten besteht, diese lassen sich jedoch ohne die systemeigene Software nicht auswerten.

Die für unsere Aufnahmen gewählten Rekonstruktionsmodi *MAR*, *ANR* und *extended view* verbessern im Allgemeinen die Qualität der Rekonstruktionen und werden auch in der Klinikroutine angewendet. Einzelheiten über die zugrunde liegenden Software-Algorithmen konnten jedoch leider nicht in Erfahrung gebracht werden. Die Grundeinstellungen, kombiniert mit den genannten Modi *MAR* und *ANR* ergaben zufriedenstellende Darstellungen der Bildrekonstruktion, welche durch manuelles Thresholding nur unwesentlich verbessert werden konnten.

6.1.7 Auswertung der DVT-Aufnahmen

Die DVT-Aufnahmen wurden von sieben ingenieurwissenschaftlichen Mitarbeitern des BZMM und sieben ärztlichen Kollegen bewertet. Insgesamt wurden 4270 Einzelnoten vergeben. Die Bewertung der DVT-Daten anhand von JPEG-Bildern, wie sie in dieser Studie vorgenommen wurde, ist nicht üblich. Gewöhnlich wird bei der Bewertung von

Röntgenbildern die Fensterung stets dem Gutachter überlassen. Die Betrachtung der DVT-Rekonstruktionen mit dem geräteeigenen, den meisten Gutachtern unbekanntem, Programm IlumaVision stellte sich als ungünstig heraus. Daher war die Bewertung der JPEG-Bilder eine erhebliche Erleichterung.

Zum Teil fiel es den Gutachtern schwer, ihre Bewertungen in den vorgegebenen Notenrahmen einzuordnen. Dabei war es hilfreich, zuerst eine gesamte Aufnahmeserie im Überblick zu zeigen, um anschließend vergleichend die Einzelbilder zu bewerten. Der Bewertungsmaßstab (Tab. 9) wurde von den Gutachtern teilweise erheblich verschieden interpretiert. Somit wurden für die gleiche Abbildungsqualität teilweise sehr verschiedene Noten vergeben. Umso wichtiger war es daher, die sehr subjektiven Bewertungen der einzelnen Gutachter statistisch auszuwerten, um einen Gesamteindruck über die Fragestellungen zu erhalten. Eine einfache Berechnung der Durchschnittsnoten hätte keine repräsentative Aussage über Bildqualitäten erlaubt. Die durchgeführte Varianzanalyse und die T-Tests ermöglichten erst eine robuste Aussage über die Signifikanzen der Ergebnisse.

6.2 Diskussion der Ergebnisse

Auf den folgenden Seiten werden die in Kapitel 4 ausführlich beschriebenen Ergebnisse näher erläutert und bewertet. Bisher sind keine vergleichbaren Untersuchungen zur Artefaktreduktion durch Modifikation des Aufnahmewinkels publiziert worden. Praxisrelevante Auswirkungen und Möglichkeiten der Artefaktreduktion werden im Kapitel 6.4 „Klinische Implikationen“ dargestellt.

6.2.1 Einfluss des Aufnahmewinkels

Die Auswertung der Ergebnisse bestätigte die anfänglich gemachten theoretischen Überlegungen. Die Winkelstellung des Aufnahmekörpers im Strahlenkegel hat eine wesentliche Auswirkung auf das Auftreten von Artefakten in DVT-Aufnahmen. Je stärker das Aufnahmeobjekt geneigt wird, desto weniger stark ausgeprägt stellen sich die

Artefakte in der DVT-Aufnahme dar. Unsere Ausgangshypothese wurde durch die geschilderten Untersuchungen bestätigt.

Wie schon in Kapitel 4.1 beschrieben, zeigte sich eine deutlichere Reduktion der Artefakte in seitlicher gegenüber antero-posteriorer Neigung des Phantoms. Dies lässt sich anhand der Geometrie des Strahlengangs nachvollziehen: Da der Strahlenkegel stets horizontal ausgerichtet bleibt, wird bei antero-posteriorer Neigung der Kiefer allein die Überlagerung des Frontzahnbereichs verändert. Um die Überlagerung der molaren Brackets aufzuheben, wäre ein Kippen um annähernd 90° nötig. Bei seitlicher Neigung der Kiefer (Neigung in der Frontalebene) sind hingegen wenige Winkelgrade ausreichend, damit sich die molaren Brackets der rechten Kieferseite nicht auf die der linken projizieren (vgl. Abb. 14).

Die theoretische Annahme, dass sich ab einem gewissen seitlichen Neigungswinkel die molaren Brackets der beiden Kieferseiten nicht mehr überlagern und damit keine weitere Verbesserung der Artefaktreduktion mehr möglich ist, konnte durch diese Untersuchungsergebnisse nicht bestätigt werden. Bei steigender Winkelzahl wurden die Aufnahmen stets besser bewertet. Dieser Zusammenhang sollte aber in weiteren Versuchen überprüft werden. Ein optimaler Neigungswinkel ließ sich daher noch nicht ermitteln.

Streifenartefakte, die bei einer horizontalen Aufnahme position sehr prominent die Okklusionsebene beeinträchtigten, waren bei gewinkelten Aufnahmen weniger ausgeprägt. Dies bestätigte unsere im Vorfeld angestellten Überlegungen. Betrachtet man die ober- bzw. unterhalb der Okklusionsebene gelegenen Aufnahmeschichten bei gewinkelten Aufnahmen, so findet man dort mehr Streifenartefakte als in den entsprechenden Schichten in horizontalem Strahlengang. Auch dies entspricht unserer theoretischen Annahme: Bilddaten, die sich in Strahlengangsrichtung hinter einem röntgendichten Objekt befinden, werden stark geschwächt oder fehlerhaft dargestellt. Diese Bilddatenfehler konzentrieren sich bei horizontaler Aufnahmegeometrie im Wesentlichen auf eine Ebene, die Okklusionsebene. Bei gewinkelten Aufnahmen werden auch ober- und unterhalb der Okklusionsebene gelegene Schichten von Artefakten betroffen. Die Artefakte werden folglich auf weitere Ebenen verteilt, die Okklusionsebene erscheint dadurch weniger artefaktbelastet. Die Winkelung führt somit zu einer geringeren Fehlerhaftigkeit der Bilddaten in der Okklusionsebene.

