

Aus dem Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Universität zu Köln
Interdisziplinäre Poliklinik für Orale Chirurgie und Implantologie
Direktor: Universitätsprofessor Dr. med. Dr. med. dent. J. E. Zöller

**Entwicklung eines Phantomkopfes zur Validierung
eines Cone-Beam-Systems**

Inaugural-Dissertation zur Erlangung der zahnärztlichen Doktorwürde
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Universität zu Köln

Vorgelegt von
Moritz Scheidgen

aus Witten

promoviert am 30. Januar 2013

Gedruckt im Jahr 2013 mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der
Universität zu Köln.

Druck:

UNiversalLADEN

Hüfferstraße 75

48149 Münster

Dekan: Universitätsprofessor Dr. med. Dr. h. c. Th. Krieg

1. Berichterstatter: Privatdozent Dr. med. dent. J. Neugebauer

2. Berichterstatter: Universitätsprofessor Dr. med. Th. Liebig

Erklärung

Ich erkläre hiermit, dass ich die vorliegende Arbeit ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe; die aus fremden Quellen direkt oder indirekt übernommenen Gedanken sind als solche kenntlich gemacht.

Bei der Auswahl des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskriptes habe ich Unterstützungsleistungen von Herrn Privatdozent Dr. med. dent. J. Neugebauer und Herrn Dr. med. Dr. med. dent. L. Ritter erhalten.

Weitere Personen waren an der geistigen Herstellung der vorliegenden Arbeit nicht beteiligt. Insbesondere habe ich nicht die Hilfe eines Promotionsberaters in Anspruch genommen. Dritte haben von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen.

Die Arbeit wurde von mir bisher weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Köln, den 15. Mai 2012

Die dieser Arbeit zugrunde liegenden Experimente und praktischen Arbeitsschritte sind von mir mit Unterstützung durch Herrn Privatdozent Dr. med. dent. J. Neugebauer und Dr. med. Dr. med. dent. L. Ritter an der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Plastische Gesichtschirurgie der Universität zu Köln, sowie durch Herrn Dr. Stephan Irsen am „Center of Advanced European Studies an Research (Forschungsinstitut CEASAR)“ in Bonn durchgeführt worden.

Danksagung

Ich möchte mich bei Herrn Universitätsprofessor Dr. Dr. J. E. Zöller für die Möglichkeit der Durchführung der Dissertation in seiner Klinik bedanken.

Herrn Privatdozent Dr. med. dent. J. Neugebauer danke ich für die freundliche Überlassung des Themas, sowie für die hervorragende und äußerst geduldige Betreuung der Dissertation. Bedanken möchte ich mich zudem bei Herrn Dr. med. Dr. med. dent. L. Ritter für sein Engagement und seine tatkräftige Unterstützung. Des Weiteren danke ich ganz besonders meinem guten Freund Herrn Dr. med. dent. Kai-Peter Zimmermann, der mich während der gesamten Arbeit und vor allem bei der Herstellung des Phantomkopfes außerordentlich unterstützt hat. Mein ganz besonderer Dank gilt zudem den Mitarbeitern des Institutes Caesar, allen voran Herrn Dr. S. Irsen, für die herausragende Betreuung während der Materialauswahl und der Produktion des Phantomkopfes.

Ein ganz besonderer Dank gilt auch Herrn Dr. med. H. G. Brochhagen für die tatkräftige Unterstützung bei der Durchführung von CT-Aufnahmen.

Herrn Universitätsprofessor Dr. rer. nat. J. Koebke möchte ich für die Überlassung menschlicher Zähne aus dem Institut II für Anatomie der Universität zu Köln danken.

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung	1
1.1	Dreidimensionale Röntgentechniken	2
1.1.1	Die Computertomographie	3
1.1.2	Das Cone-Beam-Verfahren (Kegelstrahltomographie).....	7
1.2	Bildqualität.....	9
1.2.1	Definition Bildqualität.....	9
1.2.2	Einflussfaktoren auf die Bildqualität.....	11
1.3	Radiologische Artefakte	12
1.3.1	Artefakte in zweidimensionalen Röntgenbildern.....	12
1.3.2	Artefakte in dreidimensionalen Röntgenbildern	15
1.3.2.1	Aufhärtingsartefakte	15
1.3.2.2	Partialvolumenartefakt.....	17
1.3.2.3	Spiralartefakte (Windmühlenartefakte)	17
1.3.2.4	Metallartefakte.....	18
1.3.2.5	Bewegungsartefakte.....	20
1.4	Übertragung der Ermittlung der Bildqualität in die Praxis	21
1.4.1	Bestehende radiologische Phantome.....	22
1.5	Praxisbezogenen Problematik / Stand der Technik	32
1.6	Zielsetzung.....	33
2	Material und Methode.....	34
2.1	Herstellung des Phantomschädels	35
2.1.1	Materialauswahl	35
2.1.2	Herstellung von Probekörpern.....	35
2.1.2.1	Manuelle Herstellung der Probekörper.....	37
2.1.2.2	Herstellung der Probekörper im RP-Verfahren.....	38
2.1.3	Messung der Kaltdruckfestigkeit.....	41
2.1.4	Evaluierung zur Dichtmessung.....	43
2.1.4.1	Evaluierung zur Dichtmessung im CT	43
2.1.4.2	Evaluierung zur Dichtmessung im DVT	45
2.1.5	Herstellung des Schädels im Rapid Prototyping-Verfahren....	48
2.1.5.1	Generierung des Schädels am PC.....	48
2.1.5.2	Druck des Schädels im Rapid Prototyping-Verfahren und Infiltration.....	49
2.3	Herstellung der Kiefermodelle	55
2.3.1	Die Produktion von Probekörpern	56
2.3.2	DVT-Kontrolle der Probekörper.....	56
2.3.3	Produktion der Kiefermodelle	58
2.3.4	DVT-Kontrolle der Kiefermodelle.....	59
2.4	Vorbereitung des Schädels und Einpassen der Kiefer- modelle.....	60
3	Ergebnisse	62
3.1	Messungsergebnisse	62
3.1.1	Ergebnisse des Abbindeverhaltens des Z Corp.-Pulvers unter Zugabe verschiedener BaSO ₄ -Konzentrationen.....	62
3.1.2	Ergebnisse der Kaltdruckmessung.....	63

3.1.2.1	Ergebnisse der manuell hergestellte Probekörper bestehend aus Z102, ZB 56 und BaSO ₄	64
3.1.3	Ergebnisse der Dichtemessung.....	66
3.1.4	Ergebnisse der Kiefermodellherstellung	69
3.1.5	Ergebnisse des Kontroll-DVT vom Gesamtphantomkopf	72
4	Diskussion	75
4.1	Kritische Betrachtung eines radiologischen Phantoms ...	75
4.2	Vergleich des neu entwickelten Phantoms mit bereits bestehenden Phantomen.....	77
4.2.1	Alderson-Rando-Phantom	77
4.2.2	Visser-Phantom.....	78
4.2.3	SEDEXCT IQ – Dental CBCT®.....	78
4.2.4	CIRS ATOM®max Dental & Diagnostic Head Phantom.....	79
4.2.5	3D Anthropomorphic Skull Phantom	80
4.3	Welche Vor- und Nachteile ergeben sich durch das neue Phantom?.....	81
4.4	Schlussfolgerung	84
5	Zusammenfassung.....	86
6	Literaturverzeichnis	88
7	Anhang	99
7.1	Quellenverzeichnis.....	99
7.2	Abbildungsverzeichnis	100
7.3	Tabellenverzeichnis	101
7.4	Formelverzeichnis.....	101
8	Lebenslauf	102

1. Einleitung

In der Human- und Zahnmedizin werden die Diagnostik, die Operationsplanung und die Therapie zunehmend computerunterstützt durchgeführt. Um anatomische und pathologische Strukturen dem Betrachter so realitätsgetreu wie möglich darstellen zu können, bedient man sich moderner digitaler Bildgebungsverfahren wie der Computertomographie (CT), der Magnetresonanztomographie und der digitalen Volumentomographie[132].

Die hohe Anzahl internationaler wissenschaftlicher Publikationen belegt, dass die schnelle technologische Weiterentwicklung der digitalen Radiologie hin zur dreidimensionalen „low-dose“-Bildgebung nicht nur die medizinische, sondern auch die zahnmedizinische Röntgendiagnostik nachhaltig beeinflusst hat[150]. Als Wendepunkt ist in diesem Zusammenhang die Entwicklung der Spiral-Computertomographie im Jahr 1989 zu sehen, mit der es erstmals möglich war, definierte Volumendatensätze eines zu untersuchenden Objektes schnell und unkompliziert zu akquirieren, um daraus mit Hilfe mathematischer Algorithmen überlagerungsfreie transaxiale Schnittbilder, Sekundärrekonstruktionen sowie dreidimensionale Oberflächendarstellungen und dentale computertomographische Aufnahmen zu generieren[111].

In der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde erstreckt sich das Einsatzgebiet der dreidimensionalen digitalen Volumentomographie-Technologie (DVT) von der erweiterten Diagnostik pathologischer Prozesse im Rahmen der Endodontie, Parodontologie und zahnärztlichen Chirurgie über die dentale Implantologie bis zur Planung der Behandlung kraniofazialer Fehlbildungen und fortgeschrittener Tumoren[9, 14, 15, 22, 38, 42, 43, 46, 50, 52, 55, 60, 71, 88, 107, 127, 145, 150]. Neben den aktuellen dreidimensionalen Bildgebungsverfahren hat die Orthopantomographie wegen ihrer universellen Verfügbarkeit, der guten Auflösung und der reproduzierbaren Vergrößerung weiterhin einen hohen Stellenwert[29].

Den diagnostischen Vorteilen, die durch die CT und der daraus entstandenen DVT-Technologie in die Medizin und Zahnmedizin Einzug hielten und sich in einer verbesserten radiologischen Darstellungsmöglichkeit wichtiger anatomischer Strukturen äußern, müssen Nachteile bei der Befundung hinsichtlich der Entstehung von störenden Artefakten unterschiedlicher Ursache gegenübergestellt werden[4, 49, 113], sodass auch die Aufnahmetechnik der digitalen Volumentomographie strenger Indikationsstellungen unterliegt[14, 46]. In der Vergangenheit hat es bereits Untersuchungen und Experimente zur Reduktion störender Artefakte, verursacht durch röntgendichte Strukturen im Strahlengang, gegeben[5, 6, 37, 56, 113, 140, 141]. Das entscheidende Ergebnis dieser Untersuchungen ist, dass sich die Artefaktreduktion hauptsächlich auf die Anpassung des bei der Bildentstehung zu Grunde liegenden mathematischen Algorithmus beziehen und weniger von einer nachträglichen computergestützten Änderung des Datensatzes abhängen sollte[39, 81, 114].

1.1 Dreidimensionale Röntgentechniken

Mit der Einführung der CT und der sich daraus entwickelnden DVT konnte das diagnostische Potential der von C. W. Röntgen entdeckten Strahlen annähernd vollständig ausgenutzt werden. Dreidimensionale Röntgenbilder bieten gegenüber herkömmlichen zweidimensionalen Verfahren den grundsätzlichen Vorteil, die natürlicherweise vorliegende Dreidimensionalität anatomischer Strukturen ohne Dimensionsverlust wiedergeben zu können[41, 112].

Heute stehen zur dreidimensionalen Darstellung körpereigener Strukturen neben der konventionellen CT und der sich daraus entwickelten DVT die Magnetresonanztomographie (MRT) zur Verfügung.

1.1.1 Die Computertomographie

Die Computertomographie ist ein radiologisches Verfahren, das von Sir Godfrey N. Hounsfield[47] und Allan M. Cormack unabhängig voneinander beschrieben wurde. Das Verfahren stellt eine Weiterentwicklung der konventionellen Tomographie dar. Durch die Möglichkeit der Anfertigung von Schnittrekonstruktionen, die seit den späten 1980er Jahren zur Verfügung steht, kann der diagnostische Nutzen des CT-Verfahrens auch für dentale Fragestellungen deutlich verbessert werden[115].

Heute ist die computertomographisch unterstützte Diagnostik in fast allen medizinischen Disziplinen unerlässlich geworden, da sie die überlagerungsfreie Darstellung aller Körperregionen im Maßstab 1:1 ermöglicht. Die Kernanwendungsgebiete liegen in der ZNS-Diagnostik, der Untersuchung parenchymatöser abdomineller Organe, der Lungen- und Mediastinaluntersuchung, sowie der Skelettdiagnostik und dient überdies der Abklärung maligner Raumfordernder Prozesse wie bspw. Neoplasien im Rahmen von Tumorerkrankungen. In Bezug auf den Gesichtsschädel ergibt sich in Einzelfällen, z.B. im Rahmen der implantologischen Diagnostik[8, 23, 63, 115], der Frakturdiagnostik oder zur genauen topographischen Bestimmung verlagelter Zähne die Indikation zur Anfertigung einer CT-Aufnahme[26, 30, 89, 109, 118].

Bei dem Verfahren der CT werden einzelne dünne Körperschichten gescannt und anschließend zu einem 3D-Volumen rekonstruiert. Innerhalb des gescannten Volumens ist die Darstellung der drei orthogonalen Schichten (axial, koronal und sagittal) möglich, wobei beliebige Schichttiefen innerhalb des gescannten Volumens ausgewählt werden können (vgl. Abb. 1).

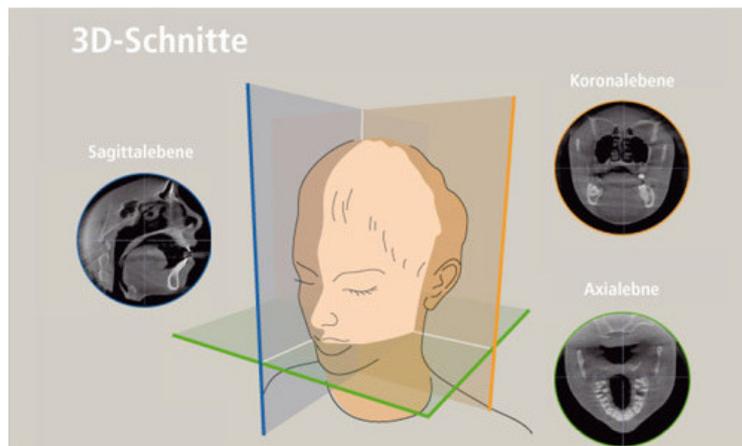


Abbildung 1 Darstellung der drei orthogonalen Ebenen eines 3D-Volumens

Die Dicke der einzelnen gescannten Körperschichten liegt, je nach Gerät und gewünschter Darstellungsgenauigkeit, im Millimeterbereich.

Ein Computertomograph besteht aus einer Scaneinheit, dem sog. Gantry, einem Patientenvorschubtisch, einem Computer mit Bildprozessor und einer Bedienkonsole. Das ringförmige Gantry seinerseits ist zusammengesetzt aus einer Röntgeneinheit, die als Sender funktioniert, und einer Detektoreinheit, die als Empfänger agiert[39]. In der Gantry ist der Detektor gegenüber der Röntgeneinheit positioniert. Diese Einheit rotiert um die Längsachse, der Körper ist dabei starr auf dem Vorschubtisch positioniert (vgl. Abb. 2).

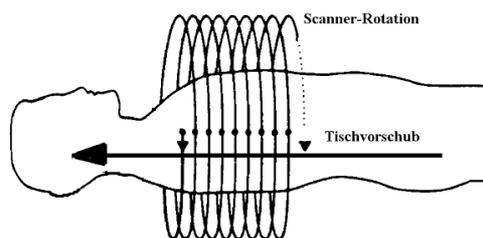


Abbildung 2 Prinzip der Rotation um die Längsachse eines starren Körpers im CT

Die Röntgenröhre erzeugt die für die Passage der Elektronen durch den Körper notwendige Hochspannung von 50 kV bis 150 kV. Mit Hilfe des Kollimators kann

der an der Röntgenröhre entstehende Elektronenstrahl deutlich reduziert und dadurch der Kontrast erhöht werden. Die Strahlenbelastung für den Patienten wird reduziert. Aufgebaut ist der Kollimator aus einer Blende, die ein enges fächerförmiges Strahlenbündel für die Durchleuchtung der einzelnen dünnen Körperschichten erzeugt. Das entgegengesetzt angebrachte Detektorsystem misst den Grad der Schwächung der Strahlung auf dem Weg durch den Körper. Die ermittelten Messwerte werden an einen Computer übermittelt. Dieser wertet aus allen ihm für eine Schicht zukommenden Werten die unterschiedlichen Schwächungen (Attenuation) entsprechend der Dichte, der Dicke sowie der Ordnungszahl Z der durchstrahlten Materie aus. So kann jedem Volumenelement der Schicht ein Dichtewert zugeordnet werden[78]. Nach dem Entdecker des Verfahrens wird dieser in „Hounsfield-Units (HU)“ angegeben.

$$[\text{CT-Zahl}] (\mu_{\text{Gewebe}}) := \frac{\mu_{\text{Gewebe}} - \mu_{\text{Wasser}}}{\mu_{\text{Wasser}}} \cdot 1000 \text{ HU}$$

Formel 1 Berechnung der Hounsfield-Einheit

Wasser hat per definitionem den Wert 0. Aus dieser Berechnung ergeben sich, je nachdem ob die Schwächung des Gewebes stärker oder geringer als Wasser ist, für jeden Gewebetypus charakteristische Dichtebereiche. Luft hat bspw. eine Dichte von -1000 HU, Fettgewebe ca. -100 HU und Knochen zwischen 500 und 1500 HU. Die Skala ist theoretisch nach oben unbegrenzt, in der Praxis findet sich jedoch in der Regel ein Bereich von ca. -1025 HU bis ca. 3100 HU.

Mit Hilfe der aktuellen CT-Technologie sind Vorhersagen bzgl. der mechanischen Stabilität des Kieferknochens, die auf HU-Werten basieren, allerdings nur bei einer geringen kortikalen Knochendicke zuverlässig möglich[126].

Moderne CT-Geräte arbeiten im Spiralverfahren, bei dem der Patient mit konstanter Geschwindigkeit entlang der Längsachse durch die Strahlenebene bewegt wird, während die Strahlenquelle-Detektoreinheit konstant rotiert (vgl. Abb. 2). Je nach Gerät können auch mehrere Axialebenen gleichzeitig eingelesen werden (sog. Mehrschicht- oder Multislice-Verfahren). Auf Grund dieser weiterentwickelten Technik sind die aktuellen CT-Geräte sehr schnell,

wodurch sich Bewegungsartefakte (z. B. verursacht durch Thoraxbewegungen während der Atmung) effektiv reduzieren lassen.

1.1.2 Das Cone-Beam-Verfahren (Kegelstrahltomographie)

Mit der Einführung der digitalen Volumentomographie steht ein neuartiges Darstellungsverfahren zur Verfügung, welches der CT ähnliche dreidimensionale Darstellungsoptionen bietet, jedoch hinsichtlich der Strahlenbelastung des Patienten mit konventionellen Aufnahmeverfahren vergleichbar ist[3, 19, 113, 122].

Bei dem Verfahren der DVT rotiert eine Aufnahmeeinheit, bestehend aus einer Röntgenröhre und einem um 180° versetzt angebrachten flächigen Röntgendetektor, in einem Winkel von 180° bis 360° um den Kopf/Hals-Bereich des zuvor zentrisch im System ausgerichteten Patienten. Während des Umlaufs wird, ausgehend von einer Schädel p.a.- Einstellung, jeweils im Abstand von etwa einem Winkelgrad mit einem konischen Röntgenstrahl die Röntgenprojektion eines zylinderförmigen Volumens angefertigt[108].

Im Gegensatz zum Grundprinzip der CB-Tomographie sind der Durchmesser und die Höhe des zur Anwendung kommenden Röntgenstrahles von Hersteller zu Hersteller verschieden[111].