Auf der Basis dieser Untersuchungen erscheinen Aufnahmen in einem seitwärts geneigten Aufnahmewinkel von 10° – 15° empfehlenswert, um artefaktreduzierte Bilddaten zu erhalten. Wie die Versuche und Bildbewertungen in den vorigen Kapiteln zeigten, ermöglichen gewinkelte Aufnahmen eine bessere Bildqualität als Aufnahmen in horizontalem Strahlengang. Auf klinische Implikationen und Möglichkeiten der Medizintechnik, welche gewinkelte DVT-Aufnahmen bieten, wird im Kapitel 6.4 näher eingegangen.

6.2.2 Einfluss des Testkörpermaterials

Zur Untersuchung des Materials der Testkörper wurden Aufnahmen mit kleinen, annähernd formgleichen Testzylindern aus Stahl und Amalgam miteinander verglichen. Die massiven Metallkörper führten durch Totalabsorption und Reflexion der Strahlung zu starken Datenauslöschungen. Die Untersuchungsergebnisse zeigten, wie oft auch in der Praxis unbrauchbare DVT-Datensätzen entstehen: Durch amalgamhaltige Zahnfüllungen wurden deutlich stärkere Artefakte hervorgerufen als durch Stahlimplantate. In unmittelbarer Umgebung von Amalgamfüllungen entstanden in allen Aufnahmemodalitäten erhebliche Bildauslöschungen und Streifenartefakte, sodass die Darstellung der Zahnoberfläche nicht fehlerfrei möglich war.

Für Aufnahmesituationen mit Amalgamartefakten ist die Einbindung einer zweiten Bildgebungsmodalität nicht zu vermeiden. So erscheint beispielsweise die zusätzliche Verwendung eines Intraoralscanners ein sinnvoller Lösungsansatz (Metzger 2008). Amalgam findet als Füllungsmaterial in der heutigen zahnärztlichen Praxis jedoch zusehends seltener Anwendung. Vor allem bei jüngeren Patienten, die heute einen großen Teil der kieferchirurgischen Patienten ausmachen, wird man zukünftig kaum noch mit Amalgamfüllungen rechnen müssen. Der Reduktion amalgambedingter Artefakte kann daher ein geringerer Stellenwert eingeräumt werden. Aus diesem Grund haben wir uns bei der Anwendungsstudie (Kap. 5) auf die Untersuchung von Artefakten durch kieferorthopädische Stahlbrackets beschränkt.

6.2.3 Einfluss der Geometrie und der Lagebeziehung der Testkörper

Verglichen wurden die durch Stahlzylinder und –Brackets hervorgerufenen Bildartefakte. Neben Material und Volumen der Testkörper spielen für die Stärke der Artefakte auch die Entfernung der Testkörper zur Zahn- und Knochenoberfläche sowie zu anderen Testkörpern eine wichtige Rolle.

Die Untersuchungsergebnisse zeigten, dass kieferorthopädische Brackets stärkere Artefakte bewirkten als Stahlzylinder. Einerseits ist das Einzelvolumen des Stahlzylinders größer als das der Brackets, was eine stärkere Strahlungsabschwächung erwarten lässt. Andererseits ergänzen sich die abschwächenden Wirkungen, falls sich mehrere Testkörper im Aufnahmevolumen befinden. So konnten in den Bereichen zwischen zwei Testkörpern eindruckliche Streifenartefakte beobachtet werden. Diese streifigen Auslöschungen traten vor allem bei horizontalen Aufnahmen auf, was sich durch die Aufnahmegeometrie erklären lässt: Der in Strahlenrichtung hinter den Testkörpern gelegene Bildabschnitt ist stets von einer teilweisen Bildauslöschung betroffen. Da sich die Röntgenquelle kreisförmig um das Phantom bewegt, werden aus anderen Aufnahmewinkeln geradezu alle Bildpunkte dieses Abschnitts ersetzt und können dargestellt werden. Allein für den Bereich, in dem sich ein Testkörper horizontal auf einen zweiten projiziert, verbleiben die Bilddaten unvollständig (vgl. Abb. 10). Wie in Kapitel 4.1 gezeigt, konnten die durch Projektion der einzelnen Testkörper aufeinander verstärkten Artefakte durch gewinkelte Aufnahmen weitgehend vermieden werden.

Die lokale Beeinträchtigung der Zahnoberfläche durch die Stahlbrackets wurde als verhältnismäßig gering bewertet. Beim Vergleich der Bildauslöschung in unmittelbarer Nähe der Testkörper ist jedoch zu berücksichtigen, dass die Brackets auf der Phantomoberfläche, also in erheblicher Entfernung von der Zahnoberfläche positioniert wurden. Der Stahlzylinder befand sich hingegen in direktem Zahnkontakt, was seine lokal deutlich stärkere Bildauslöschung erklärt.

6.2.4 Einfluss der Strahlungsintensität

Um den Einfluss der Strahlungsintensität zu untersuchen wurden drei verschiedene Phantomkonstellationen verglichen, welche jeweils mit niedriger (1,0 mA) und hoher Intensität (3,8 mA) aufgenommen wurden (siehe Abschnitt 3.5.4). Entgegen unserer Erwartungen wurden die Aufnahmen bei allen drei Phantomen bei höherer Strahlungsintensität schlechter bewertet. In der Theorie werden bei höherer Strahlungsintensität auch röntgendichtere Strukturen (z.B. ein Stahltestkörper) stärker durchleuchtet, sodass der Datenverlust hinter diesen geringer ausfallen sollte. Es war daher anzunehmen, dass bei höherer Intensität eine bessere Bildqualität zu erzielen ist.

Die bei höherer Strahlungsintensität erstellten Aufnahmen zeigten kontrastreichere Darstellungen von Zahnschmelz und der Kortikalis des umgebenden Knochens. Dieser Umstand könnte dazu geführt haben, dass Artefakte, die bei höherer Intensität auftraten, für die Gutachter deutlicher abgrenzbar waren und somit stärker in Erscheinung traten als bei den Aufnahmen niedriger Strahlungsintensität.