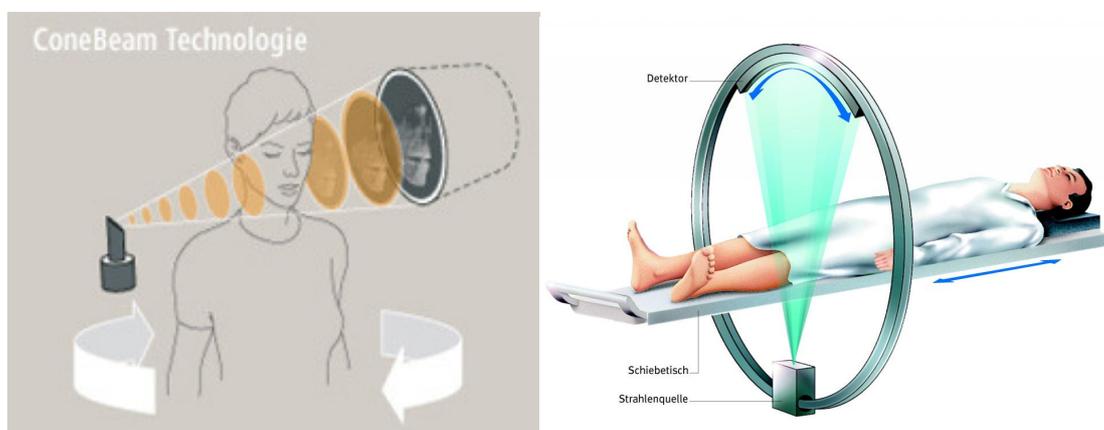


Abbildung 3/4 Funktionsweise eines Cone-Beam Tomographen und eines CTs

Aus den gewonnenen 150 bis 400 Einzelprojektionen werden mit Hilfe eines mathematischen Algorithmus der gefilterten Rückprojektion in der Phase der Primärrekonstruktion axiale Schnittbilder der untersuchten Region erzeugt, woraus ein dreidimensionales Volumen primär rekonstruiert wird. Die sekundäre

Rekonstruktion lässt dann wiederum die Darstellung der orthogonalen Schichten und diverser Spezialaufnahme wie z.B. eine Panoramaschichtaufnahme-simulation zu[83, 86].

Die Schichtdicke kann dabei – je nach System – variabel von 0,3 mm bis 2 mm gewählt werden.

Die Scanzeit variiert von Hersteller zu Hersteller und liegt bei aktuellen Geräten zwischen 8,5 und 40 Sekunden[108]. Die Zeit der effektiven Strahlenexposition für den Patienten ist im Vergleich zu einer herkömmlichen CT-Aufnahme um bis zu 86% reduziert[3, 122] und resultiert durch die Verwendung eines gepulsten Röntgenstrahles in einer um das 4-fache geringeren Strahlenbelastung für den Patienten[84, 110]. Die Strahlenbelastung ist im Vergleich zur CT-Aufnahme reduziert[13, 72, 73, 75-77, 100, 105, 108, 121, 129] und beträgt, je nach Gerätetyp und Hersteller nur ca. 1/100 bis 1/400 der Dosis eines konventionellen CT. Die effektive Dosis ist direkt abhängig von der Größe des Field of View (FOV), das in ein großes (maxillofazial), mittleres (dentoalveolär) und kleines (lokalisiert) FOV differenziert werden kann[44, 72, 92, 93, 100]. So liegt die effektive Dosis bei dem digitalen Volumentomographen NewTom 9000 bei 56,5 μSv und beim 3D Accuitomo von der Firma JMorita, einem Gerät der neuesten Generation, nur bei 7,4 μSv bei einem jedoch deutlich kleineren Volumen. Die effektive Strahlendosis ist mit einer zweidimensionalen und deutlich weniger Information enthaltenden Panoramaschichtaufnahme (zwischen 10 μSv und 20 μSv) vergleichbar[66, 137].

Tabelle 1 Mittlere effektive Dosis eines DVT im Vergleich zur CT[135]

	Effektive Dosis DVT [μSv]	Effektive Dosis CT [μSv]
Mittelwert (\pm Standardabweichung)	221 \pm 275	788 \pm 334

Das im Rahmen dieser Arbeit zur Anwendung gekommene Cone Beam-System (GALILEOS Comfort, Fa. Sirona, Bensheim, Deutschland) arbeitet mit einer effektiven Dosis von 29 μSv (21 mAs, 85 kV)[108] bei einer Aufnahmezeit von 14 sec (vgl. Kapitel 2.1.4.2).

1.2 Bildqualität

Der Informationsgehalt einer Röntgenaufnahme, ob konventionell oder digital angefertigt, steht in direktem Zusammenhang mit der Bildqualität, die einer Aufnahme zugrunde liegt. Im Folgenden sollen mögliche Faktoren, die die Bildqualität beeinflussen können, dargestellt werden.

1.2.1 Definition Bildqualität

Die Qualität eines Röntgenbildes wird definiert als die Eigenschaft, die Schwächung oder vollständige Absorption der Röntgenstrahlen in einem aufzunehmenden Objekt möglichst objektgetreu in ein wahrnehmbares Bild zu übertragen[125]. Dabei wird der Anteil an Strahlung zur Erzeugung des Bildes genutzt, der das Objekt durchdringt.

Die Bildqualität wird von objektabhängigen Faktoren und technischen Eigenschaften des bildübertragenden Systems bedingt. Zudem wird diese vom Zusammenspiel der Faktoren Kontrast, Schärfe und Rauschen beeinflusst.

Kontrast

Als Kontrast bezeichnet man den Unterschied in der Dichte bzw. Helligkeit zweier benachbarter Bildregionen, die zwei unterschiedlichen Bilddetails entsprechen. Er entsteht durch Schwächungsunterschiede der Strahlung im durchstrahlten Objekt und wird weiterhin durch Eigenschaften des Bildempfängers und durch das Auftreten von Streustrahlung beeinflusst. Kleinere Bildkontraste können durch unterschiedliche Einstellungen von Kontrast und Helligkeit vergrößert und größere Bildkontraste abgeschwächt werden[124].

Schärfe

Unter der Bildschärfe versteht man die klare Abbildung von Randstrukturen anatomischer Details mit unterschiedlicher Dichte in einem Röntgenbild. Der Schärfeeindruck eines Röntgenbildes ist abhängig von der Größe der Details und seinem Kontrast, dem Kontrastgradienten und der räumlichen Auflösung[125]. Objekte, die einen hohen Kontrast aufweisen, erscheinen subjektiv schärfer als Objekte mit niedrigem Kontrast.

Der Schärfe eines Röntgenbildes liegt das (Orts-)Auflösungsvermögen zugrunde. Es ist definiert als das Maß für den geringsten Abstand zweier Beobachtungswerte bzw. Beobachtungsobjekte, die von einer Beobachtungs- bzw. Messeinheit mit Sicherheit getrennt registriert werden können. Das Auflösungsvermögen kann in Linienpaaren (LP) pro mm angegeben werden. Je mehr Linienpaare pro mm dargestellt werden können, desto größer ist das Auflösungsvermögen. Negativ beeinflusst wird das Auflösungsvermögen und damit die Zeichenschärfe durch die Geometrie divergierender Röntgenstrahlen, durch Objektbewegungen während der Aufnahme und durch technisch bedingte Unschärfen im System.

Rauschen

Das Bildrauschen trägt maßgeblich zur Erkennbarkeit von Bilddetails bei und hat dadurch direkten Einfluss auf den Informationsgehalt eines Röntgenbildes für den Betrachter[20]. Es setzt sich bei den digitalen Systemen aus dem Quanten- und dem Systemrauschen (elektronisches Rauschen) zusammen. Das Quantenrauschen ist definiert durch die statistische Verteilung der auftreffenden Röntgenquanten auf den Sensor oder den Film und entsteht durch Fluktuation der Röntgenstrahlen, die zu kleinen Abweichungen der Dichte der Quanten führt. Bei niedriger Dosis überwiegt das Quantenrauschen, während es bei steigender Dosis geringer wird und der Einfluss des Eigenrauschens an Bedeutung gewinnt.

Durch das Bildrauschen wird die Erkennbarkeit kleinerer Strukturen im Bild herabgesetzt.

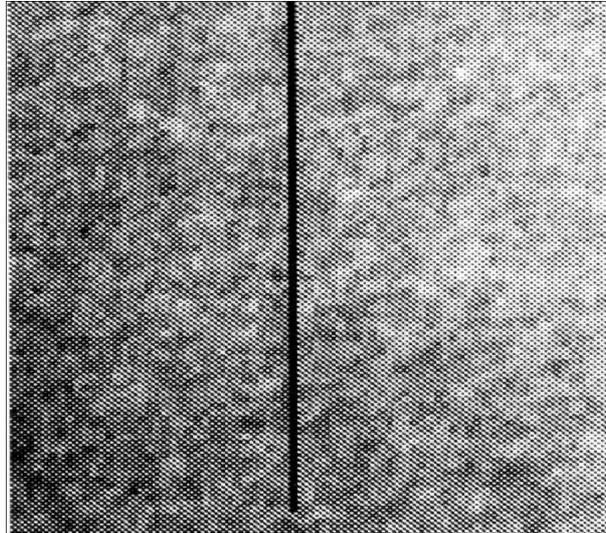


Abbildung 5 Bildrauschen

1.2.2 Einflussfaktoren auf die Bildqualität

Physikalische und technische Einflussfaktoren

Die Bildqualität eines auf Röntgenstrahlen basierenden Bild gebenden Gerätes ist vor allem von der Bauart und den Charakteristika der einzelnen Komponenten abhängig, die sowohl allein, als auch in Kombination die Qualität eines Röntgenbildes beeinflussen. Die dabei zugrunde liegenden physikalischen Prinzipien sind für alle Röntgengeräte gültig.

1. Optimale optische Dichte und Wienerspektrum.
2. Minimierung der Bewegungsunschärfe durch Fixierung und Reduktion der Belichtungszeit bei erhöhter Dosisleistung. Die erhöhte Dosisleistung kann dabei durch die Erhöhung der Röhrenspannung, durch einen größeren Fokus oder durch Vergrößerung der Leistungsstufe (stärkeres Vorglühen

- der Kathode) erreicht werden, woraus sich allerdings eine kürzere Lebensdauer der Röhre ergibt.
3. Optimale Darstellung durch guten Kontrast: Das Kontrastverhalten ist durch Variation der Strahlenenergie (kV) variabel.
 4. Minimierung der geometrischen Unschärfe durch Verkleinerung der Brennfleckgröße und/oder des Objekt-Film-Abstandes, sowie die Vergrößerung des Fokus-Objekt-Abstandes.
 5. Reduktion der Streustrahlung durch Einblendung, Raster und Strahlenkompression.

Die Bildqualität einer Röntgenaufnahme ist jedoch nicht allein von den beschriebenen physikalisch-technischen Parametern abhängig. In der Literatur wurde sowohl in der konventionellen zweidimensionalen als auch in der dreidimensionalen Radiologie das Auftreten von Artefakten beschrieben.

1.3 Radiologische Artefakte

Als Artefakte bezeichnet man allgemein ein durch menschliches oder technisches Einwirken entstandenes Kunstprodukt oder Phänomen, bzw. eine absichtlich oder unabsichtlich herbeigeführte Veränderung[102]. Radiologische Artefakte werden seit den Anfängen der Radiologie beschrieben und können sowohl in konventionellen zweidimensionalen, als auch in neueren dreidimensionalen Röntgenaufnahmen auftreten. Prinzipiell werden physikalisch bedingte Artefakte von patientenbezogenen und scannerbezogenen Artefakten unterschieden.

1.3.1 Artefakte in zweidimensionalen Röntgenbildern

In zweidimensionalen Röntgenbildern können Artefakte auftreten, die sowohl parallel zueinander, als auch summiert vorkommen können. Zum einen kann es auf Grund des Summationseffektes bei zweidimensionalen Röntgenbildern zu

einer Überlagerung benachbarter anatomischen Strukturen kommen, wodurch bspw. eine pathologische apikale Aufhellung an Prämolaren des Unterkiefers durch eine Überlagerung des Foramen mentale vorgetäuscht wird.

Im Oberkieferseitenzahnbereich können Überlagerungen mit der Kieferhöhle als pathologische apikale Aufhellungen fehldiagnostiziert werden(vgl. Abb. 6).



Abbildung 6 Summationseffekt im OPG

Des weiteren kann es zu Streuungsartefakten kommen, die sich in Aufhellungen am Übergang von stark röntgenopaken Strukturen (z. B. metallische dentale Restaurationen) zur natürlichen Zahnhartsubstanz darstellen und dadurch eine Sekundärkaries vortäuschen[27].

Ein weiteres mögliches Artefakt im zweidimensionalen Röntgenbild ist das Burn-Out-Artefakt, welches am Zahnhals in der Übergangsregion vom Zahnschmelz zum Wurzelzement auftritt[69]. Es entsteht immer dann, wenn am Zahnhals eine Zone mit erhöhter Strahlendurchlässigkeit durch eine fehlende Überlagerung des Limbus alveolaris besteht (vgl. Abb.7).

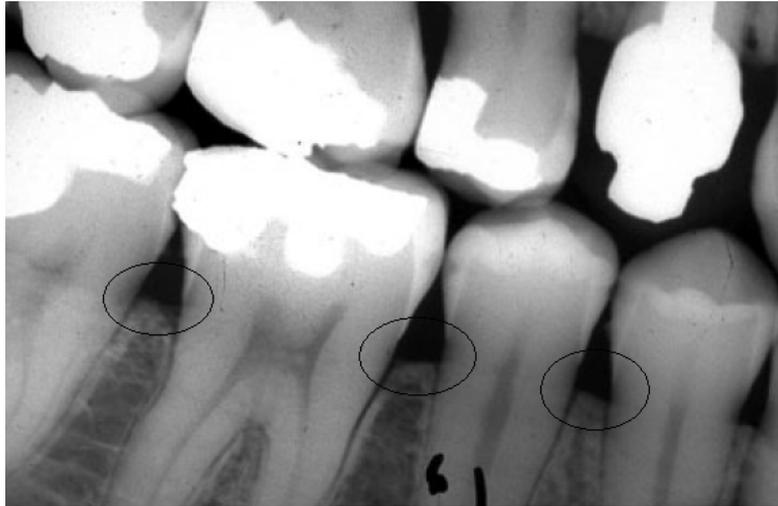


Abbildung 7 "Burn-Out"-Artefakt interdental im Bereich des Limbus alveolaris

In Panoramaschichtaufnahmen treten zu den o. g. Artefakten regelmäßig aufnahmetechnisch bedingte Spiegelungen anatomischer Strukturen auf der kontralateralen Seite auf. Besonders häufig sind diese Spiegelungen im Bereich der Kiefergelenke und der Clavikula zu finden[7].

Die angesprochenen systemimmanenten Artefakte müssen von aufnahmebedingten Artefakten unterschieden werden. Zu den aufnahmebedingten Artefakten zählen Bewegungsartefakte, die unabhängig von der Aufnahmeart auftreten können. Die Ausprägung und die Wahrscheinlichkeit des Auftretens von Bewegungsartefakten korreliert jedoch stark mit der Aufnahmeart. Sie ist zum einen von der Patientenfixierung und zum anderen von der Belichtungszeit der Aufnahme abhängig. Ein Zahnfilm zeigt relativ selten Bewegungsartefakte, da die Belichtungszeit mit durchschnittlich 0,3 Sekunden relativ kurz ist, wohingegen in einem Orthopantomogramm Bewegungsartefakte auf Grund einer mit ca. 14 Sekunden im Vergleich zum Zahnfilm deutlich längeren Belichtungszeit häufiger auftreten[11, 139]. Durch Bewegungsartefakte kann nicht nur die Bildqualität und die daraus resultierende Qualität der Diagnostik beeinträchtigt werden. Auch kann es zu falsch positiven Befunden im Bereich der orofazialen Region kommen[16].

1.3.2 Artefakte in dreidimensionalen Röntgenbildern

In dreidimensionalen radiologischen Aufnahmen werden in der Literatur Artefakte unterschiedlicher Art beschrieben[4, 56, 57, 113]. Generell können die Artefakte, die in CT- und DVT-Aufnahmen entstehen, in Streifenartefakte, Aufhärtungsartefakte, Partialvolumenartefakte, Ringartefakte und Distorsionsartefakte unterteilt werden[113]. Die Ursachen der Artefakte können, ähnlich der Artefakte in zweidimensionalen Röntgenbildern, physikalisch bedingt, Patienten bezogen und Scanner bezogen sein.

1.3.2.1 Aufhärtungsartefakte

Die von einer Röntgenröhre ausgehende Strahlung besitzt keine einheitliche Energie, sondern folgt einer spektralen Verteilung[32]. Wenn ein durchstrahltes Medium weniger energiereiche Strahlen stärker abschwächt als energiereiche Strahlen, entsteht ein heterogenes radiologisches Abbild, was sich im Auftreten dunkler Bänder am Übergang von röntgendichten zu weniger röntgendichten Strukturen manifestiert[35, 85, 103]. Aufhärtungsartefakte entstehen mit zunehmender Länge des Absorptionsweges durch eine spektrale Verteilung der Bremsstrahlung (vgl. Abb.8). Daraus resultiert bei Abbildung eines runden, homogenen Objektes eine Absenkung der Dichte im Zentrum des Objektes.

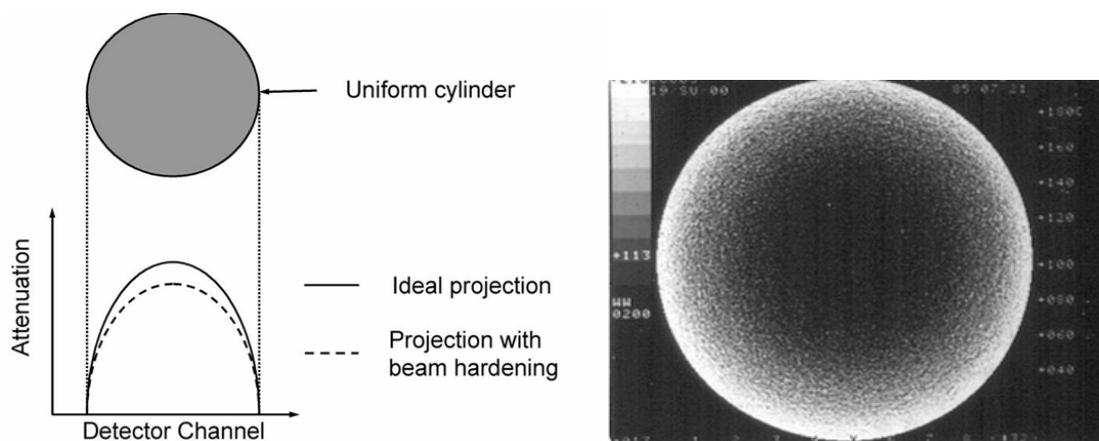


Abbildung 8 Entstehung von Aufhärtungsartefakten

Aufhärtungsartefakte können in der dreidimensionalen dentalen Radiologie bspw. zwischen zwei direkt nebeneinander inserierten Titanimplantaten beobachtet werden (siehe Abb. 9) und stellen die bedeutsamsten Artefakte in dreidimensionalen Radiologie dar[20, 113, 114].

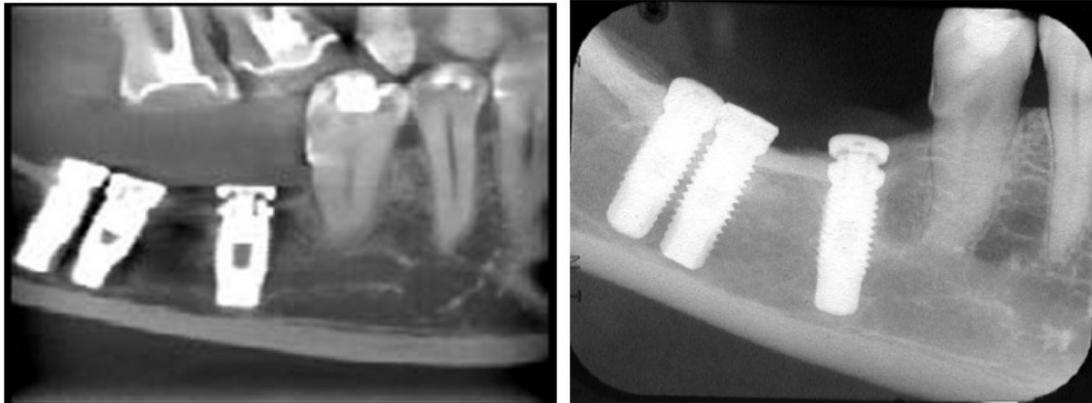


Abbildung 9 Aufhartungsartefaktes im CBCT im Vergleich zum Zahnfilm

Bei der computergestützten Bildberechnung findet in der Regel eine Korrektur statt, sodass Aufhärtungsartefakte nicht mehr als 20 HU betragen[117](vgl. Abb. 10).