In der klinischen Praxis sollte daher überprüft werden, ob nicht generell Aufnahmen bei niedriger Strahlungsintensität (1,0 mA) für die meisten Patienten eine ausreichende Bildqualität liefern könnten. Dies ist insbesondere wegen der vielfachen Strahlenbelastung, die bei 3,8 mA gegenüber 1,0 mA auftritt, von großer Bedeutung.

6.2.5 Einfluss der einzelnen Röntgenphantome

Die gemittelten Bewertungen (vgl. Kap. 4.5) fielen für die Alderson-Phantome besser aus als für das Knochen-Silikon-Phantom. Wie bereits beschrieben, zeigten die auf der Oberfläche der Alderson-Phantome fixierten Brackets kaum direkten Einfluss auf die Abbildung der Zahnstrukturen. Deren klarere Darstellung ist vermutlich für die bessere Bewertung ausschlaggebend.

Bei Alderson-Phantom 2 erscheinen die rechtsseitigen Molaren (Regio 36-37) beschädigt. Eine Abgrenzung zu Artefakten in diesem Bereich ist nicht sicher möglich. Die insgesamt unvollständige Darstellung dieser Molaren könnte zu der – verglichen zu Alderson-Phantom 1 – schlechteren Bewertung geführt haben.

Beim Knochen-Silikon-Phantom traten die starken lokalen Verschattungen (weiß) besonders hervor, welche durch Amalgamfüllungen und molare Brackets bedingt sind. Die unmittelbare Nähe der Testkörper zu den Zahnstrukturen hat hier zu einer erheblichen Beeinträchtigung ihrer Darstellung geführt. Ähnliche Auswirkungen wären auch bei den Alderson-Phantomen zu erwarten gewesen, wären die Brackets direkt auf die Zahnoberflächen geklebt worden.

6.3 Diskussion der Anwendungsstudie

Die in Kapitel 5 dargestellte Anwendungsstudie erlaubte es, die Methoden zur Artefaktreduktion unter annähernd realen Bedingungen bei der Splintherstellung zu überprüfen.

Das Phantom 4 wurde bereits in Kapitel 5 ausführlich beschrieben. Zahn- und Knochenstrukturen wurden bei guter Nivellierung wirklichkeitsnah simuliert sowie das Weichgewebe mithilfe von Modellierpaste dargestellt. Bei der Auswahl der Testkörper beschränkten wir uns auf kieferorthopädische Brackets. Dies entspricht in der Regel der Situation bei jungen Patienten, die heute nur noch sehr selten Amalgamfüllungen tragen. Es konnten daher weniger artefaktbelastete DVT-Datensätze erstellt werden, die sich gut für die Generierung von Splints eigneten. Durch geneigte Aufnahmepositionen konnte die Artefaktbelastung weiter reduziert werden. Die Aufnahmen und die Bildrekonstruktion wurden wie bereits in den Kapiteln 3.5 und 3.6 beschrieben erstellt.

Die virtuelle Umstellungsosteotomie lässt sich mit der aktuellen Version der RapidSplint Software bedingt realitätsnah durchführen. Die Schnitte werden durch plane Ebenen definiert, welche nur näherungsweise der chirurgischen Schnittführung nach Le Fort bzw. Obwegeser/Dalpont entsprechen.

Der noch fehleranfällige „Region-Growing-Algorithmus“ der RapidSpint Software erforderte zudem für eine fehlerfreie virtuelle Segmentierung der Subvolumen (siehe Kap. 5.6) einen verhältnismäßig breiten virtuellen Schnitt von zwei Millimetern. Die chirurgische Säge hingegen hat eine Schnittbreite von unter einem Millimeter. Ebenso bedurfte es zur Trennung von Ober- und Unterkiefervolumen bei der DVT-Aufnahme eines Abstandes von 0,5 bis 0,75 mm (Kap. 5.2).

Durch die nicht OP-getreuen Schnittebenen und softwarebedingten erweiterten Abstände zwischen den einzelnen Segmenten ergeben sich von der Realität abweichende Geometrien, die sich insbesondere nach virtueller Umstellung der Segmente zeigen. Ein überdimensioniert breiter Schnitt verkleinert die Segmente, der verbreiterte Abstand zwischen Oberkiefer- und Unterkieferzahnreihe verändert die Winkelstellung der Kiefer zueinander. Diese geringfügigen Formabweichungen können das von der Software bestimmte Volumen des Splints beeinträchtigen und sich somit negativ auf die Präzision auswirken.

Das Exportieren des Splints im STL-Format war zum Zeitpunkt der Studie noch aufwändig. Aufgrund der hohen Hardware-Anforderungen für Bildrekonstruktion und Generierung des STL-Formats mussten verschiedene Rechner verwendet werden. Für die zukünftige praxisgerechte Fertigungseinheit ist ein einziger Rechner angedacht, welcher gleichermaßen zur Bildrekonstruktion, STL-Formatierung und Ansteuerung eines 3D-Druckers zur Produktion des Splints fähig ist.

Die Prüfung der fertigen Splints wurde, wie unter 5.9 beschrieben, nur visuell (Vergleich der Spalte zwischen Splint und Zahnoberfläche) bzw. manuell (Einrasten des Splints auf der Okklusionsfläche) vorgenommen. Eine präzise Vermessung wäre mithilfe einer Koordinatenmessmaschine möglich gewesen. Im Hinblick auf systembedingte Fehlertoleranzen (u.a. durch erweiterten Okklusionsspalt bzw. verbreiterte virtuelle Schnitte zur Verbesserung der Segmentierbarkeit, siehe oben) erschien uns eine praktische Prüfung anwendungsorientierter und damit ausreichend.

Abschließend ist festzuhalten, dass die Anwendungsstudie die Ausgangshypothese der Untersuchungen bestätigte. Mit gewinkelter Aufnahmeposition erstellte Aufnahmen zeigten weniger Artefakte. Die Splintherstellung wurde dadurch wesentlich erleichtert.