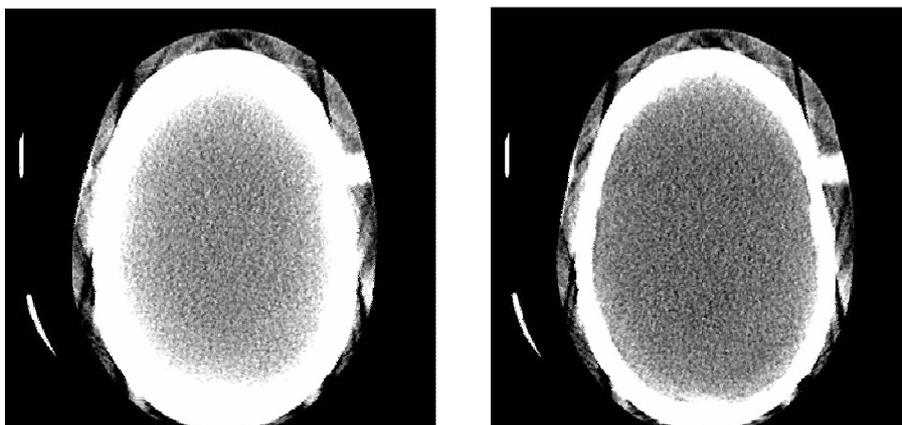


Abbildung 10 Softwarekorrektur von Aufhartungsartefakten (links vorher, rechts nachher)

1.3.2.2 Partialvolumenartefakt

Von Partialvolumeneffekten spricht man dann, wenn Organstrukturen von unterschiedlicher Dichte nur teilweise von einer Schichtebene erfasst werden und so der vom Computer ermittelte mittlere Dichtewert einer Struktur nicht mit dem realen Dichtewert übereinstimmt[12]. Wegen der wesentlich größeren Ausdehnung der Bildpunkte in axialer Richtung (5-10 mm) im Vergleich zur lateralen Ausdehnung (<1 mm) wird das Partialvolumenartefakt vorwiegend durch die Schichtdicke verursacht und kann dementsprechend durch eine Verkleinerung der Schichtdicke reduziert oder vermieden werden[35]. Zur Reduktion der Partialvolumenartefakte wurden in der Vergangenheit unterschiedliche mathematische Algorithmen entwickelt[151].

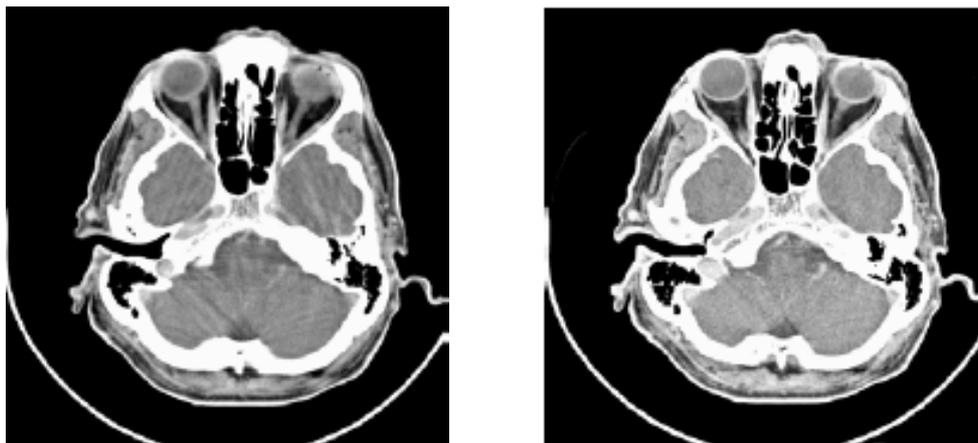


Abbildung 11 Darstellung von Partialvolumenartefakten (links) im Schädel-CT und anschließender Softwarekorrektur (rechts)

1.3.2.3 Spiralartefakte (Windmühlenartefakte)

Spiralartefakte entstehen in Abhängigkeit zum Projektionswinkel zwischen aufeinander folgenden Detektorreihen und korrelieren mit der Zu- und Abnahme der Winkelgröße[59]. Bei zu großem Projektionswinkel schneiden mehrere Detektorreihen die Projektionsebene. Dies führt zu Inkonsistenzen im akquirierten Datensatz und tritt besonders bei anatomischen Strukturen auf, die eine plötzliche Änderung der Form oder der Tiefe in z-Richtung aufweisen[31, 64,

144]. Windmühlartefakte können auch Hardware bedingt durch fehlerhafte oder unkalibrierte Detektorelemente entstehen[148]. Zur Reduktion von Spiralartefakten, die in dreidimensionalen bildgebenden Verfahren vermehrt auftreten, sind bereits mathematische Filteralgorithmen entwickelt worden[64].

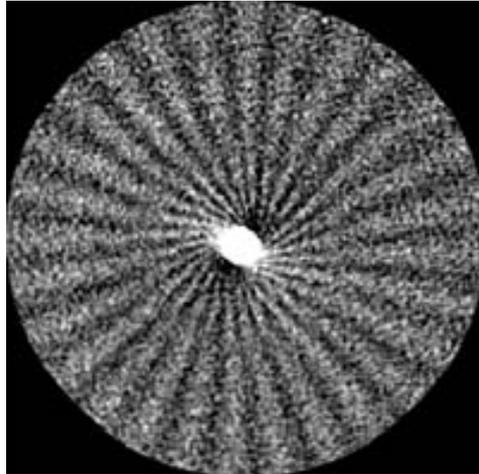


Abbildung 12 Darstellung eines Windmühlartefaktes

1.3.2.4 Metallartefakte

Ein großes Problem bei der Beurteilung von sowohl CT-, als auch DVT-Aufnahmen stellen Metallartefakte dar[21, 45, 90, 95, 97, 106, 113], die sich meist in Form von Streifen äußern und durch strahlungsschwächende Objekte im Field of View entstehen (vgl. Abb. 13)[114, 140]. Metalle in Form von dentalen Restaurationen wie Amalgamfüllungen, Goldinlays, Kronen und Brücken, festsitzende kieferorthopädische Apparaturen (aus Edelstahllegierungen)[45, 106], aber auch einer immer bedeutender werdende Anzahl an Implantaten mit entsprechenden Implantataufbauten[114] absorbieren die hochenergetische Röntgenstrahlung stärker als das umliegende Gewebe und führen dadurch zu einer Aufhärtung des Röntgenspektrums. In konventionellen CT-Bildern durchqueren die Streifenartefakte das Objekt in Richtung der Gantry und nur im Bereich des strahlenabsorbierenden Objektes. In CB-Bildern erscheinen

Streifenartefakte hingegen in alle Richtungen, ausgehend vom metallischen Objekt. Dies wird bedingt durch die kegelförmige Ausrichtung der Strahlen.

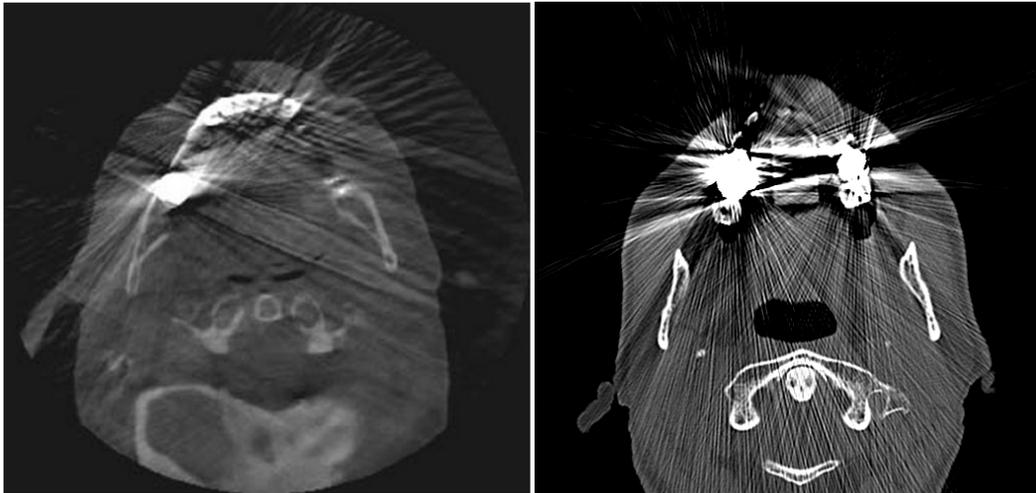


Abbildung 13 Streifenartefakt im DVT-Schnittbild (links) und CT-Schnittbild (rechts)

Derartige Artefakte lassen sich jedoch nicht nur im Bereich der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde feststellen. Auch Hüft[79]- und Knie-TEPs (Totalendoprothesen), die früher aus einem hochlegierten Edelstahl und heute aus Titan gefertigt werden, sowie Gefäßclips aus Metall und Coil-Material lassen im CT radiologische Artefakte entstehen. Mittlerweile werden in der Literatur mehrere Techniken zur Reduktion von Metallartefakten in dreidimensionalen Röntgenbildern beschrieben[24, 68, 101]. Zum einen können die entstehenden Artefakte durch die Anwendung spezieller Rekonstruktionsalgorithmen eliminiert werden[2, 67, 96, 140, 142, 148, 149], zum anderen kann eine Anpassung der Scan-Technik, z.B. durch die Neigung der Aufnahmeeinheit des CT-Gerätes, Abhilfe schaffen[40, 87].

1.3.2.5 Bewegungsartefakte

Neben den physikalisch bedingten Artefakten können patientenbezogene Artefakte in dreidimensionalen Röntgenvolumen auftreten, von denen Bewegungsartefakte die größte Rolle spielen. Beabsichtigte und unbeabsichtigte Bewegungen während des Scanvorgangs können Streifenartefakte im rekonstruierten Volumen verursachen[70, 80, 147] (vgl. Abb. 14). So führen geringe Bewegungen lediglich zu einer Verwischung des Bildes, wohingegen umfangreichere Positionsänderungen während des Scans zu Doppelbildern führen. Zu den unbeabsichtigten Bewegungsartefakten zählen insbesondere Atmungsartefakte und Artefakte verursacht durch die Herztätigkeit, die verstärkt bei CB-Scannern mit einer verlängerten Scanzeit auftreten[98, 123]. Bewegungsartefakte können durch eine Verkürzung der Scanzeit, Fixierapparaturen für den Patienten und eine nachträgliche Softwarekorrektur reduziert oder sogar vollständig eliminiert werden[17, 36, 80, 99, 133].



Abbildung 14 Darstellung eines Doppelbildes im DVT durch Objektbewegung

1.4 Übertragung der Ermittlung der Bildqualität in die Praxis

Ein wichtiges Thema bezüglich der Bestimmung und Beurteilung der Qualität eines Röntgenbildes ist der Transfer von den rein wissenschaftlichen Untersuchungsmethoden in die Realität der täglichen Praxis und die Untersuchungsroutine. Die Fragestellung, die sich aufwirft ist, inwieweit die rein wissenschaftlich-technischen Ansätze zur Bestimmung der Bildqualität möglichst realitätsgetreu in die Praxis übertragen werden können? Bei der Untersuchung der Bildqualität bedient man sich nahezu ausschließlich technischer Ansätze. Im Rahmen zahlreicher Studien wurde bereits in der Vergangenheit versucht, die technischen Parameter der Bildqualitätsbestimmung so realitätsgetreu wie möglich auf die anatomische Situation des Menschen zu übertragen[19, 72, 91, 100, 146]. Dazu wurden diverse Phantome entwickelt, die sowohl plastischer Natur waren und der Aufnahme unterschiedlicher Messinstrumente dienten, als auch als virtuelles Phantom am Computer entwickelt wurden. Die virtuellen Phantome sind in der Regel mathematische Phantome und funktionieren weitestgehend als „Datenfilter“.

In der Vergangenheit wurden unterschiedliche radiologische Phantome zur Qualitätsbestimmung von Röntgenaufnahmen – nicht nur in Bezug auf den Kopf-Hals-Bereich – mit dem Ziel entwickelt, die natürlichen Gewebe wie Knochensubstanz und Weichgewebe sowohl reell, als auch in der Röntgenaufnahme möglichst detailgetreu zu imitieren.

Mit Hilfe radiologischer Phantome ist es möglich, Untersuchungen hinsichtlich der Dosimetrie und damit zur stetigen Verbesserung bzw. Weiterentwicklung von Röntgenstrahlern und Röntgendetektoren in spezieller Hinsicht auf die in den §2a-2c der Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahler[28] geforderten Dosisbegrenzung und der Vermeidung unnötiger Strahlenexposition am Patienten durchzuführen[116].

Die Materialeigenschaften dieser Phantome sollten in ihren Eigenschaften so realitätsnah wie möglich sein und den menschlichen Geweben entsprechen.

Nachfolgend werden einige wichtige Phantome zur Durchführung radiologischer Untersuchungen näher beschrieben.

1.4.1 Bestehende radiologische Phantome und deren Einsatzgebiet

Alderson-RANDO-Phantom

Das Alderson-Rando-Phantom (Fa. Radiology Support Devices Inc., Long Beach, California, USA) besteht aus natürlichen menschlichen Knochen und einer Weichteilmaske aus Isocyanatmasse, die in ihrer Dichte auf natürliche menschliche Gewebe abgestimmt ist (Gummi, Dichte: $0,985\text{g/cm}^3$). Es wurde bereits vor mehr als 30 Jahren in den USA entwickelt[119] und erfährt seit dieser Zeit, hauptsächlich bezüglich der Optimierung der Proportionen und der Zusammensetzung der Weichteilmaske, eine stetige Weiterentwicklung (Alderson Radiation Therapy Phantom, ART). Durch das Zusammenspiel von natürlichen menschlichen Knochen und weichteiläquivalenten Umgebungsmaterialien (Organe, Bindegewebe, Nerven usw.) lassen sich Röntgenbilder erstellen, die denjenigen eines Menschen sehr nahekommen. Aus diesem Grund spricht man beim Alderson-Rando-Phantom auch von einem antropomorphem Phantom.

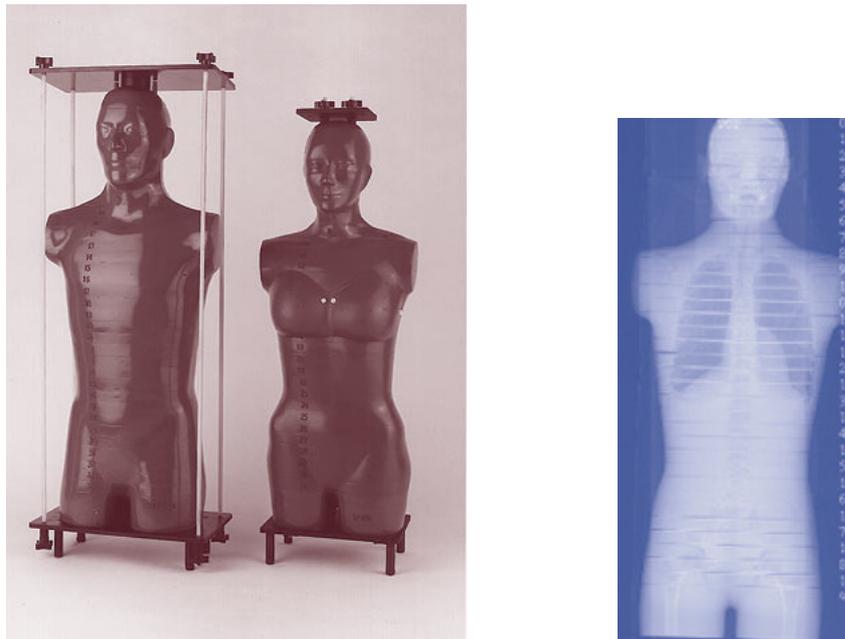


Abbildung 15 Alderson-Rando Phantom mit CT-Aufnahme

Beim Alderson-Rando-Phantom sind die Mundhöhle und die pneumatisierten Hohlräume des Schädels größtenteils mit Phantommaterial gefüllt[119]. Das Phantom besteht aus einem Kopf und einem Rumpf, die Extremitäten fehlen (vgl. Abb. 15). Zur Verfügung stehen eine männliche und eine weibliche Variante. Die männliche Version würde bei vorhandenen Extremitäten 175 cm lang und 73,5 kg schwer sein. Das weibliche Phantom wäre 155 cm lang und 50 kg schwer.

Das Alderson-Rando-Phantom ist der Länge nach in 25 mm dicken Segmente mit Bohrlöchern, die in einem Raster von 15 mm x 15 mm angeordnet sind, unterteilt. Die Löcher können mit Thermolumineszenzdosimeter bestückt werden. Bei Phantom für TL-Stäbchen sind die Bohrlöcher mit dünnen Plexiglas-Einsätzen ausgekleidet. Die Lochraster können vorbereitet werden für zylindrische TL-Stäbchen (1 mm \varnothing x 6 mm), quadratische TL-Stäbchen (1 mm x 1 mm x 6 mm) oder zylindrische TL-Plättchen (4,5 mm \varnothing x 0,8 mm).

Visser-Phantom

Das Visser-Phantom (entwickelt und produziert durch H. Visser im Zentrum für Zahn-, Mund-, und Kieferheilkunde der Georg-August-Universität Göttingen) ist ein anthropomorphes Phantom von Kopf und Hals, das aus gewebsäquivalenten Phantommaterialien besteht (Abb. 16) und vorwiegend zur Durchführung von Dosiemetrieuntersuchungen konzipiert und produziert wurde[33, 122]. Grundlage für das Phantom bilden 48 parallel-transversale Magnetresonanzschnittbilder, die den Bereich von der Schädelkalotte bis zum ersten Brustwirbel abdecken. Die knöcherne Spongiosa besteht aus geschmolzenem Polyethylen und Kalziumhydroxylapatit. Die knöcherne Kompakta und die Zähne sind aus einer Mischung von Silikon mit Kalziumhydroxylapatit und Kalziumkarbonat[138] aufgebaut. Das Phantom enthält alle wesentlichen anatomischen Strukturen der Kopf-Hals-Region (Weichgewebe, Nasengänge, pneumatisierte Nasennebenhöhlen, Ösophagus, Trachea, Knochen, Zähne, ZNS, Augen, Speicheldrüsen und Schildknorpel). Der Mund stellt sich als leicht geöffnet dar, sodass auch intraorale Röntgentechniken untersucht werden können[136]. Das Visser-Phantom kann mit diversen Dosimetern, u. a. auch Thermolumineszenzdosimetern, bestückt werden.

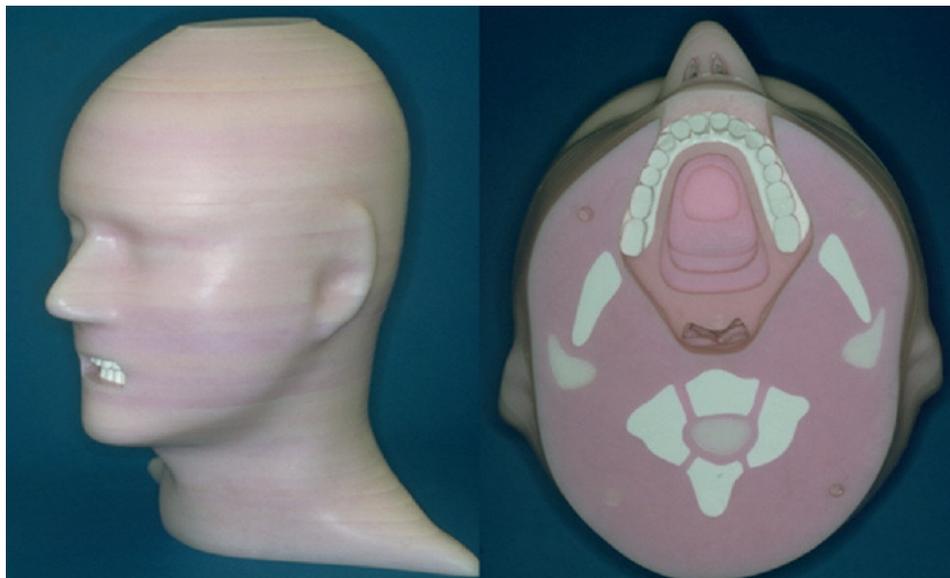


Abbildung 16 Visser-Phantom

SEDENTEXCT IQ – Dental CBCT®

Das SEDENTEXCT IQ – Dental CBCT® Phantom (Fa. Leeds Test Objects Ltd., Bouroughbridge, UK) ist ein zylindrisches, an die Größe des menschlichen Kopfes angepasstes, Phantom, das aus Polymethylmethacrylat (PMMA) besteht und speziell für Untersuchungen an Cone Beam-Systemen entwickelt wurde. Es weist einen Durchmesser von 160 mm und eine Höhe von 177 mm auf. Das Phantom ist so aufgebaut, dass bis zu sieben unterschiedliche Prüfkörper zur Untersuchung der Bildqualität eingebracht und miteinander verglichen werden können. Einsatz findet das Phantom unter anderem zur Untersuchung dreidimensionaler Auflösungsvermögen, Kontrastaufösungen, Pixelintensitäten und von Aufhärtingsartefakten.



Abbildung 17 Sedentex IQ – Dental CBCT® Phantom

Neben dem genannten Phantom werden von der Firma Leeds Test Objects Ltd. die radiologischen Phantome SEDENTEXCT IQ - Mini und das SEDENTEXCT DI hergestellt.

CIRS ATOM®max Dental & Diagnostic Head Phantom

Das ATOM®max Dental & Diagnostic Head Phantom (Fa. CIRS, Norfolk, Virginia, USA) ist in seiner Form und Struktur ein äußerst realistisches maxillofaziales Phantom eines männlichen Kopfes, das aus einem Hart- und

Weichgewebe simulierenden Kunststoff aufgebaut ist (Abb. 18). Das Phantom enthält eine detaillierte dreidimensional-anthropomorphe Abbildung der menschlichen Anatomie, einschließlich des Gehirns, der knöchernen Schädelanteile, des Larynx, der Trachea, der Nasennebenhöhlen und der Zähne. Die Zähne können radiologisch in Schmelz und Dentin differenziert werden und es sind Wurzelkanäle vorhanden. Die Nasennebenhöhlen sind pneumatisiert und untereinander verbunden. Die bei der Produktion zur Anwendung gekommenen Werkstoffe wurden in ihrer Röntgenopazität humanen Geweben angepasst. Das Phantom dient der Schulung von radiologischem Fachpersonal hinsichtlich der Verbesserung von DVT-, CT- und OPG-Aufnahmen und kann zudem bei der Verbesserung von Systemeinstellungen an Röntgeneinrichtungen zur Optimierung der Bildergebnisse eingesetzt werden.



Abbildung 18 ATOM®max Dental & Diagnostic Head Phantom(links), DVT-Aufnahme (mitte) und sagittale Ansicht (rechts)

Die Abmessung beträgt 22,86 cm x 22,86 cm x 29,21 cm und stellt sich somit als dimensionsgetreu in Bezug auf einen männlichen Kopf dar.

3D Anthropomorphic Skull Phantom

Das 3D Anthropomorphic Skull Phantom (Fa. CIRS, Norfolk, Virginia, USA) besteht aus einem anthropomorphen Schädel, der aus einem Epoxidharz hergestellt wird (Abb. 19). Das umgebende Weichgewebe wird mittels weichbleibendem Polymer imitiert. Zum Schutz vor äußeren Einflüssen ist das gesamte Phantom von einem Kunststoffmantel umgeben. Das 3D Anthropomorphic Skull Phantom dient der Kalibrierung von radiologisch

geführten Operationssystemen, bspw. des „Gamma-Knife“, und kann für CT-, DVT- und MRT-Systeme verwendet werden.

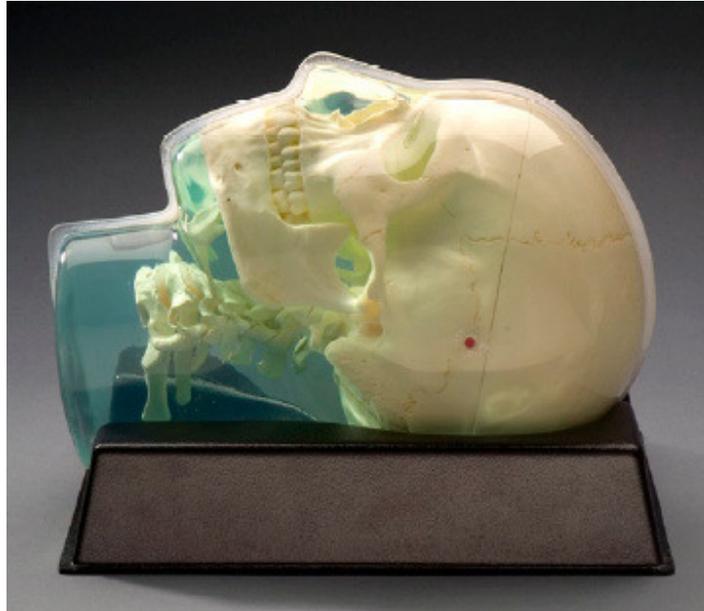


Abbildung 19 3D Anthropomorphic Skull Phantom

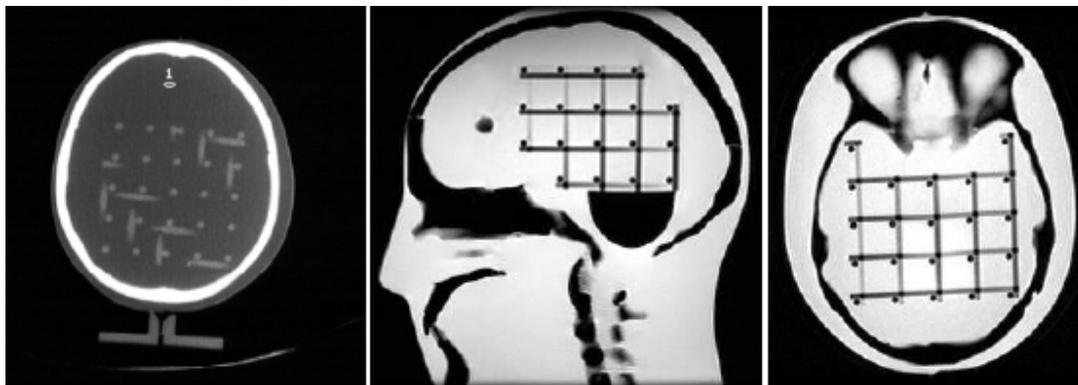


Abbildung 20 Radiologische Darstellung des 3D Anthropomorphic Skull Phantoms

European Spine Phantom

Ein weiteres Phantom ist das European Spine Phantom (ESP, Fa. QRM GmbH, Moehrendorf, Deutschland). Es wurde zur universellen, standardisierten Messung der Knochendichte entwickelt und stellt seit mehr als einem Jahrzehnt den Standard in der Qualitätskontrolle bezüglich Genauigkeit und

Reproduzierbarkeit in der BMD (bone mineral densitometry) dar[53, 54]. Das ESP besteht aus drei halb-antropomorphen Lendenwirbeln, hergestellt aus Hydroxylapatit mit unterschiedlicher Konzentration (Abb. 20). Durch die Varianz der Konzentration des Hydroxylapatites in den Wirbel können Knochen unterschiedlichen Alters imitiert werden. Umgeben sind die Wirbel von einem weichgewebsäquivalenten Kunststoff[65]. Das Phantom hat die Dimension 260 mm x 180 mm und wiegt 4300 g.

Mit Hilfe des ESP ist es möglich, den knöchernen Mineralgehalt in g, die ortsbezogene Dichte in g/cm^2 und die Dicke der kortikalen Anteile in g/cm^3 zu bestimmen (Abb. 21/ Tab. 2).

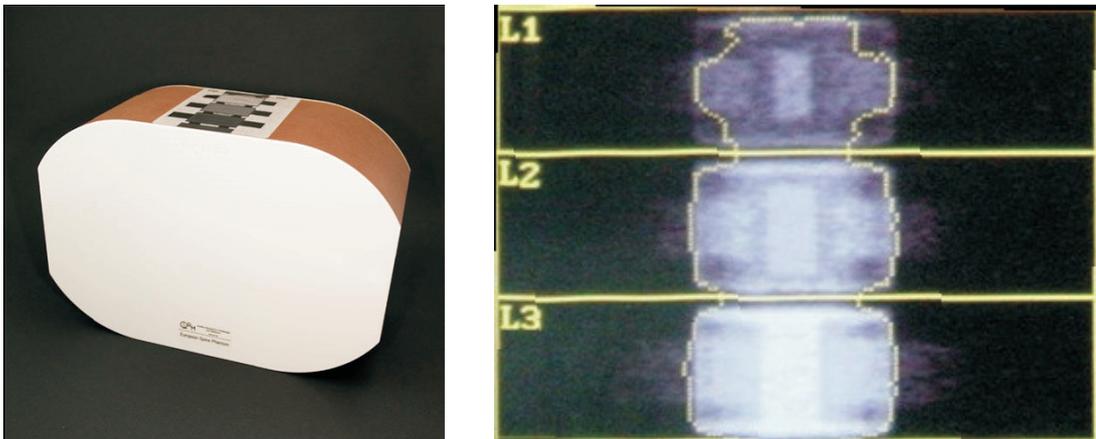


Abbildung 21 European Spine Phantom und CT-Aufnahme des L1

Tabelle 2 HU der drei Wirbel des ESP

L1	Spongiosa	50 HU (mg/cm^3)
	Kortikalis	800 HU (mg/cm^3)
L2	Spongiosa	100 HU (mg/cm^3)
	Kortikalis	800 HU (mg/cm^3)
L3	Spongiosa	200 HU (mg/cm^3)
	Kortikalis	800 HU (mg/cm^3)

3D Spine Phantom

Das 3D Spine Phantom (Fa. CIRS, Norfolk, Virginia, USA) besteht, ähnlich dem European Spine Phantom, aus Wirbelkörpern und einer umgebenden Matrix. Im Gegensatz zum ESP sind in diesem Phantom fünf anthropomorphe Wirbelkörper, die aus Kortikalis und Spongiosa aufgebaut sind, am Boden einer Plexiglas-Trommel befestigt. Die Wirbelkörper bestehen aus Epoxidharz, die Trommel aus Polymethylmethacrylat. Durch eine Öffnung in der Seitenwand kann das Phantom mit unterschiedlichen Flüssigkeitsmedien (destilliertes Wasser, Alkohol, mineralisches Öl, etc.) gefüllt werden (Abb. 22).

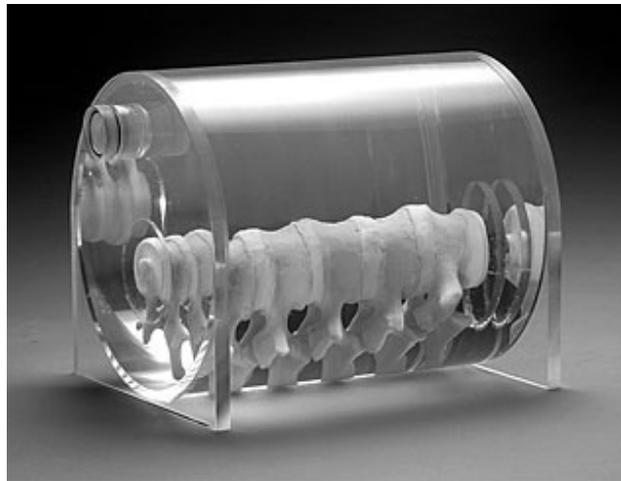


Abbildung 22 3D Spine Phantom

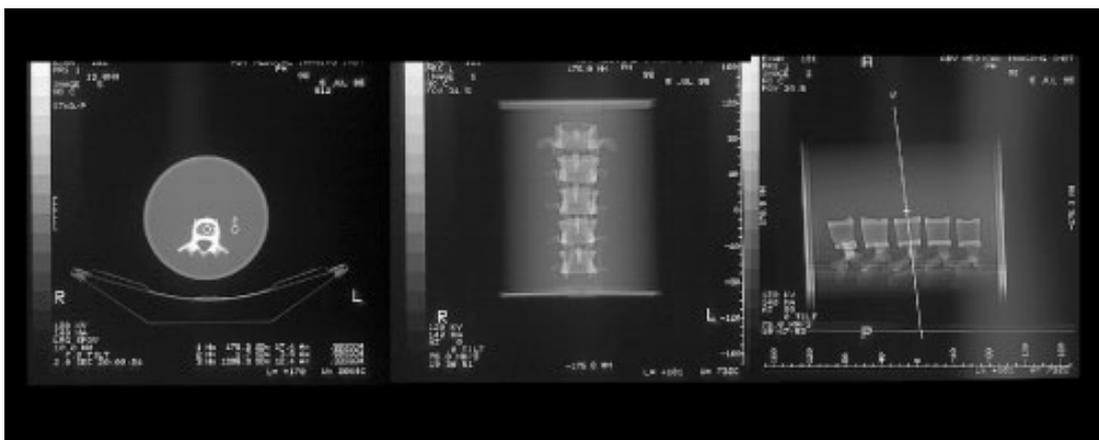


Abbildung 23 CT-Aufnahme des 3D Spine Phantoms

Tabelle 3 Knochendichte der fünf Wirbelkörper des 3D Spine Phantom

WK 1	Spongiosa	50 HU (mg/cm ³)
	Kortikalis	1200 HU (mg/cm ³)
WK 2	Spongiosa	100 HU (mg/cm ³)
	Kortikalis	1200 HU (mg/cm ³)
WK 3	Spongiosa	150 HU (mg/cm ³)
	Kortikalis	1200 HU (mg/cm ³)
WK 4	Spongiosa	200 HU (mg/cm ³)
	Kortikalis	1200 HU (mg/cm ³)
WK 5	Spongiosa	250 HU (mg/cm ³)
	Kortikalis	1200 HU (mg/cm ³)

Das 3D Spine Phantom ist 21 cm hoch, 20,2 cm breit und 23,6 cm lang und kann, ähnlich des ESP, für Knochendichtemessungen im Rahmen von Vergleichstudien herangezogen werden.

European Forearm Phantom

Das European Forearm Phantom (EFP, Fa. QRM GmbH, Moehrendorf, Deutschland) stellt ein Modell der Unterarmsituation dar. Es besteht aus den gleichen Bestandteilen wie das zuvor beschriebene European Spine Phantom und wurde ebenfalls zur radiologischen Dichtemessung entwickelt. Dadurch, dass die beiden Phantome (ESP und EFP) aus den gleichen Materialien aufgebaut sind, können die Ergebnisse der Dichtebestimmungen nicht nur direkt miteinander verglichen werden, sondern es kann auch ein Vergleich der Messungen zwischen axialen und peripheren Knochen stattfinden[104].

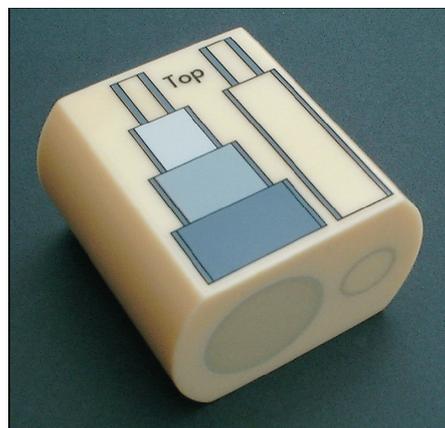


Abbildung 24 European Forearm Phantom

Zylindrisches Wasserphantom

Siewerdsen und Jaffray untersuchten im Jahr 1999 Artefakte im Cone Beam-CT mit Hilfe eines Wasserphantoms, das einen Teststab mit unterschiedlicher Dimension und Materialzusammensetzung enthielt[121]. Die Untersuchungen wurden an flat-panel-CBCT durchgeführt[121].

1.5 Praxisbezogenen Problematik / Stand der Technik

Metallartefakte stellen in der digitalen Volumentomographie, neben Streuungs- und Rauschartefakten, die mit am häufigsten auftretenden Artefakte dar[114]. Die Beurteilung der Qualität knöcherner Areale und eine enge Lagebeziehung zu entscheidenden anatomischen Strukturen (z. B. der Nervus alveolaris inferior) im Rahmen der präimplantologischen Diagnostik kann durch das Auftreten derartiger Artefakte deutlich negativ beeinflusst werden. Der Grund dafür sind in unmittelbarer Nähe zum geplanten Implantationsareal vorhandene metallische Füllungen, bereits bestehende dentale Implantate aus metallischen Werkstoffen, festsitzende prothetische Restaurationen, die aus metallischen Werkstoffen bestehen, oder metallische Wurzelkanalstifte.

Da sich die auftretenden Artefakte physikalisch nicht reduzieren lassen, ist bereits in der Vergangenheit versucht worden, metallische Artefakte durch eine Modifizierung der Projektionsdaten mit Hilfe der Anwendung unterschiedlicher mathematischer Algorithmen zu reduzieren und dadurch die Verwertbarkeit von DVT-Aufnahmen im Rahmen der präimplantologischen Diagnostik zu verbessern[82, 114, 120, 121, 140, 148].

Zur erweiterten objektiven Untersuchung und Entwicklung spezieller, weiterführender Filteralgorithmen sind radiologische Phantome notwendig. Um unterschiedliche metallische Werkstoffe bzw. diverse festsitzende Zahnersatzkonstruktion hinsichtlich der Ausbildung von Metallartefakten untersuchen zu können, ist es notwendig, mit Hilfe z. B. einer Schnittstelle Kiefermodelle mit unterschiedlichen Zahnersatzsituationen in ein Phantom einbringen zu können.

Keines der bisher in der medizinischen Forschung und Wissenschaft entwickelten und im vorangegangenen Kapitel beschriebenen Phantome lässt sich für die breit gefächerte und reproduzierbare Evaluierung von Metallartefakten an natürlichen menschlichen Zähnen nutzen.

Prinzipiell wäre es möglich, nur Kiefermodelle mit integrierten metallischen Restaurationen oder dentalen Implantaten zu scannen. Dabei stellt sich jedoch der fehlende anatomische Bezug zu natürlicher Gegebenheit als limitierend dar, da sowohl der knöcherne Schädel, als auch die Wirbelsäule als röntgenstrahlenbeeinflussende Strukturen fehlen. Erst durch die das Modell umgebenden weich- und hartgewebigen Anteile im Sinne eines Phantomkopfes kann eine realitätsgetreue Auswertung von im DVT entstehenden Artefakten erfolgen, ohne natürliche menschliche Gewebe einer unnötigen Strahlenexposition auszusetzen.

1.6 Zielsetzung

Die Zielsetzung der vorliegenden Arbeit ist es, ein anthropomorphes Phantom in Form eines menschlichen Kopfes zu erstellen, mit Hilfe dessen radiologische Artefakte, die bei röntgenologischen Aufnahmen unterschiedlicher metallischer Materialien entstehen, an natürlichen menschlichen Zähnen in einem neuartigen röntgenologischen Gerät, basierend auf der CB-Technologie, evaluiert werden können. Die Knochendichte des Schädels sollte dem natürlichen Knochen der maxillomandibulären Region entsprechen und die Darstellung des umgebenden Weichgewebes sollte mit der radiologischen Abbildung natürlicher Weichgewebe nahezu übereinstimmen. Die dentale Situation sollte mit Hilfe einer speziellen Schnittstelle austauschbar gestaltet werden.

2 Material und Methode

Zur Herstellung eines Phantomkopfes wurden zunächst geeignete Materialien zur Simulation des Knochens ausgewählt, von denen anschließend Probekörper angefertigt wurden. An diesen wurden im weiteren Verlauf Dichtemessungen in einem Multislice-CT, Festigkeitsmessungen an einer Materialprüfmaschine und eine Knochendichteäquivalenzmessung im DVT durchgeführt. Im Anschluss an die Herstellung von Probekörpern folgt die Produktion des Phantomschädels im Rapid Prototyping-Verfahren. Daran anschließend wurde eine Weichteilmaske aus Silikon zur Imitation der natürlichen schädelumgebenden Weichgewebes entwickelt. Der letzte praktische Arbeitsschritt bestand in der Herstellung von Kiefermodellen, in die natürliche menschliche Zähne integriert sein sollten.

Übersicht der Arbeitsschritte:

- 1** Materialauswahl
- 2** Schädelbau
- 3** Herstellung der Weichteilmaske
- 4** Herstellung von Kiefermodellen

2.1 Herstellung des Phantomschädels

2.1.1 Materialauswahl

Eine entscheidende Bedeutung im Rahmen des Schädelbaus kam der Auswahl eines geeigneten Materials zu. Der Werkstoff sollte sowohl in seinen physiologischen, als auch radiologischen Eigenschaften möglichst exakt der natürlichen knöchernen Hartschubstanz entsprechen.

2.1.2 Herstellung von Probekörpern

Zur Evaluierung einer physiologischen radiologischen Knochendichte wurden in einem ersten Schritt Probekörper hergestellt.

Um die röntgenologische Dichte, gemessen in Hounsfield Units (HU), der natürlichen Knochendichte möglichst exakt anpassen zu können, wurde den standardisierten Rapid Prototyping-Materialien das Kontrastmittel Bariumsulfat in unterschiedlichen Konzentrationen zugeführt.

Die Hauptbestandteile der Probekörper waren das standardisierte Z Corporation-Druckerpulver Z102 (Fa. Z Corporation, Burlington, MA, USA), der Binderflüssigkeit ZB56 (Fa. Z Corporation, Burlington, MA, USA) und Bariumsulfat (BaSO_4) in Pulverform. Die ausgewählten Substanzen kamen bereits zuvor in mehreren medizinisch-technischen Untersuchungen zur Anwendung[130] und können im Rapid Prototyping-Verfahren verarbeitet werden. Als radiologisches Kontrastmittel sollte BaSO_4 eingesetzt werden.