6.4 Klinische Implikationen und Ausblick

Digitale Volumentomographen erfreuen sich in Kliniken und Praxen gleichermaßen wachsender Beliebtheit. Bei moderaten Anschaffungs- und Betriebskosten bietet die dreidimensionale DVT-Bildgebung oft einen willkommenen diagnostischen Zugewinn. Da sich aus der 3D-Rekonstruktion sehr einfach die konventionellen Röntgenaufnahmen wie FRS und OPTG generieren lassen, besteht mancherorts die Tendenz, die digitale Volumentomographie als modernes Standardbildgebungsverfahren für alle Patienten anzuwenden. Diese Entwicklung erscheint jedoch bedenklich, da die zusätzliche Strahlenbelastung für den Patienten nicht unerheblich ist (vgl. Tab. 2). Die 2009 von der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) veröffentlichte Leitlinie „S1-Empfehlung: Dentale Volumentomographie“ (Schulze 2009) bezieht hierzu klar Stellung und nennt Indikationen der DVT sowie Fragestellungen für welche keine Indikation besteht (z.B. zur Kariesdiagnostik). Wie bei jeder anderen Röntgenuntersuchung gilt auch hier das ALARA-(As low as reasonably achievable-)Prinzip: die Bildgebung sollte mit der für die Fragestellung geringst möglichen Strahlenbelastung bei zugleich suffizienter Abbildungsqualität erfolgen.

Oft lässt sich außerdem die abgegebene Strahlendosis eines DVTs nur wenig beschränken. An unserem Iluma-DVT stehen beispielsweise verschiedene Intensitätsmodi zur Wahl, die in der Praxis jedoch nur selten verwendet werden. Wie bereits beschrieben, boten unsere Untersuchungsergebnisse an den Röntgenphantomen keine wesentlich bessere Bildqualität bei erhöhter Strahlungsintensität (3,8 mA gegenüber 1,0 mA). Aufgrund der Risiken der Strahlenbelastung raten wir zu reduzierter Intensität für Patientenaufnahmen. Eine weitere denkbare Entwicklung zur Dosisreduktion könnte ein Blendenmechanismus zur Begrenzung des Strahlengangs sein. Solche Vorrichtungen sind bei planen Röntgengeräten seit langem Standard und lassen variable Größen des durchleuchteten Körpervolumens zu. Das verwendete Iluma-DVT verfügt über die Möglichkeit, den Winkel des Strahlenkegels einzugrenzen. Die tatsächlich durchleuchtete Fläche wird jedoch nicht angezeigt, sodass von dieser Einstellmöglichkeit kein Gebrauch gemacht werden kann.

Schließlich obliegt es dem Kliniker, zwischen einer erhöhten Strahlenbelastung für den Patienten und einem eventuellen diagnostischen sowie therapeutischen Vorteil durch eine DVT-Aufnahme abzuwägen. Denn ein auf DVT-Daten basierender digitaler Zahnabdruck

bietet – geringe Artefaktbelastung und geeigneter Zahnstatus vorausgesetzt – zahlreiche Anwendungsmöglichkeiten. Neben den beschriebenen OP-Splints könnten beispielsweise Aufbissschienen zur Bruxismusbehandlung⁴¹ oder Bohrschablonen für die Implantatchirurgie in gleicher Weise erstellt werden. Für die computergestützte röntgenbasierte OP-Planung befürwortet die S1-Leitlinie der DGZMK die DVT ausdrücklich. Außerdem bietet eine DVT-basierte 3D-Rekonstruktion auch hervorragende Möglichkeiten zur Simulation eines Behandlungsverlaufs im Patientengespräch, zum Beispiel vor einer Umstellungsosteotomie.

Wie unsere Untersuchungen zeigten, lassen sich die Aufnahmebedingungen im digitalen Volumentomographen durch verschiedene Ansätze verbessern.

Es wurde deutlich, dass sich bei Zahnkonstellationen, welche Aufnahmen mit starken Artefakten erwarten lassen – zum Beispiel durch Implantate, Amalgamfüllungen oder zahlreiche kieferorthopädische Brackets – in geneigter Aufnahmeposition bzw. gewinkeltem Strahlengang weniger artefaktbelastete Aufnahmen erstellen ließen. In weiteren Untersuchungen sollten daher Möglichkeiten einer patientengerechten, geneigten Aufnahmeposition erörtert werden. Andererseits könnten Gerätegeometrien mit geneigtem Strahlengang Ansätze für zukünftige Entwicklungen der Röntgengeräteindustrie bieten.

Unabhängig vom Aufnahmewinkel stellt bislang die Positionierung des Patienten in der DVT-Gantry eine Herausforderung dar. Denn bei Aufnahmezeiten von etwa 40 Sekunden bedarf es einer guten Kooperation und ruhigen Kopfhaltung des Patienten, um einwandfreie und reproduzierbare Aufnahmen zu erhalten. Bewegungsartefakte oder unvollständige Abbildungen kommen leider häufig vor. Eine mögliche Abhilfe könnte aus am DVT fixierbaren Aufbissschienen bestehen. Hierdurch ließe sich zum einen die Position des Patienten in der DVT-Gantry definieren, ferner erleichtert ein etwas erweiterter Abstand zwischen Unter- und Oberkieferzahnreihe die spätere Segmentierung der Kiefer (Kap. 5.2). Von chirurgischer Seite wird jedoch die Verfälschung der Okklusionsgeometrie kritisiert, welche die leicht geöffnete Bissstellung mit sich bringt.

In ausgewählten Fällen, wie etwa Zahnkonstellationen, die der des Phantom 4 unserer Anwendungsstudie gleichen, sind wir heute in der Lage, passgenaue OP-Splints

⁴¹ Bruxismus: gr. βρυγμός, das Knirschen

herzustellen. Wie bereits beschrieben, dürfen dabei bislang keine Zahnimplantate oder – Füllungen vorhanden sein. Außer durch Winkelung des Strahlenverlaufs können die Aufnahmebedingungen durch die Wahl möglichst kleiner Stahl- (z.B. mini-V, V-tec, 3M) oder wenn möglich Kunststoff- oder Keramikbrackets optimiert werden.

Stärker artefaktbelastete DVT-Datensätze bedürfen weiterhin einer zweiten Bildgebungsform. Wie einleitend geschildert schlagen verschiedene Autoren entweder zusätzliche DVT-Aufnahmen von Gipsmodellen des Patienten oder aber eine Intraoralscanner-Aufnahme vor. Diese zusätzlichen Aufnahmen können dann virtuell mit den DVT-Daten des Patienten überlagert werden und so die Artefakte bzw. fehlende Bildinformation ersetzen.