Bariumsulfat, auch Schwerspat genannt, ist das in Wasser schwer- bis unlösliche Sulfatsalz des Erdalkali-Metalls Barium, das in der Natur als Baryt vorkommt (Abb. 25). Auf Grund seiner sehr hohen Elektronendichte und einer hohen absoluten Dichte von $4,5 \text{ g/cm}^{-3}$ kommt Bariumsulfat in der Medizin als Röntgenkontrastmittel zum Einsatz. Es wird dem Patienten in milchigen Suspensionen verabreicht, um vorwiegend den Verdauungstrakt röntgenologisch sichtbar zu machen, und stellt sich als weißes bis gelbliches Pulver dar.

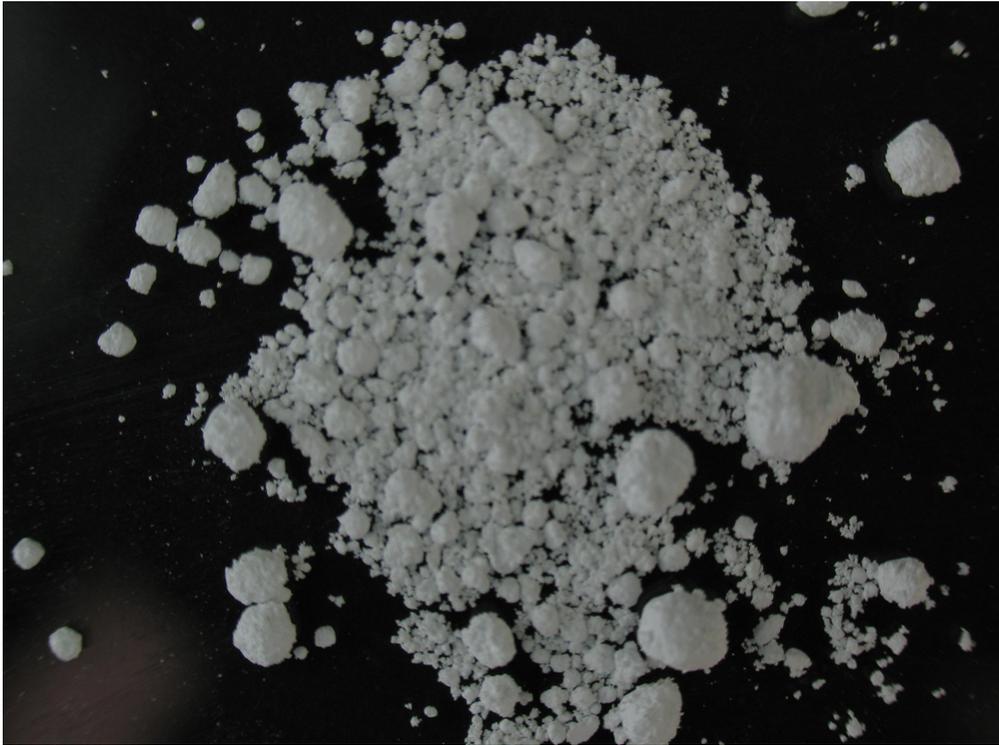


Abbildung 25 Darstellung des in dieser Arbeit verwendeten pulverförmigen Bariumsulfates

2.1.2.1 Manuelle Herstellung der Probekörper

In einem ersten Schritt wurden Probekörper hergestellt, um eine mögliche Änderung des Abbindeverhaltens des Druckerpulvers und des Binders nach Zugabe aufsteigender Mengen des Bariumsulfates und eine daraus resultierende Änderung der Festigkeit zu testen. Sowohl das Z102, als auch das Bariumsulfat lagen in Pulverform vor. Die Werkstoffe Z102 und BaSO_4 wurden zunächst von Hand in den Konzentrationen 1%, 5%, 7,5%, 10%, 12,5% und 15% BaSO_4 im Druckerpulveranteil vermischt (vgl. Tabelle 4). Nach Zugabe des Binders und einer anschließenden, ebenfalls manuellen Vermischung zu einer Suspension wurde das Gemisch zur Aushärtung in eine Silikonform gegossen. Die Form wies kreisrunde Aussparungen auf, sodass Probekörper mit einer zylindrischen Grundform entstanden. Die Höhe dieser Probekörper beträgt ca. 30 mm, der Durchmesser ca. 12 mm. Der Körper wurde massiv konstruiert.



Abbildung 26 Manuell angemischter Probekörper, bestehend aus Z102, ZB 56 und BaSO_4

Nach einer Abbindezeit von ca. 60 min. konnte keine Veränderung im Abbindeverhalten des Druckerpulver-Binder-Gemisches bei den unterschiedlichen Konzentrationen des BaSO₄ festgestellt werden.



Abbildung 27 Serie manuell hergestellter Probekörper

Tabelle 4 BaSO₄ – Konzentrationen der manuell angefertigten Probekörper

Kennzeichnung	Konzentration	Zcorp [g]	BaSo4 [g]
I	1%	5,94	0,06
II	5%	5,7	0,3
7,5	7,50%	5,55	0,45
X	10%	5,4	0,6
12	12,50%	5,25	0,75
15	15%	5,1	0,9

2.1.2.2 Herstellung der Probekörper im RP-Verfahren

Nach erfolgreicher manueller Herstellung sollten in einem weiterführenden Schritt Probekörper der gleichen Dimension im Rapid Prototyping-Verfahren produziert werden, um den Bezug zur Schädelentwicklung herzustellen.

Das Z102-Pulver wurde mit dem BaSO₄-Pulver in der Konzentration von 15% Bariumsulfat im Druckerpulveranteil zusammengeführt und manuell vermischt. Nach Bestückung der Pulvorratskammer des Rapid Prototyping-Druckers und

Glättung der Oberfläche des Pulvervorrates musste zunächst ein inhomogenes Pulvergemenge festgestellt werden. Das sehr feinkörnige BaSO_4 -Pulver hat sich auf Grund von Kohäsionskräften zwischen den einzelnen Pulvermolekülen zu etwa Stecknadelkopf großen Kugeln zusammengelagert. Ein Druck der Probekörper war unter diesen Umständen nicht möglich.



Abbildung 28 Darstellung des inhomogenen Pulvergemenges von Z102 und BaSO_4

Als mögliche Ursache der Inhomogenität nach manueller Durchmischung des Z102-Pulvers und des Bariumsulfates wurde zunächst eine zu hohe Restfeuchtigkeit im BaSO_4 -Pulver angenommen. Das Bariumsulfat wurde daraufhin über mehrere Tage bei konstant eingehaltenen 80°C in einem Trockenofen der Firma Memmert (Memmert GmbH u. Co. KG, Schwabach, Deutschland) getrocknet, wodurch die Restfeuchtigkeit des Pulvers auf ein Minimum reduziert wurde.

Nach erneuter manueller Vermischung des BaSO_4 -Pulvers mit dem Z102-Pulver und anschließender Befüllung der Pulvervorratskammer des Druckers musste festgestellt werden, dass es erneut zu einer Aggregation der BaSO_4 -Anteile gekommen war.

In einem dritten Anlauf wurde das Pulvergemisch mit Hilfe eines Überkopfmischers durchmischt (vgl. Abb. 29). Dazu wurden die Pulveranteile, bestehend aus dem Druckerpulver Z102 und dem unbehandelten BaSO₄-Pulver, zusammen mit Mahlkugeln in einem automatisierten Prozess vermengt. Die Kugeln bestanden aus einem keramischen Werkstoff und wiesen, zwecks Verbesserung des Mahlergebnisses, eine raue, strukturierte Oberfläche auf. Zusammen mit den Mahlkugeln wurde das Pulvergemisch in eine dicht verschließbare Trommel gegeben und für 30 min. durchmischt.



Abbildung 29 Darstellung eines Überkopfmischers

Auf Grund der sehr geringen Korngrößen beider Pulver und der rauen Oberfläche der Keramikugeln lagerte sich das Material während der Durchmischung zum größten Teil fest an die Kugeloberfläche an, was zur Folge hatte, dass die Mahlkugeln und das Pulver nach Abschluss des Durchmischungsvorgangs wieder voneinander getrennt werden mussten. Dies geschah mit Hilfe eines industriellen Rüttelsiebes, an das, zu Verbesserung der Effizienz, ein Ultraschallfinger angebracht wurde (vgl. Abb. 30).



Abbildung 30 Rüttelsieb mit Ultraschallfinger UIS 250L

Durch die Verwendung des Überkopfmischers konnte eine homogene Vermengung der Pulver erreicht werden, sodass nachfolgend ein Herstellungsversuch von Probekörpern im Rapid Prototyping-Drucker gestartet werden konnte..

Gedruckt wurden Probekörper ohne BaSO₄ und mit einer BaSO₄-Konzentration von 15% im Druckerpulveranteil. Zudem wurde eine Charge Probekörper mit einem reduzierten ZB56-Anteil im Kern hergestellt.

Von allen Probekörpern, sowohl den im manuellen Verfahren hergestellten, als auch den im Rapid Prototyping-Verfahren entstandenen, wurden zu weiterführenden Untersuchungszwecken drei Exemplare jeweils ohne BaSO₄ und mit einer BaSO₄-Konzentration von 15% im Druckerpulveranteil hergestellt.

2.1.3 Messung der Kaltdruckfestigkeit

Im Anschluss an die Produktion und Durchhärtung der Probekörper erfolgte eine Stabilitätsprüfung zur Feststellung der Eignung.

Im Rahmen der Belastungsprobe wurden die zuvor jeweils in doppelter Ausführung manuell hergestellten Probekörper mit den BaSO₄-Konzentrationen 0%, 1%, 5%, 7,5%, 10%, 12,5% und 15% im Druckerpulveranteil hinsichtlich ihrer Festigkeit und möglicher Abnahme der Festigkeit durch Zugabe des BaSO₄

untersucht. Jeweils zwei der manuell hergestellten bzw. gedruckten Probekörper einer jeweiligen BaSO₄-Konzentration wurden mit Hilfe einer dynamischen Materialprüfmaschine (Fa. Zwick, Ulm, Deutschland, Abb. 30) solange mit einer konstanten vertikal einwirkenden Kraft von 45N belastet, bis das Materialgefüge nachgab und ein Spannungsabfall einsetzte. Zwei Probekörper wurden zur Abschätzung der Festigkeit angefertigt.

Darüber hinaus wurden Untersuchungen an im Rapid Prototyping-Verfahren hergestellten Probekörpern mit einer BaSO₄-Konzentration von 0% und 15% durchgeführt. Zudem fanden Messungen an gedruckten Probekörpern statt, die einen reduzierten Anteil an Z Corp. Binder ZB56 im Kern des Körpers aufwiesen.

Im Rahmen der Kaltdruckmessung wurden die auf Ihre Festigkeit zu untersuchenden Probekörper in der Materialprüfmaschine zentral auf einem Prüfzylinder ausgerichtet, der die Probe anschließend hydraulisch und mit einem konstanten Druck gegen einen Kraftaufnehmer, welcher sich an der oberen Traverse der Maschine befand, bewegte. Die Kraft, mit der der Prüfzylinder die Probe gegen den Kraftaufnehmer drückte, wurde solange stetig gesteigert, bis ein abrupter Druckverlust – hervorgerufen durch die Fraktur des Probekörpers – einsetzte.

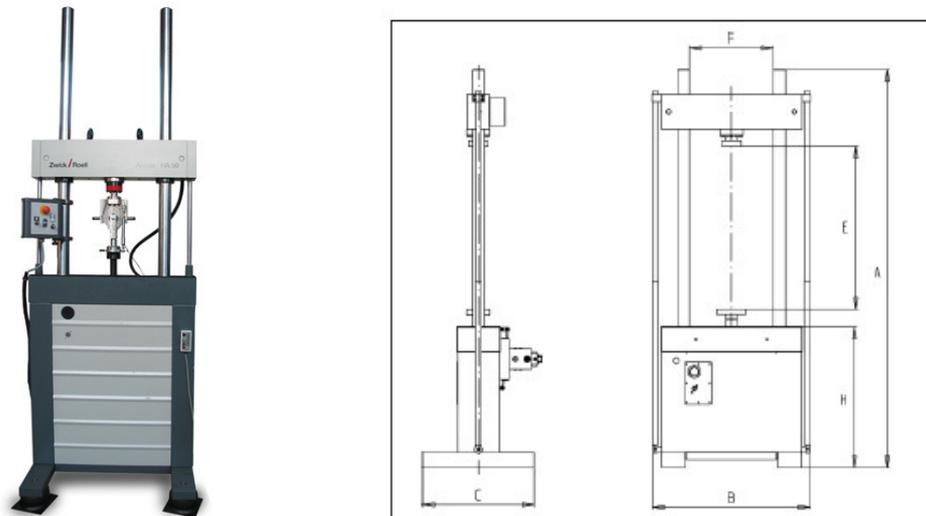


Abbildung 31 Dynamische Materialprüfmaschine

2.1.4 Evaluierung zur Dichtmessung

2.1.4.1 Evaluierung zur Dichtmessung im CT

Die Evaluierung zur Dichtmessung wurde mit Hilfe eines handelsüblichen Mehrzeilen-CTs in einer Facharztpraxis für Radiologie in Köln durchgeführt. Dazu wurden die zuvor angefertigten Probekörper mit dem in unterschiedlichen Konzentrationen enthaltenen Kontrastmittel Bariumsulfat nebeneinander aufgereiht und auf dem Vorschubtisch des CTs positioniert. Im Anschluss wurden 723 Einzelaufnahmen angefertigt, an Hand derer sowohl der Mittelwert (arithmetische Mittel), als auch der Median bestimmt werden konnte.

Verwendeter Computertomograph

Zur Dichtmessung des Schädelmaterials kam in dieser Arbeit das Multisclice CT SOMATOM Emotion 6 (Fa. Siemens, Erlangen, Deutschland) zur Anwendung.

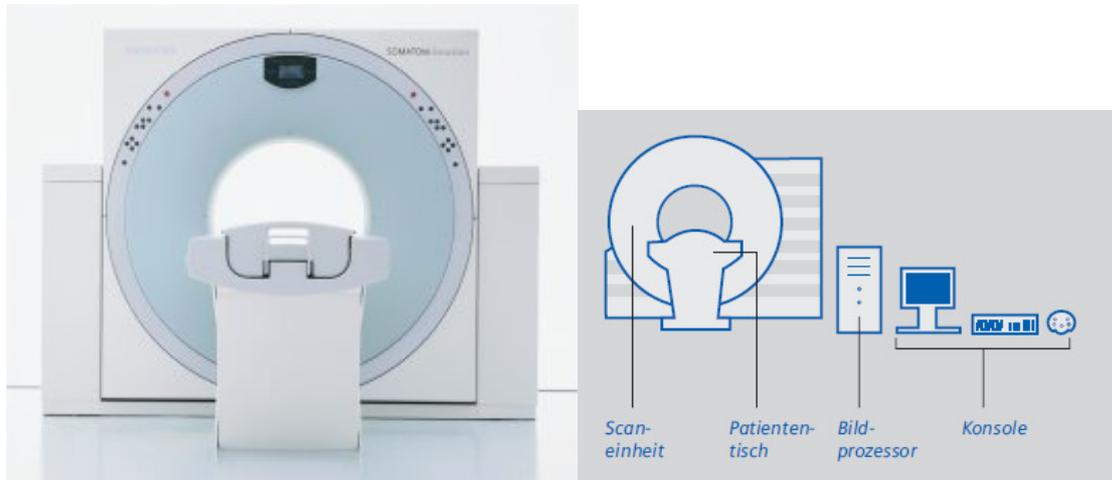


Abbildung 32 Multislice CT SOMATOM Emotion 6

Mit Hilfe des SOMATOM Emotion 6 können sechs Schichten pro Umlauf der Gantry aufgenommen werden ($6 \times 0,5 \text{ mm}$ / $6 \times 3 \text{ mm}$). Die Rotationszeit beträgt 0,8 Sekunden und es werden 8 Bilder / Sekunde im Bildprozessor rekonstruiert.

Auswertung der CT-Daten / Software

Die Auswertung der CT-Daten fand mit Hilfe des plattformunabhängigen Bildbe- und verarbeitungsprogramms Image J (Vers. 1.36b, Wayne Rasband, National Institutes of Health, USA) statt.

2.1.4.2 Evaluierung zur Dichtemessung im DVT

Nach Abschluss der Evaluierungen zur Dichtemessung im CT folgte die Anfertigung von DVT-Aufnahmen der Probekörper. Diese wurden dazu im Bereich der Kinnstütze im zentralen Strahlengang des GALILEOS® CB Scanner positioniert.

Verwendeter CB-Scanner

Im Rahmen dieser Arbeit wurden alle Aufnahmen bezüglich der CB-Technologie mit Hilfe des GALILEOS Comfort CB Scanners (Fa. Sirona, Bensheim, Deutschland, vgl. Abb. 32) durchgeführt. Für die Berechnung eines einzelnen dreidimensionalen Datensatzes werden 200 Einzelaufnahmen mit einer Auflösung von 1024^2 Pixel und einer jeweiligen Pixelgröße von 0,15 mm während eines Scans angefertigt. Diese 200 Einzelaufnahmen (sog. Rohprojektionen) entstehen binnen 14 Sekunden innerhalb eines 205° Umlaufs der Bildgebungseinheit um den Patientenkopf. Der Patient ist dabei mittels Aufbiss und Kopfstütze fix im Zentrum der Drehachse zwischen Röntgenstrahler und Röntgendetektor platziert.



Abbildung 33 Cone-Beam-Scanner GALILEOS

Der Computer

Die Verbindung zwischen der Kamera im CB-System und der Software zur Auslesung bzw. Bearbeitung der entstandenen Bilder wird von einer Framegrabber-Karte hergestellt. Firmeneigene Operations- und Synchronisationsmodi gewährleisten die Übersetzung der elektrischen Ausgangssignale der Kamera in Bildinformationen. Für die Berechnung eines CB-Datensatzes werden jeweils 200 Rohprojektionen pro Scan rechnergestützt verarbeitet und zu einem dreidimensionalen Volumen primär rekonstruiert. Die sekundäre Rekonstruktion (Reformatierung) erlaubt dagegen die Darstellung der orthogonalen Schichten, der Panoramasituation und der transversalen Schichten innerhalb der Panoramakurve.

Die Software

Zur Rekonstruktion der zuvor im CB-Scanner aufgenommenen Rohdaten wurde die Software GALILEOS Implant (Fa. SICAT GmbH & Co. KG, Bonn, Deutschland) verwendet. GALILEOS Implant ist eine radiologische 3D-Software zur Diagnostik und dentalen Implantatplanung. Sie ist kompatibel mit allen modernen DVT- und CT-Systemen. Die Rohdaten werden durch einen schnellen DICOM-Import (Digital Imaging and Communications in Medicine, Fa. NEMA, Rosslyn, VA, USA) in die Software eingelesen, wodurch ein Konvertieren und Bearbeiten durch den Behandler entfällt. Die Bedienung von GALILEOS Implant erfolgt durch ein sog. Slicing-Window, mit Hilfe dessen alle Einzelschichten des Gesamtvolumens angesteuert werden können.

2.1.5 Herstellung des Schädels im Rapid Prototyping-Verfahren

2.1.5.1 Generierung des Schädels am PC

Im Anschluss an die diversen Untersuchungen der Probekörper in Bezug auf die Festigkeit und die Röntgenopazität der Druckerpulvermischung in Kombination mit dem Binder folgte die Herstellung der knöchernen Anteile des Phantomkopfes im Rapid Prototyping-Verfahren. Dazu wurde zunächst ein 3D-Volumen eines menschlichen Schädels im Cone Beam-Verfahren erstellt und anschließend virtuell am PC modifiziert. Als Softwareunterstützung diente das Programm „Mimics“ (Fa. Materialise, Leuven, Belgien), mit dem auch zweidimensionale CT- oder MRT-Daten relativ exakt in ein dreidimensionales Abbild hochgerechnet werden können.

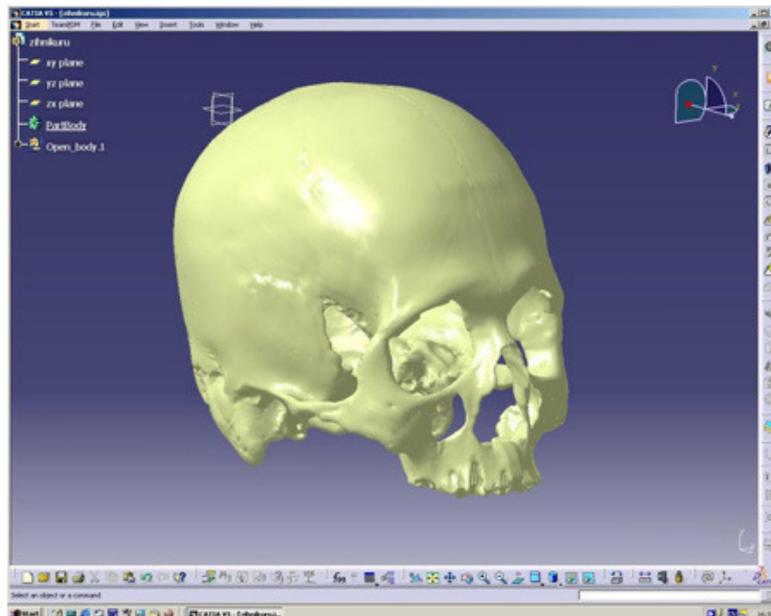


Abbildung 34 Screenshot einer 3D-Schädeldarstellung in Mimics

Als schwierig stellten sich dabei Überlegungen und die praktische Umsetzung hinsichtlich des Einbaus und der Unterbringung von Schnittstellen zur Aufnahme von Kiefermodellen heraus. Das größte Problem stellten die Platzverhältnisse dar. Zum einen mussten die Schnittstellen, die sich sowohl im Oberkiefer, als auch im Unterkiefer befinden, aus Stabilitätsgründen eine ausreichende

Dimension aufweisen. Auf der anderen Seite mussten die Platzverhältnisse so angepasst werden, dass einem Modell mit einer Höhe, die mindestens der Höhe natürlicher menschlicher Zähne entspricht, genügend Platz zum Ein- und Ausschub bereitsteht.

Die Umsetzung dieser Forderungen wurde realisiert, indem eine Schnittstelle in Plattenform sowohl im Bereich der Maxilla, als auch im Bereich der Mandibula dreidimensional in die Tiefe des Schädels integriert wurde. Die Platten weisen eine quadratische Grundfläche von 40 mm x 40 mm und eine Höhe von 10 mm auf.

2.1.5.2 Druck des Schädels im Rapid Prototyping-Verfahren und Infiltration

Im Anschluss an die virtuelle Konstruktion des Schädels mit den oben beschriebenen Schnittstellen wurde der CAD-Datensatz an den Rapid Prototyping-Drucker übermittelt und im nachfolgend beschriebenen Verfahren hergestellt.

Das dreidimensionale Druckverfahren wurde 1993 vom Massachusetts Institut of Technology in Bosten als Three-Dimensional-Printing-Technology (3DP™) entwickelt.

Die 3DP™-Technologie erstellt physikalische Modelle, indem aufgebrachtes Pulver schichtweise mit einem flüssigen Bindemittel verfestigt wird. Die 3D-Drucktechnologie von Z Corp. setzt 3D-Quelldaten ein, die oft in Form von CAD-Modellen vorliegen. Diese werden, wie oben bereits beschrieben, aus CT-, DVT-Daten und 3D-Scandaten akquiriert.

Ein 3D-Drucker besteht im Wesentlichen aus einem Baumvolumen, einer Pulvervorratskammer, einem Schieber für den Pulverauftrag und einem Druckkopf mit Bindemittel (Abb. 35).



Abbildung 35 Zur Anwendung gekommener 3D-Drucker

3D-Drucker der Fa. Z Corp. verwenden standardmäßig eine Inkjet-Drucktechnologie, um zu produzierende Teile Schicht für Schicht aufzubauen.

Der Druck wird softwareunterstützt von einem PC gesteuert gestartet. Zunächst füllt der Drucker die Baukammer mit einer ca. 4 mm starken Pulverschicht. Parallel findet eine automatische Druckkopf-Ausrichtungsroutine statt. Im Anschluss an die Produktionsvorbereitungen beginnt der Drucker mit dem Drucken der in der Z Corp.-Software erzeugten Schichten. Das Gerät verteilt eine dünne Schicht Pulver (0,1 mm) über der Bauplatzform, die anschließend vom Druckkopf durch das Auftragen von Binderflüssigkeit fixiert wird.

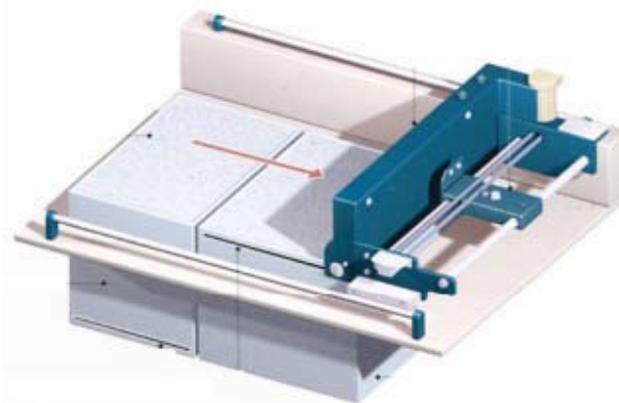


Abbildung 36 Verteilung der ersten Pulverschichten

Das Bindemittel verfestigt das Pulver in dem Modellquerschnitt, der zuvor von der Software an den Drucker übermittelt wurde (vgl. Abb. 36). Das restliche Pulver der Ebene bleibt trocken.

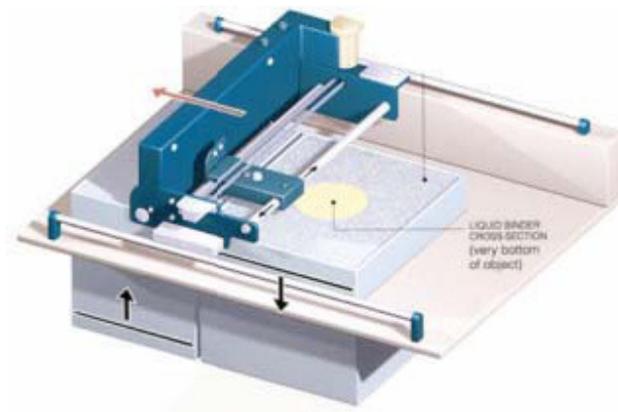


Abbildung 37 Auftragen des Binders

Anschließend wird die Bauplattform um ca. 0,2 mm abgesenkt und der Druckprozess beginnt von vorn (vgl. Abb. 37).

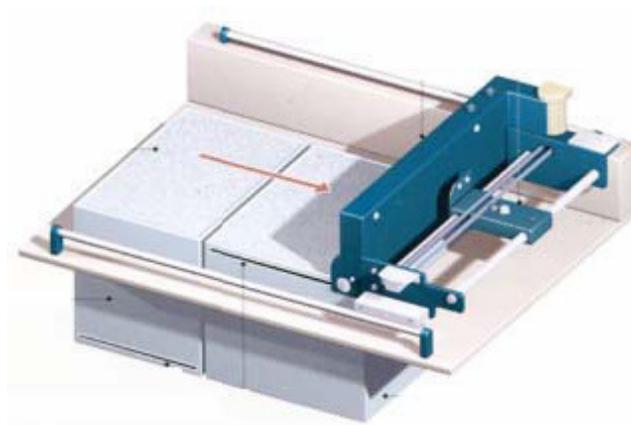


Abbildung 38 Erneutes Verteilen einer Pulverschicht

Die Vorgangsdauer hängt von der Höhe des zu erstellenden Teils bzw. Teile ab. In der Regel arbeiten 3D-Drucker der Fa. Z Corp. mit einer vertikalen Baugeschwindigkeit von 25 mm – 50 mm pro Stunde. Die Technologie ermöglicht das gleichzeitige Drucken mehrerer Teile, wobei die Druckdauer im Vergleich zu einem einzelnen Teil nur unwesentlich verlängert wird.

Ist der Druckvorgang abgeschlossen, liegt das fertige Bauteil in der Baukammer und ist umgeben von nicht abgebundenem Druckerpulver.

Nach Abschluss des Druckes, der ca. 6 Stunden dauerte, musste der Schädel vorsichtig aus der Bauplattform entnommen werden. Die gedruckte Struktur bildet ein stabiles, aber äußerst sprödes Gitter. Der Grund dafür liegt in der additiven Schichtung des Materials während des Produktionsprozesses, wodurch sich die jeweils neue Schicht nur auf die zuvor abgebundene auflagert. Um den Schädel zu wissenschaftlichen Untersuchungen heranziehen zu können, ist eine Abrasionsstabilität vor allem im Bereich der Schnittstelle zum Ein- und Ausschub unterschiedlicher Kiefermodelle unabdingbar. Zur Erhöhung der Festigkeit wurde der fertig gedruckte Schädel mit einem speziellen Epoxidharz infiltriert. Das Infiltrat besteht aus drei Komponenten, die bei Raumtemperatur miteinander vermischt wurden. Durch die Infiltration wird die Stabilität der oberflächlichen Druckerpulver-Binder-Verbände erhöht und die Bruchgefahr reduziert.

2.2 Herstellung der Weichteilmaske

Im Anschluss an die Produktion des knöchernen Schädels im Rapid Prototyping-Verfahren wurde eine den Schädel umgebende Weichteilmaske aus Silikon hergestellt.

Dazu wurden in einem ersten Arbeitsschritt alle Hohlräume des Schädels, die später für den Einschub der Kiefermodelle wichtig waren, vorsichtig mit Wachs ausgeblockt. Die konstruierten Schnittstellen zur Aufnahme der Kiefermodelle wurden zudem zirkulär mit Plattenwachs abgedeckt, um auch hier das Eindringen der niedrig viskösen Silikonmasse zu verhindern.

Zur Herstellung der Weichgewebsmaske wurde eine bereits vorhandene stereolithographische Negativform verwendet.

Die Form bestand aus zwei Teilen, die, in zusammengesetztem Zustand, die äußere Gestalt eines menschlichen Kopfes darstellt. Von innen wurde die Form mit einem speziellen Silikon-Trennmittel beschickt, da eine Verbindung des Silikons der Form und des eingefüllten Materials vermieden werden musste.

Der äußerst fragile Schädel wurde anschließend mittels Drahtstiften zentral so in der Negativform fixiert, dass er an möglichst wenig Stellen mit der umgebenden Form in Kontakt trat. Die beiden Hälften der Form wurden mittels Klebeband aneinandergesetzt und fixiert, um ein Auslaufen des eingefüllten Silikons zu verhindern. An der Unterseite befand sich eine Öffnung zum Einfüllen des Silikons.

Das für die Weichteilmaske verwendete Material bestand aus einem Zwei-Komponenten-System und hatte eine mittel-visköse Konsistenz. Die Härte des Silikons betrug $50^\circ \pm 5^\circ$ Shore.

Um die Entstehung und den Einschluss von Luftblasen im Silikon des Weichgewebes zu vermeiden, wurde die Weichteilmaske in einem Vakuum hergestellt. Die Negativform wurde dafür samt gedrucktem Schädel kopfüber in einer Vakuumgusskammer (Abb. 39) platziert.



Abbildung 39 Vakuummischkammer

Im Innern der Kammer wurde ein Vakuum hergestellt. Durch die Reduktion des Umgebungsdruckes entwich die im Silikon enthaltene Luft – vorwiegend entstanden während des Mischprozesses des Zwei-Komponenten-Materials – in Form von aufsteigenden Blasen. Das Einfüllen des Silikons in die Negativform begann, als keine weiteren Blasen aus dem Silikon aufstiegen.



Abbildung 40 Darstellung des unausgearbeiteten Phantomkopfes

2.3 Herstellung der Kiefermodelle

Der Konstruktion und Produktion des Phantomschädels folgte die Anfertigung jeweils eines Ober- und eines Unterkiefermodells.

Zur Modellherstellung wurden natürliche menschliche Zähne zur realitätsgetreuen Wiedergabe der dentalen Situation, Palapress-Vario® (Fa. Haraeus - Kulzer, Hanau, Deutschland) zur Darstellung der Weichgewebs- bzw. knöchernen Situation und BaSO₄ in Pulverform zur Einstellung einer Röntgenopazität, die der natürlicher Zahn tragender Gewebe entspricht, herangezogen.

Die Kiefermodelle wurden mit Hilfe der Negativform ANA-4G (Fa. Frasco GmbH, Tettnang, Deutschland) hergestellt. Die Form (vgl. Abb. 41) ist aus Silikon gefertigt und ermöglicht auf Grund der Flexibilität die Verwendung von Zähnen mit unterschiedlichen Ausprägungsmerkmalen (extrem breite Krone, Zähne mit festsitzenden Zahnersatz-Versorgung, etc.).



Abbildung 41 Darstellung der verwendeten Negativform ANA-4G der Fa. Frasco

2.3.1 Die Produktion von Probekörpern

Die Herstellung der Kiefermodelle begann zunächst – ähnlich der Herstellung des Schädels – mit der Produktion von Probekörpern zur Ermittlung eines radiologisch äquivalenten Verhältnisses von Palapress Vario® und BaSO₄ im Vergleich zur natürlichen Knochen- und Weichgewebssubstanz. Dazu wurde der Zwei-Komponenten-Werkstoff Palapress Vario®, bestehend aus einem Polymer in Pulverform und einem flüssigen Monomer, so angemischt, dass eine niedrig visköse Kunststoffflüssigkeit entstand. Anschließend wurde der Kunststoff in noch dünn fließendem Zustand mit Bariumsulfat in den Konzentrationen 3:1, 5:1, 10:1 und 20:1 BaSO₄-Anteil im Palapress Vario® angemischt. Nach Übertreten des Kunststoffes von der flüssigen in die plastische Phase während des Abbindeprozesses wurden von Hand quaderförmige Probekörper der Dimension 10 mm x 10 mm x 30 mm geformt, die anschließend im Drucktopf polymerisiert wurden.

2.3.2 DVT-Kontrolle der Probekörper

Nach vollständiger Polymerisation der hergestellten Probekörper wurden DVT-Aufnahmen zur Bestimmung bzw. Kontrolle der radiologischen Dichte der Probekörper mit der radiologischen Dichte natürlicher Zahn tragenden Gewebe angefertigt. Ähnlich der Herstellung der Probekörper aus Z Corp.-Pulver Z102, Binder ZB56 und Bariumsulfates fand auch hier zunächst eine Absonderung des Bariumsulfates statt, was sich radiologisch in punktförmigen, stark radioopaken Materialansammlungen am Boden der Probekörper äußerte. Auch bei Herstellung der Palapress Vario®-Probekörper wurden die zwei pulverförmigen Komponenten (Polymer des Palapress Vario® und das Bariumsulfat) zunächst von Hand miteinander vermischt.

In einem zweiten Versuch wurden die pulverförmigen Komponenten vor der Benetzung mit Monomer in einer Kugelmühle miteinander vermengt. Nach

anschließender manueller Vermischung mit dem Monomer, der Polymerisation neuer Probekörper und Anfertigung neuer DVT-Aufnahmen musste festgestellt werden, dass erneut eine Absonderung des Bariumsulfates am Boden des Probekörpers stattgefunden hat. Die Polymerisation fand im Drucktopf statt.

In einem dritten Anlauf wurde das in seiner ursprünglichen Form zu kleinen Kugeln konglomerierte Bariumsulfatpulver (vgl. Abb. 28) zunächst manuell durch ein Sieb gerüttelt, wodurch die initiale Zusammenlagerung der BaSO₄-Partikel deutlich reduziert werden konnte. Nach erneuter manueller Vermischung des Bariumsulfates mit dem Palapress Vario®-Pulver und Zugabe des Monomers erfolgte die Polymerisation; in diesem dritten Versuch allerdings unter atmosphärischen Bedingungen. Mit Hilfe des Siebens konnte schlussendlich ein homogenes Ergebnis erzielt werden.

Im Anschluss wurden erneute DVT-Aufnahmen angefertigt.

2.3.3 Produktion der Kiefermodelle

Die Kiefermodelle wurden in einem Verhältnis von 20:1 zwischen Palapress Vario®-Pulver und BaSO₄ hergestellt. Um die dentale Situation so realistisch wie möglich darzustellen, wurden natürliche menschliche Zähne – mit und ohne konservierenden bzw. prothetischen Versorgungen – verwendet. Die Zähne wurden teilweise vom Institut II für Anatomie der medizinischen Fakultät und teilweise von Patienten der Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie der Universität zu Köln zur Verfügung gestellt und waren zur wissenschaftlichen Verwendung bestimmt. Diese wurde so in die Frasco-Negativform (vgl. Abb. 41) eingesetzt, dass im ersten Quadranten eine Vollbezahnung und im zweiten Quadranten eine Schalllückensituation im Seitenzahnbereich entstand. Der Unterkiefer wurde vollständig mit natürlichen Zähnen bestückt. Auf Grund der materialbedingten hohen Eigenspannung und Rückstellkraft des Gummis der Negativform wurden die Zähne mit Klebewachs in ihrer vorbestimmten Position fixiert. Das Palpress Vario® wurde niedrig-viskös angerührt und vorsichtig im Bereich des Gaumens bzw. des Zungengrundes in die Hohlform eingefüllt. Eine besondere Beachtung erforderte dabei das blasenfreie Einfüllen des Kunststoffes in die Formen. Die anschließende Polymerisation erfolgt unter atmosphärischen Druckbedingungen.



Abbildung 42 Frontalansicht der fertigen, noch nicht ausgearbeiteten Kiefermodelle



Abbildung 43 Aufsicht des Oberkiefermodells

2.3.4 DVT-Kontrolle der Kiefermodelle

Im Anschluss an die Herstellung der Kiefermodelle wurden Kontrollaufnahmen am DVT durchgeführt.

Dazu wurden die Kiefermodelle einzeln im Bereich der Kinnstütze und somit im Zentrum des Strahlenkegels des DVT-Gerätes positioniert. Es wurde jeweils ein Umlauf für jeden Kiefer gefahren.

2.4 Vorbereitung des Schädels und Einpassen der Kiefermodelle

Im letzten Arbeitsschritt zur Herstellung des Phantomkopfes wurden die zuvor mit Plattenwachs ausgeblockten Schnittstellen im knöchernen Schädel zur Aufnahme der Kiefermodelle freigelegt. Während des Silikongusses ließ sich ein vollständiges Ausblocken der Mundpartie nicht realisieren (vgl. Abb. 44). Mit einem Skalpell wurden zunächst die Silikonanteile entfernt, die von außen den Wachsblock bedeckten. Im Anschluss daran wurde das auf der Innenseite liegende Wachs vorsichtig entfernt und die gedruckten Schnittstellen am Schädel freigelegt. Zum Rachen hin wurde das Silikon nicht vollständig entfernt, um den porösen Schädel mit Hilfe des verbliebenen Silikons maximal in seiner Stabilität zu unterstützen.

Nach Ausformung der Kieferaufnahme am Schädel wurden die Kiefermodelle an die Schnittstellensituation angepasst. Dazu wurden der Oberkiefer und der Unterkiefer in eine zentrale Schlussbisslage gesetzt. Mit Hilfe einer Bandschleifmaschine wurden die Kiefermodelle jeweils von basal in ihrer vertikalen Ausdehnung soweit reduziert, bis ein leichter Ein- und Ausschub der Modelle in die Schnittstelle am Phantomkopf möglich war. Dabei galt der Unversehrtheit der Apikalregion eine besondere Aufmerksamkeit.



Abbildung 44 Foto des Schädels während der Freilegung der Schnittstellen

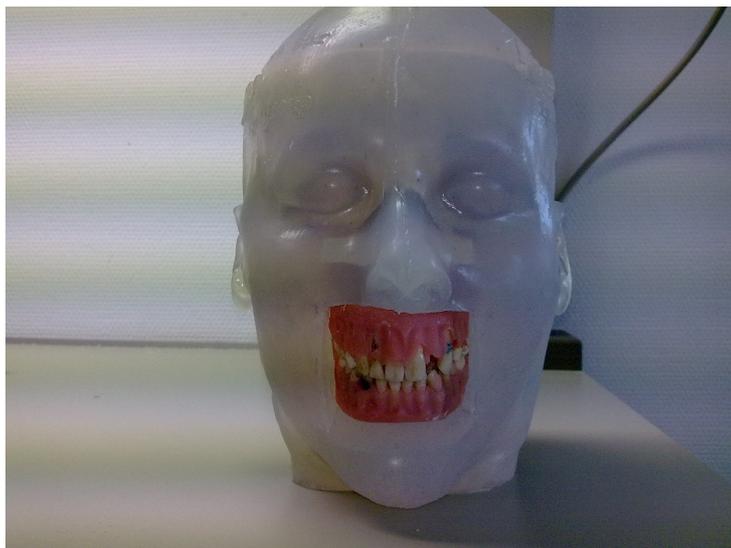


Abbildung 45 Foto des Schädels mit eingepassten Kiefermodellen

Nach Freilegung der Schnittstellen und Anpassung der Kiefermodelle an die intraorale Situation des Phantomkopfes wurde ein Kontroll-DVT angefertigt. Dazu wurde der Schädel zentral im Strahlenfeld positioniert.