Die Fertigung der OP-Splints haben wir stets bei einem auf 3D-Druck spezialisierten Unternehmen in Auftrag gegeben. Während die Anschaffungskosten für einen eigenen Objekt-3D-Drucker moderat sind, benötigt das Gerät eine regelmäßige Wartung und Pflege. Die erheblichen Betriebskosten ließen uns daher – bei den bislang noch geringen Stückzahlen an benötigten OP-Splints – vorerst auf eine eigene Fertigungseinrichtung verzichten. Eine weitere gängige Herstellungsform stellt die CNC⁴²-Frästechnik dar, welche jedoch mit noch erheblich höheren Kosten verbunden ist und aus diesem Grund für eine klinische Anwendung weniger interessant ist.

⁴² CNC: Computerized numerical control; computergestützte elektronische Maschinensteuerung.

7 Zusammenfassung

Grundlegend für die durchgeführten Untersuchungen war der Ansatz, OP-Splints basierend auf 3D-Bilddaten eines digitalen Volumentomographen zu erstellen. Häufig sind DVT-Daten jedoch durch kieferorthopädische Brackets, Zahnfüllungen oder Implantate sehr artefaktbelastet und können infolgedessen nicht zur Generierung von OP-Splints herangezogen werden. Ziel dieser Studie war es daher, Möglichkeiten der Artefaktreduktion in DVT-Aufnahmen zu prüfen und damit zum Fortschritt der DVT-basierten OP-Splint-Herstellung beizutragen.

Anhand von drei Röntgenphantomen (zwei Alderson-Phantome und einem Knochen-Silikon-Phantom) wurde untersucht, inwiefern ein geneigter Aufnahmewinkel sich positiv auf die Abbildungsqualität der Okklusionsebene auswirkt. Ferner wurden Einflüsse von Implantatmaterial und -geometrie, von Strahlungsintensität sowie von den einzelnen Phantomen geprüft. Es wurden insgesamt 61 DVT-Aufnahmen von 14 unabhängigen Gutachtern in Form von 4270 Einzelnoten bewertet. Die Bewertungsergebnisse waren für alle Einflussgrößen stark signifikant ($p < 2 \cdot 10^{-16}$ bis $p < 4,35 \cdot 10^{-8}$). Bei allen Phantomen zeigten sich bessere Benotungen (Note 1 = sehr gut bis Note 5 = schlecht) in seitwärts geneigter Aufnahmeposition: Alderson-Phantom 1: 2,20 vs. 3,21, Alderson-Phantom 2: 2,53 vs. 2,76, Knochen-Silikon-Phantom 2,50 vs. 3,56. Im Materialvergleich wurden die durch Amalgam hervorgerufen Artefakte stärker bewertet (2,83), als die durch Stahl hervorgerufenen (2,18). Testkörper in Form von kieferorthopädischen Brackets führten zu schwereren Artefakten als zylinderförmige (2,46 vs. 2,18). Hinsichtlich der Strahlungsintensität wurden die Aufnahmen bei höherer Intensität (3,8 mA) schlechter (3,24) als bei niedriger (1,0 mA) bewertet (2,96). Über alle Aufnahmen gemittelt wurden die Alderson-Phantome besser (Al.-Ph 1: 2,74, Al.-Ph. 2: 2,94) als das Knochen-Silikon-Phantom bewertet (3,21).

Die aus den Ergebnissen gefolgerten Möglichkeiten der Artefaktreduktion verifizierten wir in einer zusätzlich durchgeführten Anwendungsstudie. Dazu wurden von einem weiteren Schädelphantom mit nivellierten Zahnstatus DVT-Aufnahmen erstellt. Diese erfolgten ohne und mit kieferorthopädischen Brackets als Testkörper, in horizontaler und seitlich

geneigter Aufnahmeposition. Von allen Aufnahmen wurden OP-Splints gefertigt und diese hinsichtlich ihrer Passgenauigkeit auf dem Gebiss des Phantoms verglichen. Der OP-Splint des DVT-Datensatz ohne Brackets zeigte erwartungsgemäß eine sehr gute Passgenauigkeit. Hingegen zeigte der OP-Splint, welcher auf horizontalen Aufnahmen des mit Brackets bestückten Phantoms basierte, starke artefaktbedingte Formabweichungen und somit eine unzureichende Passgenauigkeit. Bei geneigter Aufnahmeposition waren die Datenfehler jedoch deutlich geringer ausgeprägt, sodass sich eine gute Passgenauigkeit ergab.

Sowohl durch die Phantomstudien als auch durch die Anwendungsuntersuchung konnten wir zeigen, dass sich die Artefaktbelastung in DVT-Aufnahmen der Okklusionsebene durch geneigte Aufnahmepositionen vermindern lässt. Darüber hinaus lassen sich Artefakte durch eine gezielte Wahl von Zahnsanierungsmaterialien sowie durch Verwendung spezieller kieferorthopädischer Implantate vermeiden.

Durch geneigte Positionierung des Patienten im DVT-Gerät bzw. durch geneigte DVT-Gerätegeometrien werden zukünftig bessere DVT-Aufnahmen möglich sein, was Anwendungen wie die DVT-basierte Herstellung von OP-Splints erleichtern wird.

Mit dem von uns eingeschlagenen Weg über die Untersuchung und Modifizierung des Aufnahmewinkels konnten wir – für ausgewählte Fälle – die einleitend genannten Ziele der Studie erreichen. Die ausgeführten Ansätze erwiesen sich als richtig und werden zukünftig, auch unter Berücksichtigung weiterer Forschungserkenntnisse, eine breitere Anwendung der digitalen Volumentomographie ermöglichen.

Literaturverzeichnis

- Barrett, J., Keat, N. (2004). Artifacts in CT: recognition and avoidance. *RadioGraphics*, 24(6), 1679–1691.
- Buzug, T. M. (2005). *Einführung in die Computertomographie: Mathematisch-physikalische Grundlagen der Bildrekonstruktion*. Springer.
- Ehrl, P. (2010). Der aktuelle Stand der DVT-Technik in der Zahnmedizin. *Handbuch Digitale Dentale Technologien 2010* (1st ed., pp. 48–53). Oemus Media AG-Vlg.
- Freisfeld, M., Dahl, I. A., Jäger, A., Drescher, D., Schüller, H. (1999). X-ray diagnosis of impacted upper canines in panoramic radiographs and computed tomographs. *Journal of orofacial orthopedics Fortschritte der Kieferorthopädie Organofficial journal Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie*, 60(3), 177–184.
- Gateno, J., Xia, J. J., Teichgraeber, J. F., Rosen, A. (2003). A new technique for the creation of a computerized composite skull model. *J Oral and Maxillofac Surg*, 61(2), 222–227.
- Hoffmeister, B. (2007). Chirurgie der Dysgnathie. In H. Horch (Ed.), *Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie: Praxis der Zahnheilkunde* (4. Aufl., pp. 573–576). Urban Fischer.
- Hohlweg-Majert, B., Metzger, M. C., Kummer, T., Schulze, D. (2011). Morphometric analysis - Cone beam computed tomography to predict bone quality and quantity. *Journal of craniomaxillofacial surgery official publication of the European Association for CranioMaxilloFacial Surgery*, 39(5), 330–334.
- ICRU. (1989). *Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurements, Report 44*. Bethesda, Maryland.
- Kalender, W. (2006). *Computertomographie: Grundlagen, Gerätetechnologie, Bildqualität, Anwendungen* (2. Aufl.). Publicis Publishing.
- Kasabah, S., Slezák, R., Simůnek, A., Krug, J., Lecaro, M. C. (2002). Evaluation of the accuracy of panoramic radiograph in the definition of maxillary sinus septa. *Acta medica Hradec Kralove Universitas Carolina Facultas Medica Hradec Kralove*, 45(4), 173–175.
- Klink, G. (2009). *Machbarkeitsstudie für ein Assistenzsystem der mandibulären Umstellungsosteotomie*. Technische Universität Ilmenau.
- Liu, W., Weissinger, C., Adolphs, N., Hoffmeister, B., Keeve, E. (2012). Empirical investigation on angled CBCT capture-strategy for surgical splints generation in correcting-jaw operation. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 7, 382–383.

- Loubele, M., Bogaerts, R., Van Dijck, E., Pauwels, R., Vanheusden, S., Suetens, P., Marchal, G., et al. (2009). Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. *European Journal of Radiology*, 71(3), 461–468.
- Ludlow, J B, Davies-Ludlow, L. E., Brooks, S. L., Howerton, W. B. (2006). Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dento maxillo facial radiology*, 35(4), 219–226.
- Ludlow, John B, Ivanovic, M. (2008). Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*, 106(1), 106–14.
- Metzger, M. C., Hohlweg-Majert, B., Schwarz, U., Teschner, M., Hammer, B., Schmelzeisen, R. (2008). Manufacturing splints for orthognathic surgery using a three-dimensional printer. *Oral surgery oral medicine oral pathology oral radiology and endodontics*, 105(2), e1–e7.
- Nötzel, F., Schultz, C., Hartung, M. (2007). *Fernröntgenseitbild-Analyse*. Deutsche Zahnärzte Verlag, Köln. Köln: Deutsche Zahnärzte Verlag.
- Olszewski, R., Reychler, H. (2004). Limitations of orthognathic model surgery: theoretical and practical implications. *Revue de stomatologie et de chirurgie maxillofaciale*, 105(3), 165–169.
- Platten, D. (2005). imPACT Course. Retrieved from www.impactscan.org
- Schulze, R. (2006). Aktueller Stand der digitalen Röntgentechnik. *zm*, 96(6), 42–48.
- Schulze, R. (2007). Zahnärztliches Röntgen im Jahr 2007. *Quintessenz*, 58(9), 891–902.
- Schulze, R., Hassfeld, S., Schulze, D. (2009). S1-Empfehlung: Dentale Volumentomographie (DVT).
- Senf, C. (2010). Marktübersicht. *Handbuch Digitale Dentale Technologien 2010* (pp. 70–76).
- Shrimpton, P. C., Wall, B. F., Fisher, E. S. (1981). The tissue-equivalence of the Alderson Rando anthropomorphic phantom for x-rays of diagnostic qualities. *Physics in Medicine and Biology*, 26(1), 133–139.
- Swennen, G R J, Barth, E.-L., Eulzer, C., Schutyser, F. (2007). The use of a new 3D splint and double CT scan procedure to obtain an accurate anatomic virtual augmented model of the skull. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 36(2), 146–52.
- Swennen, Gwen R J, Mollemans, W., Schutyser, F. (2009). Three-dimensional treatment planning of orthognathic surgery in the era of virtual imaging. *Journal of oral and maxillofacial surgery official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 67(10), 2080–2092.

- Visser, H., Hermann, K. P., Bredemeier, S., Köhler, B. (2000). Dose measurements comparing conventional and digital panoramic radiography. *Mund Kiefer und Gesichtschirurgie MKG*, 4(4), 213–216.
- Visser, H., Rödiger, T., Hermann, K. P. (2001). Dose reduction by direct-digital cephalometric radiography. *The Angle orthodontist*, 71(3), 159–163.
- Vogt, H. G., Schultz, H. (2007). *Grundzüge des praktischen Strahlenschutzes*. Hanser.
- Weissinger, C., Liu, W., Müller-Hartwich, R., Hoffmeister, B., & Keeve, E. (2011). Correlation of Capture Angle and Artifacts in Cone Beam Computed Tomography - an Alderson-Phantom Study. *Computer Assisted Radiology and Surgery*.
- Zöller, J. E. (2007). *Digitale Volumentomografie in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde*. (Quintessenz, Ed.) (1st ed.).