3 Ergebnisse

3.1 Messungsergebnisse

3.1.1 Ergebnisse des Abbindeverhaltens des Z Corp.-Pulvers unter Zugabe verschiedener BaSO₄-Konzentrationen

Um zunächst das Abbindeverhalten des Z Corp.-Materials mit dem Röntgenkontrastmittel BaSO₄ zu testen, wurden verschiedene Anteile an BaSO₄ unter das Z Corp.-Pulver gemischt und zusammen mit der Binderflüssigkeit ZB 56 zu einer Suspension verbunden.

Tabelle 5 Darstellung der verwendeten Masseverhältnisse

Konzentration	ZCorp [g]	BaSO₄ [g]
1%	5,94	0,06
5%	5,7	0,3
7,5%	5,55	0,45
10%	5,4	0,6
12,5%	5,25	0,75
15%	5,1	0,9

Nach einer Gesamtabbindezeit von ca. 60 min. konnte keine Veränderung im Abbindeverhalten der Druckerpulver-Binder-Suspension im Hinblick auf die unterschiedlichen Konzentrationen des BaSO₄ festgestellt werden. Die Ergebnisse wurden subjektiv dahingehend ermittelt, dass eine vergleichbare Festigkeitszunahme der einzelnen Suspensionen zu beobachten war. Die zu Beginn angestellte Vermutung, eine stetige Erhöhung der BaSO₄-Konzentration von 1% bis 15% im Druckerpulveranteil könnte das Abbindeverhalten negativ beeinflussen und somit einen limitierenden Faktor im Rahmen der Produktion der Probekörper bzw. des Schädels darstellen, stellte sich als irrtümlich heraus.

3.1.2 Ergebnisse der Kaltdruckmessung

Die Messung der Kaltdruckfestigkeit wurde mit Hilfe einer dynamischen Materialprüfmaschine (Fa. Zwick, Ulm, Deutschland) durchgeführt (vgl. Kapitel 2.1.3).

3.1.2.1 Ergebnisse der manuell hergestellte Probekörper bestehend aus Z102, ZB 56 und BaSO₄

Tabelle 6 Messergebnisse BaSO₄-Konzentration 1%

Nr.	Höhe (mm)	Durchmesser d0 (mm)	EMod MPa	Erster Kraftabfall (MPa)	Kaltdruck-Festigkeit (MPa)	Fmax (kN)
1	30,12	14,96	367,91	9,36	9,76	1,65
2	29,22	14,97	702,14	9,37	9,47	1,65

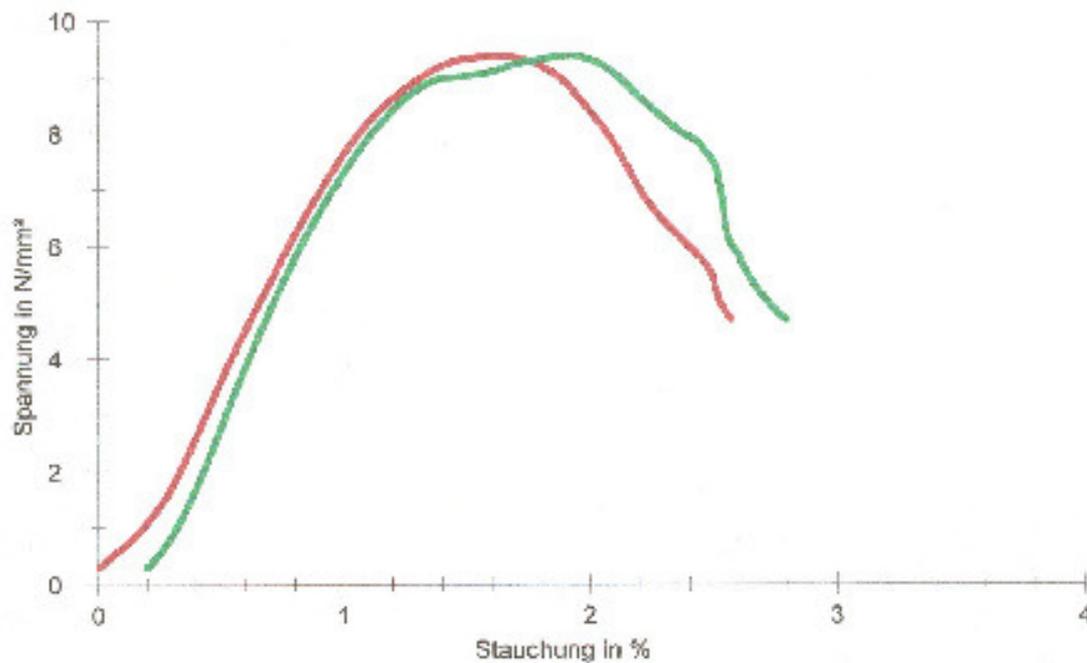


Abbildung 46 Darstellung der Messung - BaSO₄-Konzentration 1%

Tabelle 7 Messergebnisse BaSO₄-Konzentration 10%

Nr.	Höhe (mm)	Durchmesser d0 (mm)	EMod MPa	Erster Kraftabfall (MPa)	Kaltdruck-Festigkeit (MPa)	Fmax (kN)
1	30,34	14,97	706,59	-	8,84	1,56
2	29,68	14,96	702,99	7,78	7,78	1,37

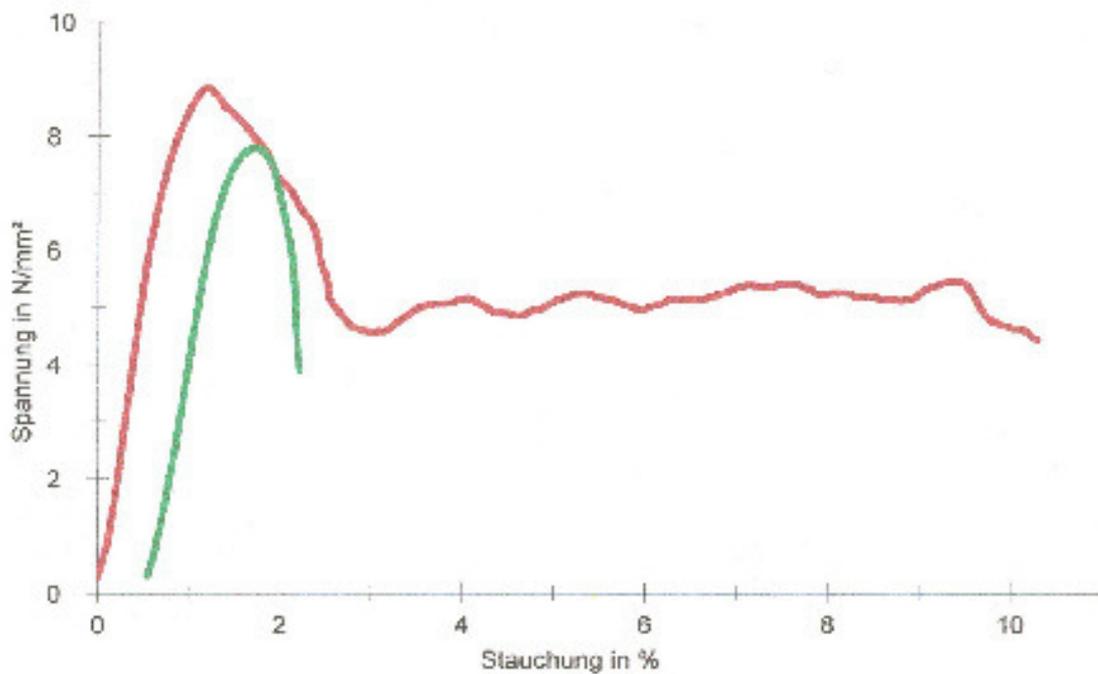
Abbildung 47 Darstellung der Messung - BaSO₄-Konzentration 10%

Tabelle 8 Zusammenfassung der Kaltdruckmessergebnisse

BaSO₄-Konzentration	Kaltdruckfestigkeit in MPa (manuelle Mischung)	Kaltdruckfestigkeit in MPa (RP-Druck)	Kaltdruckfestigkeit MPa (RP-Druck mit reduziertem Binder)
0%	9,61	13,2	-
1%	9,37	-	-
5%	10,32	-	-
7,5%	8,93	-	-
10%	8,31	-	-
12,5%	7,04	-	-
15%	7,86	9,88	3,26

3.1.3 Ergebnisse der Dichtemessung

Im Anschluss an die Festigkeitsmessung erfolgt eine Dichtemessung der Probekörper im Multisclice CT SOMATOM Emotion 6 (Fa. Siemens, Erlangen, Deutschland), um die geeignete BaSO₄-Konzentration für den Schädeldruck zu erhalten. Die Testkörper wurden auf einem Tablett so positioniert und beschriftet, dass eine spätere Zuordnung im CT-Volumen möglich war (vgl. Abb. 48).

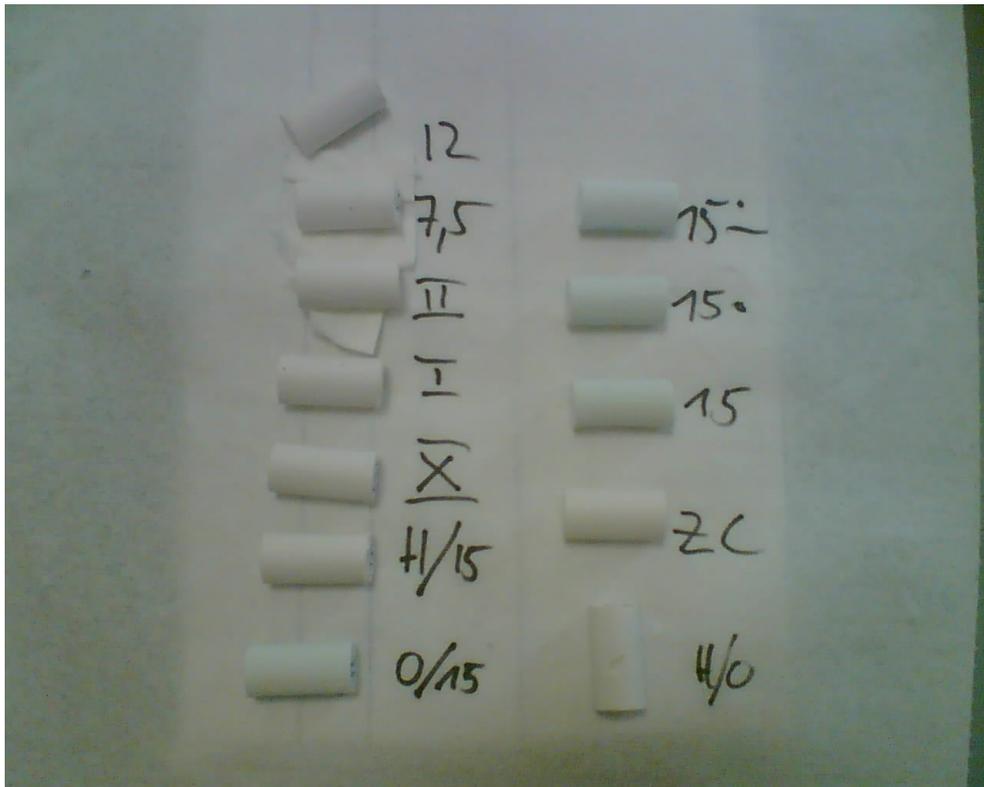


Abbildung 48 Positionierung und Beschriftung der Probekörper vor dem CT-Scan

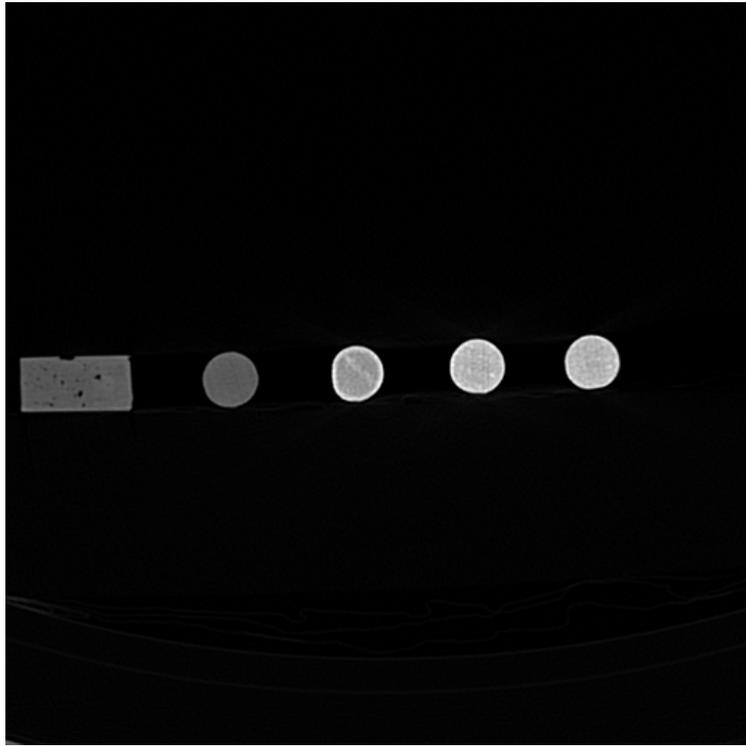


Abbildung 49 Screenshot der CT-Auswertung mit Image J (rechte Probekörperreihe in Abb. 48)

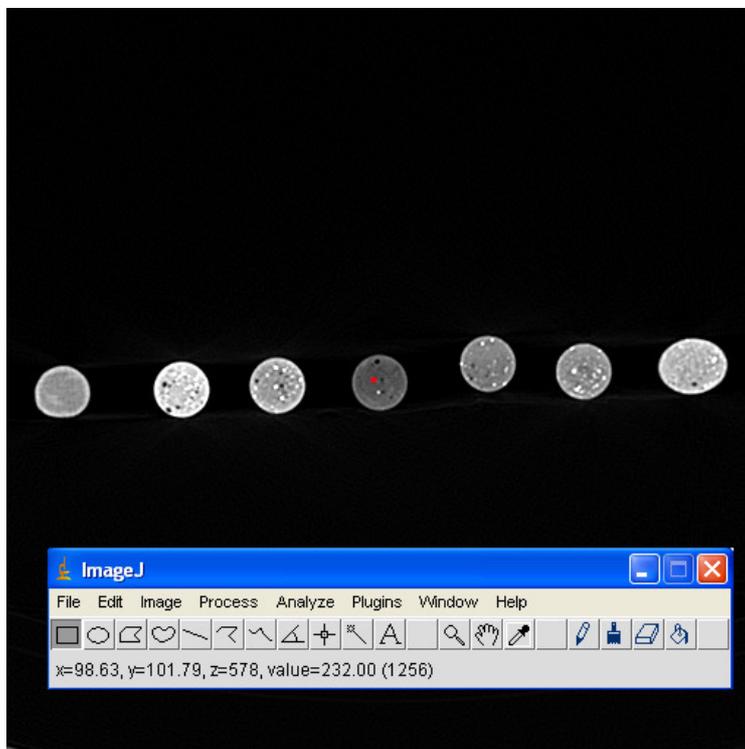


Abbildung 50 Screenshot der CT-Auswertung mit ImageJ (linke Probekörperreihe in Abb. 48)

Tabelle 9 Darstellung der mittleren Dichte der Probekörper in HU

Probekörper	Zusammensetzung	mittlere Dichte (in HU)
I	1% BaSO ₄ (gedruckt)	497
II	5% BaSO ₄ (gedruckt)	984
7,5	7,5% BaSO ₄ (gedruckt)	1207
X	10% BaSO ₄ (gedruckt)	1391
12,5	12,5% BaSO ₄ (gedruckt)	1904
15	15% BaSO ₄ (gedruckt)	2067
15 o -	15% BaSO ₄ (gedruckt) mit reduziertem Binderanteil im Kern + Infiltration	2094
15 o	15% BaSO ₄ (gedruckt) mit reduziertem Binderanteil im Kern	1933
0/15		1778
ZC	0% BaSO ₄ (gedruckt)	328
H/15	15 % BaSO ₄ (manuell)	3045
H/0	0 % BaSO ₄ (manuell)	305

Schlussendlich wurde zur Produktion des Phantomschädels eine BaSO₄-Konzentration von 1,5% im Druckerpulveranteil herangezogen, wodurch eine äußerst realitätsgetreue Knochendichte von ca. 530 HU realisiert werden konnte.

3.1.4 Ergebnisse der Kiefermodellherstellung

Nach Fertigstellung des Phantomschädels im Rapid Prototyping-Verfahren und Anfertigung einer äquivalenten Weichteilmaske wurden die Kiefermodelle

hergestellt. Wie in Kapitel 2.3.1 dargestellt, wurden zunächst Probekörper angefertigt. Zur Produktion wurden unterstützende Daten herangezogen, die aus bereits zuvor angefertigten CT-Aufnahmen extrahiert worden sind. Um die Dichtekompatibilität zwischen Probekörpern und natürlichem zahntragendem Knochen nicht nur in zwei Dimensionen, sondern auch in der dritten Dimension zu gewährleisten, wurden zusätzlich zu den vorhandenen CT-Daten DVT-Aufnahmen der Probekörper angefertigt und mit Aufnahmen von natürlichen Kieferknochen verglichen.

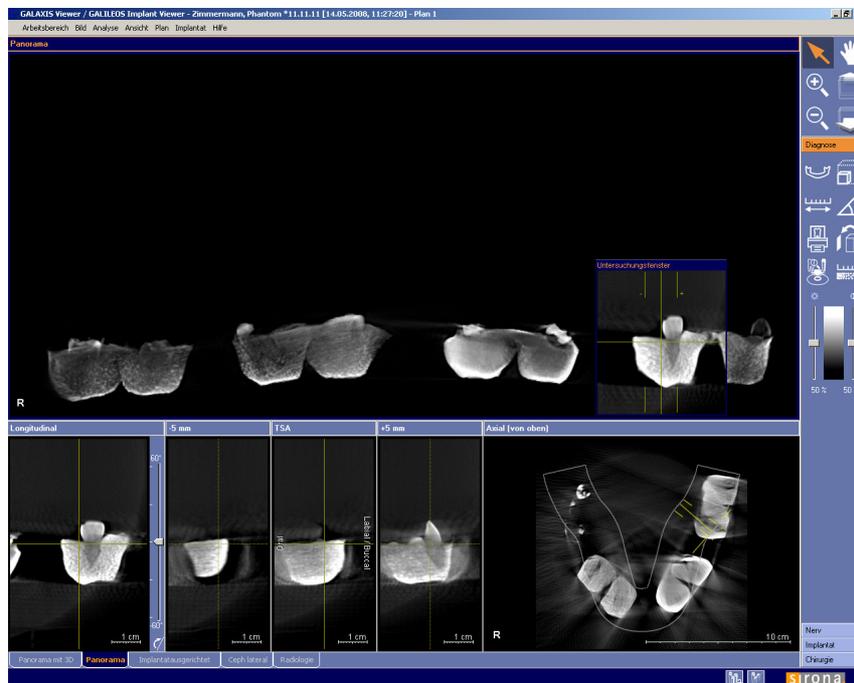


Abbildung 51 Im Untersuchungsfenster zentrierter Probekörper mit der Mischung 3:1 (im Drucktopf polymerisiert), GALILEOS-Software Galaxis

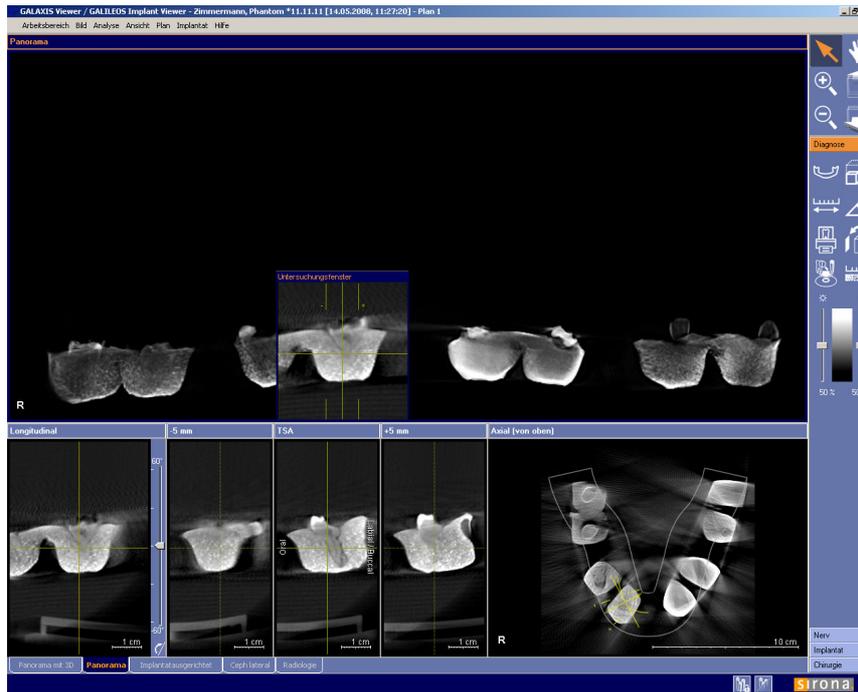


Abbildung 52 Im Untersuchungsfenster zentrierter Probekörper mit der Mischung 5:1 (im Drucktopf polymerisiert), GALILEOS-Software Galaxis

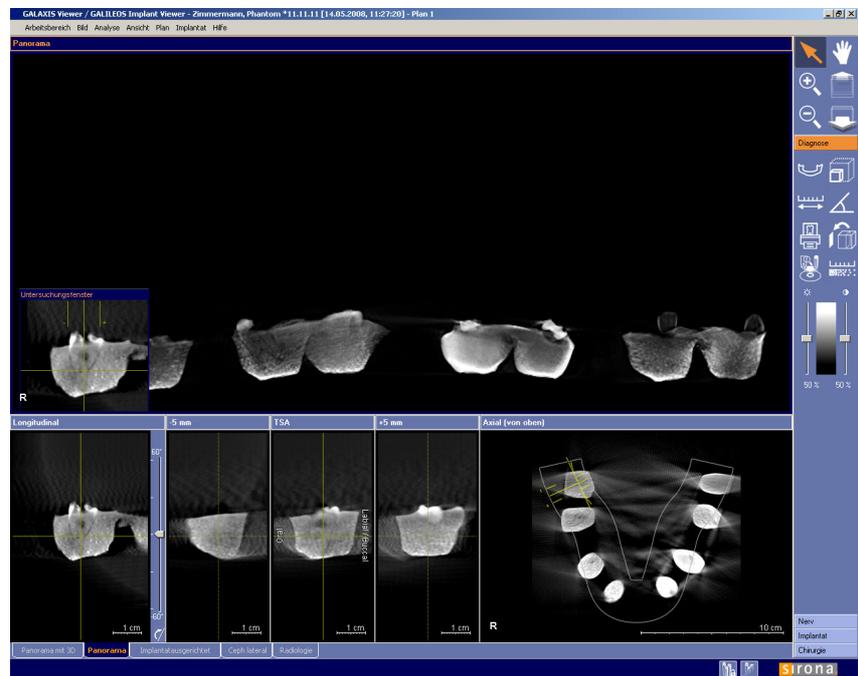


Abbildung 53 Im Untersuchungsfenster zentrierter Probekörper mit der Mischung 5:1 (ohne Drucktopf polymerisiert), GALILEOS-Software Galaxis

3.1.5 Ergebnisse des Kontroll-DVT vom Gesamtphantomkopf

Als letzter praktischer Arbeitsschritt folgte eine Kontrollaufnahme des Gesamtphantoms mit eingesetzten Kiefermodellen. Die Auswertung erfolgte auch hier mit dem Programm GALAXIS / GALILEOS Implant (Fa. Sirona, Bensheim, Deutschland).