Internetquellen

- <http://blens.de>, 2012. Fernröntgenseitaufnahme. Aufgerufen in <http://www.blens.de/Diagnostik.html>. Zugriff: 19.08.2012, 11:02 Uhr
- <http://blog.siemens.co.in>, 2012. Siemens Somatom Definition AS. Aufgerufen in http://blog.siemens.co.in/wp-content/uploads/2012/03/somatom_definition_as.jpg. Zugriff: 17.08.2012, 22:52 Uhr
- <http://comfortsplints.com>, 2012. Aufbissschiene. Aufgerufen in <http://www.comfortsplints.com/images/resources/dentist/ComfortSplintBlue-likes.jpg>. Zugriff: 19.08.2012, 16:44 Uhr
- <http://dseri.net>, 2012. Iluma-DVT LFOV. Aufgerufen in http://www.dseri.net/gs_data/123029817672/GS_123029817672_01.jpg. Zugriff: 24.08.2012, 15:17 Uhr
- <http://hulbertdental.co.uk>, 2012. Orthopantomogramm Kodak 800. Aufgerufen in http://www.hulbertdental.co.uk/Kodak_Carestream_K8000_Digital_OPG_Care_Protect_Promotion--product--21.html. Zugriff: 18.08.2012, 19:43 Uhr.
- <http://nobelbiocare.com>, 2012. Bohrschablone. Aufgerufen in <http://www.nobelbiocare.com/de/products-solutions/treatment-planning-guided-surgery/indications-solutions/default.aspx>. Zugriff: 19.08.2012, 14:08 Uhr

<http://radiopaedia.org>, 2012. CT-Aufnahme des Oberkiefers. Aufgerufen in
<http://radiopaedia.org/images/629026>. Zugriff: 18.08.2012, 19:45 Uhr

<http://rxtech.ch>, 2012. Kodak 8000 mit FRS-Zusatzfunktion. Aufgerufen in
<http://rxtech.ch/kodak-8000-8000c.html>. Zugriff: 18.08.2012, 19:44 Uhr

<http://wurzelspitze.files.wordpress.com>, 2012. OPTG-Aufnahme mit Zahnfüllungen.
Aufgerufen in <http://wurzelspitze.files.wordpress.com/2011/06/p1.jpg>.
Zugriff: 18.08.2012, 15:14 Uhr

Abbildungsverzeichnis

Alle nicht weiter gekennzeichneten Aufnahmen wurden vom Autor eigenständig erstellt oder sind Eigentum des BZMM.

Abb. 1: Orthopantomograph.....	4
a) frontale Ansicht des Gerätes Kodak K 800 (http://hulbertdental.co.uk , 2012)	
b) OPTG-Aufnahme mit Zahnfüllungen (http://wurzelspitze.files.wordpress.com , 2012)	
Abb. 2: Fernröntgeneinrichtung.....	5
a) Kodak 8000 mit FRS-Zusatzfunktion (http://rxtech.ch , 2012)	
b) Fernröntgenseitaufnahme (http://blens.de , 2012)	
Abb. 3: Computertomograph.....	5
a) Siemens Somatom Definition AS (http://blog.siemens.co.in , 2012)	
b) CT-Aufnahme des Oberkiefers (http://radiopaedia.org , 2012)	
Abb. 4: Digitaler Volumentomograph.....	7
a) Iluma-DVT LFOV , 3M Imtec (http://dseri.net , 2012)	
b) 3D-Bildrekonstruktion einer DVT-Aufnahme	
c) Schichtdarstellung einer DVT-Aufnahme	
Abb. 5: Prinzip der Digitalen Volumen-tomographie (nach Zöllner 2007).....	8
Abb. 6: Kieferumstellungsosteotomie (Hoffmeister 2007).....	10
a) monognath/mandibulär nach Obwegeser-Dalpont	
b) bignath mit Splint nach Obwegeser-Dalpont und Le Fort I	
Abb. 7: Zahntechnische Modell-OP.....	13
a) sagittale Spaltung des Gaumens	
b) aufgewachstes Gipsmodell nach Modell-OP im Artikulator	
c) zahntechnisch gefertigte OP-Splints	
Abb. 8: DVT-basierte OP-Planung (RapidSplint-Software , Betaversion 2, 2011).....	14
a) 3D-Bildrekonstruktion	
b) Segmentierte Kieferabschnitte	
c) verschobene Knochensegmente mit OP-Splint	
Abb. 9: Aufhärtungsartefakte (Buzug 2005).....	18

Abb. 10: Metallartefakte an Alderson-Phantom 1	19
(axiale Schicht mit Amalgamzylinder und Stahlbrackets in Horizontallage, 3,8 mA)	
Abb. 11: Ringartefakte an Alderson-Phantom 2	20
(axiale Schicht mit Amalgamzylinder in Horizontallage, 1.0 mA)	
Abb. 12: Schemazeichnung zum Entstehen von Cone Beam-Artefakten.....	21
(nach Platten, 2005 sowie Barrett 2004)	
Abb. 13: Cone Beam-Artefakte (Barrett 2004)	21
a) registriert von äußerem Detektorelement	
b) registriert von innerem Detektorelement	
Abb. 14: Schematische Darstellung einer DVT-Aufnahme.....	25
a) horizontal	
b) gewinkelt	
Abb. 15: Alderson-Phantom.....	27
a) Aufsicht auf einzelne Schichten mit vertikalen Bohrungen (Alderson-Ph. 2)	
b) sagittale Schichtansicht (Alderson-Ph. 1)	
Abb. 16: zylinderförmige Testkörper aus Stahl und Amalgam.....	28
Abb. 17: Metallfreie Halteinrichtung zur Positionierung der Phantome im DVT-Gerät.....	29
Abb. 18: Alderson-Phantom, in frontaler und sagittaler Ansicht.....	30
Abb. 19: DVT-Aufnahmen zum Einfluss des Aufnahmewinkels.....	38
Abb. 20: DVT-Aufnahmen zum Einfluss des Testkörpermaterials.....	40
Abb. 21: DVT-Aufnahmen zum Einfluss der Geometrie und der Lagebeziehung der Testkörper.....	42
Abb. 22: Aufnahmen zum Einfluss der Strahlungsintensität.....	44
Abb. 23: Aufnahmen zum Einfluss der einzelnen Röntgenphantome.....	46
Abb. 24: Phantom der Anwendungsstudie (Phantom 4).....	49
Abb. 25: DVT-Aufnahmen von Phantom 4.....	50
Abb. 26: Virtuelle Osteotomie des Ober- und Unterkiefers.....	52

Abb. 27: Virtuelle Planung des DVT-basierten OP-Splints.....	53
Abb. 28: DVT-basierter OP-Splint.....	54

Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Röntgenartefakte verhindern DVT-Anwendungen.....	2
Abb. d. Bohrschablone (http://nobelbiocare.com , 2012)	
Abb. d. Aufbisschiene (http://comfortsplints.com , 2012)	
Tab. 2: Effektive Dosis im Vergleich.....	9
(nach Visser 2000, Visser 2001; Ludlow 2008, Loubele 2009; nach Senf 2010)	
Tab. 3: Generierung von OP-Splints für bimaxilläre Kiefer-Umstellungs-Osteotomie.....	12
Tab. 4: Aufnahmen zum Einfluss des Aufnahmewinkels.....	31
Tab. 5: Aufnahmen zum Einfluss des Testkörpermaterials.....	31
Tab. 6: Aufnahmen zum Einfluss der Geometrie und der Lagebeziehung der Testkörper....	32
Tab. 7: Aufnahmen zum Einfluss der Strahlungsintensität.....	32
Tab. 8: Aufnahmen zum Einfluss der einzelnen Röntgenphantome.....	33
Tab. 9: Bewertungsmaßstab zur Auswertung der DVT-Aufnahmen.....	34
Tab. 10: p-Werte der Ergebnisse der einzelnen Einflussgrößen.....	36
Tab. 11: Benotung der Phantome bei den Strahlungsintensitäten 1,0 mA und 3,8 mA.....	43

Schaubildverzeichnis

Fig. 1: Ergebnisse zum Einfluss des Aufnahmewinkels.....	37
Fig. 2: Ergebnisse zum Einfluss des Testkörpermaterials.....	39
Fig. 3: Ergebnisse zum Einfluss der Geometrie und der Lagebeziehung der Testkörper.....	41
Fig. 4: Ergebnisse zum Einfluss der Strahlungsintensität.....	43

Anhang

Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

Veröffentlichungen

Die nachfolgend aufgeführten Veröffentlichungen sind im Rahmen dieser Promotion am BZMM entstanden.

Liu W., Weissinger C., Adolphs N., Hoffmeister B., Keeve E. (2012a). Empirical Investigation on Angled CBCT Capture-Strategy for Surgical Splints Generation in Correcting-Jaw Operation, *26th International Congress and Exhibition of Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS 2012)*, Pisa, June 27-30.

Liu W., Weissinger C., Adolphs N., Hoffmeister B., Keeve E. (2012b). Digital Modeling and Direct Printing of Individual Surgical Splints for Dysgnathic Surgery, *2. Jahreskongress der Wissenschaftlichen Gesellschaft für Produktionstechnik (WGP 2012)*, Berlin, June 27-28.

Keeve E., Liu W., Adolphs N., Weissinger C., Hoffmeister B. (2012). Erste klinische Erfahrungen mit der DVT-basierten Splintherstellung, *62. Jahreskongress der Deutschen Gesellschaft für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie (DGMKG 2012)*, Freiburg, May 31-June 02.

Liu W., Weissinger C., Adolphs N., Hoffmeister B., Keeve E. (2012c). Computer Assisted Modeling and Direct Printing of Individual Surgical Splints for Dysgnathic Surgery, *Direct Digital Manufacturing Fraunhofer Conference (DDMC 2012)*, Berlin, March 14-15.

Liu W., Weissinger C., Adolphs N., Hoffmeister B., Keeve E. (2012d). Rapid Splint: Eine integrierte Prozesskette in der MKG-Chirurgie, *Workshop - Innovative Fertigungstechnologie für Medizinische Instrumente und Implantate 2012*, Bremen, February 01-02.

Liu W., Weissinger C., Adolphs N., Hoffmeister B., Keeve E. (2011). Konzept eines instrumentengerechten Eingabeverfahrens für eine Planungssoftware zur Dysgnathie-Behandlung, *Berliner Werkstatt Mensch-Maschine-Systeme (BWMMS 2011)*, Berlin, October 05-07.

Weissinger, C., Liu, W., Müller-Hartwich, R., Hoffmeister, B., Keeve, E. (2011). Correlation of Capture Angle and Artifacts in Cone Beam Computed Tomography - an Alderson-Phantom Study, *25th International Congress and Exhibition of Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS 2011)*, Berlin, June 22-25.

Selbstständigkeitserklärung

„Ich, Christian Weißinger, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Studien zur Artefaktreduktion in der Digitalen Volumentomographie – Vorbereitungen zur digitalen Generierung von Bisschienen“ selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten dargestellt habe.“

Datum

Unterschrift

Danksagung

Dem Direktor des Berliner Zentrum für Mechatronische Medizintechnik, Herrn Prof. Dr.-Ing. Erwin Keeve, gilt mein großer Dank für die Ermöglichung dieser Dissertation sowie die Gelegenheit zur wissenschaftlichen Mitarbeit in seinem ingenieurwissenschaftlich-medizinischen Team.

Herrn Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Bodo Hoffmeister, dem Direktor der Kliniken für Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie der Charité Berlin danke ich für die klinische Unterstützung dieser Arbeit. Zahlreiche Gelegenheiten zur Assistenz bei Kieferumstellungsosteotomien an seiner Seite ermöglichten einen umfassenden Einblick in die Anwendung der OP-Splints.

Dipl.-Ing. Weichen Liu danke ich für die gute Betreuung meiner Arbeit, die motivierende Unterstützung und die tolle Zusammenarbeit.

Für die Bereitstellung der Alderson-Phantome bedanke ich mich bei den Mitarbeitern der Medizinischen Physik am Virchow-Klinikum Berlin.

Der Abteilung für Kieferorthopädie an der Zahnklinik der Charité Berlin danke ich für die freundliche Unterstützung beim Bestücken der Röntgenphantome mit kieferorthopädischen Brackets.

Des Weiteren bedanke ich mich bei Mitarbeitern des BZMM sowie der Kliniken für Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie und Radiologie am Campus Virchow-Klinikum Berlin für die bereitwillige und engagierte Bewertung der DVT-Aufnahmen.

Je remercie également Dimitri Bellas pour son assistance dans les questions statistiques.

Meiner Familie und meinen Freunden, die mich während der Erstellung dieser Arbeit unterstützt haben, gilt mein besonderer Dank. Bei Sonja Reinshagen möchte ich für die zahlreichen konstruktiven Anregungen und ihre Ausdauer bedanken.

Beigefügte Compact Disc

Die beigefügte Compact Disc enthält:

- Text dieser Dissertation im PDF-Format
- Auswertungsbogen der DVT-Bewertungen
- Auflistung der DVT-Bewertungen im XLS-Format
- Verwendeter-Code der Statistik-Software R