Abbildung 54 Screenshot der DVT-Aufnahme des Gesamtphantoms



Abbildung 55 Frontalansicht des fertigen Gesamtphantoms

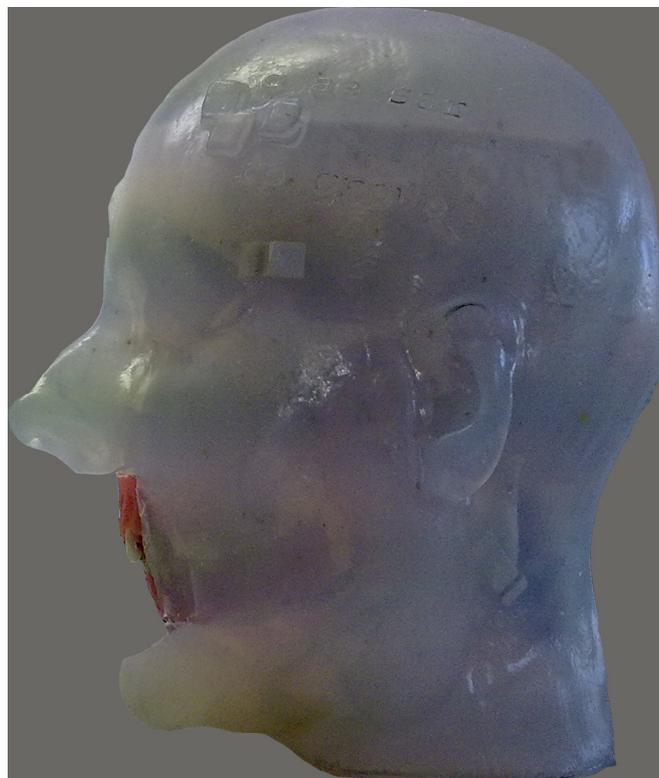


Abbildung 56 Seitenansicht des Gesamtphantoms

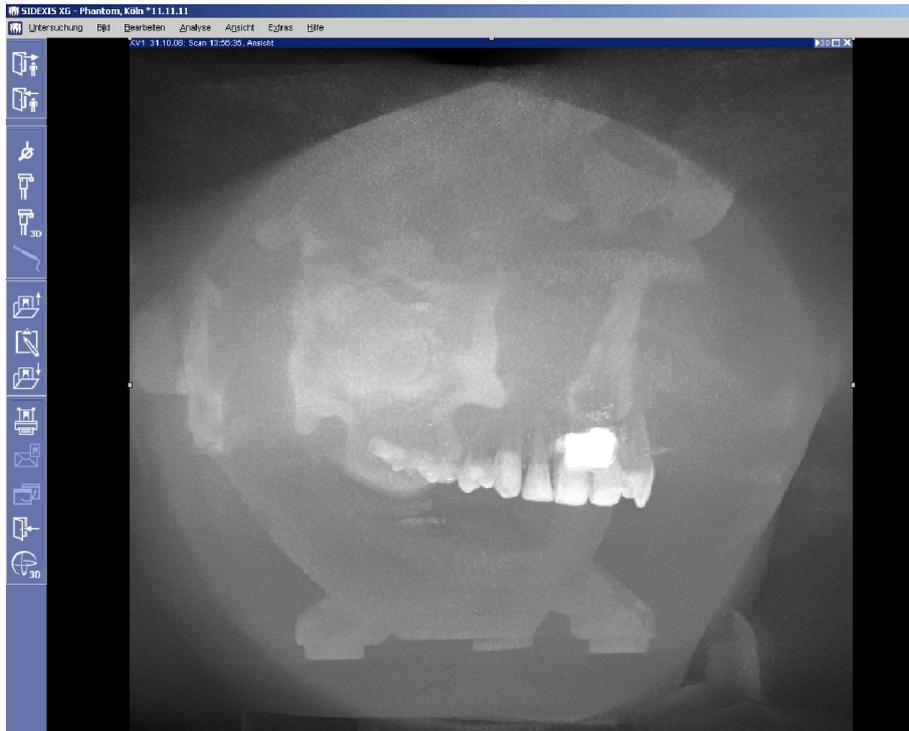


Abbildung 57 Screenshot der DVT-Aufnahme (Übersichtseinstellung des Gesamtphantoms)

Wie in den vorangegangenen DVT-Aufnahmen erkennbar, konnte radiologisch eine weitestgehend homogene Materialstruktur erreicht werden. Diese Homogenität kann sowohl innerhalb der Kiefermodelle und des knöchernen Schädels, als auch im Vergleich der beiden Strukturen zueinander erkannt werden.

4 Diskussion

Die Diskussion der vorliegenden Arbeit soll die Anfertigung eines Phantomkopfes zur Untersuchung bzw. Evaluierung radiologischer Parameter kritisch betrachten und bewerten.

4.1 Kritische Betrachtung eines radiologischen Phantoms

Phantome werden bereits seit Anfang der 1920er Jahre in der Radiologie eingesetzt und dienen vornehmlich der Weiterentwicklung von Röntgenstrahlern in der Medizintechnik[141]. In den 20er Jahren des 20. Jahrhunderts wurden erste radiologische Experimente an Wassertanks und Wachsblöcken durchgeführt. Noch heute finden diese Materialien Verwendung bei der Herstellung von einfachen radiologischen Phantomen.

In den 1960er Jahren wurden erste Versuche mit differenzierteren Materialien durchgeführt, um die Dichte unterschiedlicher Gewebstypen des Organismus radiologisch darstellen zu können[34].

In der heutigen Zeit werden radiologische Phantome für eine Vielzahl von Fragestellungen im Bereich der medizinisch-radiologischen Bildgebung und der Radiotherapie eingesetzt[61, 74]. Dazu zählt u. a. die regelmäßige Untersuchung von radiologischen Systemen hinsichtlich der Qualitätssicherung und der Konstanzprüfung. Allgemein sind Phantome als Ersatz für den Menschen anzusehen, um an diesen Untersuchungen bspw. hinsichtlich der Strahlenexposition durchführen zu können, ohne in Konflikt mit der Röntgenverordnung bezüglich einer nicht gerechtfertigten Strahlenbelastung für den Patienten zu geraten. Diese Eigenschaft ist allen radiologischen Phantomen gemein. Des Weiteren können bei der Beurteilung und wissenschaftlichen Ausarbeitung der Röntgenaufnahmen patientenbezogene, Bild beeinflussende Faktoren wie Bewegungsartefakte vollständig in den Hintergrund gestellt werden,

was zugleich eine maximale Standardisierung innerhalb der einzelnen Aufnahmen und im Vergleich zu anderen Aufnahmen ermöglicht.

Die Anfertigung des in dieser Arbeit entwickelten und hergestellten Phantoms dient der Evaluierung von Metallartefakten, die häufig bei der Anfertigung von dreidimensionalen CB-Aufnahmen des menschlichen Gesichtsschädels auftreten.

In neueren Untersuchungen konnte zwar festgestellt werden, dass sich leichte Metallartefakte durch eine exaktere Einstellung der Scannerparameter am CBCT effizient reduzieren lassen[62]. Das Potential dieser Methode ist jedoch beschränkt und korreliert mit dem Ausprägungsgrad des Artefaktes, sodass weiterhin auf spezielle Algorithmen und Filtersysteme zurückgegriffen werden muss, die mit der Hilfe von Phantomen entwickelt werden[81].

Alle bisher entwickelten radiologischen Phantome dienen vorwiegend Untersuchungen bezüglich des Strahlenschutzes und weniger der Bestimmung und Reduktion von Metallartefakten[72, 91, 100].

Als Grundlage dieser Arbeit dient ein anthropomorphes Phantom mit einer mittleren Knochendichte von 530 HU.

4.2 Vergleich des neu entwickelten Phantoms mit bereits bestehenden Phantomen

4.2.1 Alderson-Rando-Phantom

Das Alderson-Rando-Phantom, das wegen seiner Komplexität und reellen Größenverhältnisse zum Menschen sehr häufig als Grundlage wissenschaftlicher Arbeiten in der Radiologie herangezogen wird, dient im Bereich der Forschung vornehmlich zur Durchführung von Dosimetrieuntersuchungen unter realen Bedingungen im menschlichen Körper[10, 18, 51, 58, 128, 131, 134]. Dazu lassen sich Thermolumineszenzdosimeter an unterschiedlichen Positionen im Inneren des Phantoms installieren. In einer aktuellen Untersuchung von Davis et al. konnte an Hand eines Alderson-Rando-Phantoms, in das Thermolumineszenzdosimeter installiert wurden, gezeigt werden, dass durch die Anwendung von DVT-Geräten der neuesten Generation die effektive Dosis bei identischer Größe des Field of View signifikant reduziert werden kann[19].

Durch den realitätsgetreuen Aufbau des Alderson-Rando-Phantoms lassen sich mit dem menschlichen Körper vergleichbare Ergebnisse bei der Beurteilung der Röntgenaufnahmen im Hinblick auf die Bildqualität erzielen. Dem gegenüber steht die unabdingbare Notwendigkeit des Ablebens von Menschen für die Herstellung des Phantoms, was zu ethischen Konflikten führen kann. Besonders ausgeprägt ist der ethische Gedanke bei der Anfertigung kindlicher Phantome. Für die Validierung verschiedener Filtermethoden zur Reduktion von Metallartefakten, die von metallischen dentalen Restaurationen oder dentalen Implantaten ausgehen, ist das Alderson-Rando-Phantom nicht geeignet. Zum einen lässt sich der Kiefer nicht öffnen, da der humane Schädel, einschließlich der Mundhöhle und der pneumatisierten Anteile, vollständig mit der umgebenden Weichteilmaske (Isocyanatmasse) umkleidet bzw. ausgefüllt ist. Zum anderen kann die dentale Situation nicht ausgetauscht werden. Es könnten also nur dann Untersuchungen im Zusammenhang mit der Reduktion von Metallartefakten

durchgeführt werden, wenn die Zähne des bei der Herstellung verwendeten humanen Schädels metallische dentale Restaurationen enthielten. Ein Vergleich von Ergebnissen wäre wegen einer fehlenden Standardisierung des umgebenden Schädels nur sehr eingeschränkt möglich.

4.2.2 Visser-Phantom

Das Visserphantom, bei dem sowohl die knöchernen, als auch die umgebenden weichteiligen Anteile anthropomorph hergestellt werden, wird, ähnlich dem Alderson-Rando-Phantom, ausschließlich für Dosimetrieuntersuchungen herangezogen[33, 122]. Es eignet sich nicht für radiologische Untersuchungen zur Reduktion von Metallartefakten in DVT-Aufnahmen, da keine Schnittstelle zur Einbringung entsprechender Restaurationen in der Phantom vorhanden sind. Im Unterschied bspw. zum Alderson-Rando-Phantom werden beim Visser-Phantom auch die Zähne anthropomorph hergestellt, wodurch die Anfertigung realitätsgetreuer Aufnahmen der dentalen Situation (einschließlich der metallischen Restauration) verhindert wird. Zudem lässt sich auch beim Visser-Phantom der Kiefer nicht öffnen, obgleich die Labialflächen der Inzisiven und Canini sichtbar sind.

4.2.3 SEDENTEXCT IQ – Dental CBCT®

Das SEDENTEXCT IQ – Dental CBCT® Phantom wurde eigens für Untersuchungen an DVT-Systemen konzipiert und eignet sich durch die Möglichkeit der bis zu siebenfachen Probenaufnahme für Untersuchungen des Auftretens von z. B. Metallartefakten sehr gut. Zum einen kann die direkte Auswirkung unterschiedlicher, nebeneinander vorkommender, metallischer Werkstoffe auf die Ausbildung von Metallartefakten im digitalen Volumentomogramm untersucht werden, zum anderen können Studien

durchgeführt werden, die sich mit dem Einfluss des Abstandes metallischer Werkstoffe auf das Auftreten derartiger Artefakte beschäftigen.

In einer aktuellen klinischen Untersuchung von Pauwels et al., in der die Häufigkeit des Auftretens metallischer Artefakte an Hand 13 unterschiedlichen DVT-Geräte untersucht wurde, fand das SEDENTEXCT IQ – Dental CBCT® Phantom eine Anwendung. In der genannten Arbeit konnte gezeigt werden, dass das Auftreten von Metall- / Aufhärungsartefakten auch mit DVT-Geräten der aktuellsten Generation, die entsprechende Filteralgorithmen und Softwaremodifikationen zur Vermeidung derartiger Artefakte bereits verwenden, praktisch nicht vermieden werden kann[94]. Darüber hinaus zeigte sich, dass Metallartefakte hauptsächlich zwischen bzw. in der direkten Nachbarschaft nebeneinander platzierter metallischer Probekörper (Anwendung fanden Probekörper aus Titan und Blei) auftreten[94].

Im Vergleich zum im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Phantoms ergibt sich der Vorteil, dass das SEDENTEXCT IQ – Dental CBCT®-Phantom deutlich schneller mit Probekörpern unterschiedlicher Materialien versehen werden kann. Als Nachteil ergibt sich, dass die Form des Phantoms nicht der menschlichen Anatomie – v. a. der Differenzierungsmöglichkeit zwischen Hart- und Weichgeweben – entspricht.

4.2.4 CIRS ATOM®max Dental & Diagnostic Head Phantom

Das CIRS ATOM®max Dental & Diagnostic Head Phantom (Fa. CIRS, Norfolk, Virginia, USA) hat den Vorteil gegenüber den bisher genannten Phantomen, dass die Anatomie des menschlichen Kopfes sowohl physisch als auch in der radiologischen Abbildung äußerst detailliert wiedergegeben wird. Es sind alle relevanten anatomischen Strukturen des menschlichen Kopfes vorhanden und in der radiologischen Abbildung kann eindeutig zwischen kompakten und spongösen Knochenanteilen differenziert werden. Zudem entspricht das Phantom von seinen äußeren Abmessungen exakt dem Kopf eines erwachsenen Mannes. Da das Phantom jedoch vollständig, inkl. der Zähne, aus

gewebsäquivalenten Materialien besteht, können auch hier keine mit dem Menschen vergleichbaren Ergebnisse bei der Validierung von Filtersystemen erzielt werden. Des Weiteren lässt sich auch bei diesem Phantom der Mund nicht öffnen, sodass keine metallischen dentalen Restaurationen zur Validierung von DVT-Systemen installiert werden können. Zum Einsatz kommt dieses Phantom hauptsächlich in der diagnostischen Radiologie, zum Training des radiologischen Fachpersonals bzgl. der optimalen Patientenpositionierung im DVT und zur Einstellung optimaler Scan-Parameter eines DVT-Systems. Es kann weiterführend auch im Rahmen von Dosiemetrieuntersuchungen zur Anwendung kommen[1, 143]. Darüber hinaus wurden mit Hilfe einer modifizierten Version des CIRS ATOM®max Dental & Diagnostic Head Phantom Untersuchungen zur Genauigkeit CT- und DVT-gestützter Navigationssysteme durchgeführt[25, 143]. Laut Herstellerangaben soll zudem die Möglichkeit der Algorithmenentwicklung zur Verbesserung des Scan-Ergebnisses durch Reduktion störender Artefakte bestehen. Hierzu lassen sich jedoch aktuell keine aussagekräftigen wissenschaftlichen Literaturquellen finden.

4.2.5 3D Anthropomorphic Skull Phantom

Das 3D Anthropomorphic Skull Phantom (Fa. CIRS, Norfolk, Virginia, USA) besteht, ähnlich dem Visser- und dem CIRS ATOM®max Dental & Diagnostic Head Phantom, vollständig aus gewebsäquivalenten Materialien. Im Unterschied zu den beiden zuvor genannten Phantomen lässt sich das umgebende Weichgewebe in diesem Fall der jeweiligen Fragestellung anpassen. Das Phantom besteht aus einem Schädel, der von einer Kunststoffhülle in stilisierter Kopfform umgeben ist. Zwischen die umgebende Hülle und den Schädel kann mittels Öffnung ein Weichgewebe mit unterschiedlicher radiologischer Dichte eingefüllt werden, was einen Vorteil gegenüber den genannten Phantomen darstellt.

Die übrigen in Kapitel 1.5 genannten radiologischen Phantome finden ihre Anwendung ausschließlich in der Dosimetrie und können wegen des fehlenden Bezugs zu maxillofazialen Strukturen nicht zur Untersuchung dentaler radiologischer Phänomene herangezogen werden.

4.3 Welche Vor- und Nachteile ergeben sich durch das neue Phantom?

Das im Rahmen der vorliegenden Arbeit geplante, konzipierte und produzierte Phantom zur Durchführung radiologischer Untersuchungen an Cone Beam-Systemen soll im Folgenden im Bezug auf die zuvor betrachteten Phantome kritisch beleuchtet werden.

Ein entscheidender Vorteil hinsichtlich des in dieser Arbeit hergestellten anthropomorphen Phantoms liegt in der relativ genauen anatomischen Rekonstruktion des menschlichen Kopfes und seiner knöchernen bzw. weichteiligen Anteile. Jedoch ist die Rekonstruktion der Anatomie nicht annähernd so exakt, wie sie beim CIRS ATOM®max Dental & Diagnostic Head Phantom zu finden ist. Für die Intention des Phantoms, nämlich der Validierung von Filtersystemen zur Reduktion von störenden Metallartefakten in Cone Beam-Aufnahmen, sollte sie jedoch vollkommen ausreichend sein. Durch die dem 3D-Druck des Schädels angeschlossene Epoxidharz-Infiltration und Ummantelung mit einer in seiner radiologischen Dichte äquivalenten Weichgewebsmaske konnte nicht nur die Gesamtstabilität des Phantoms gesteigert werden. Radiologisch kann durch diesen Schritt zwischen kompakten und spongiösen Anteilen des Gesichtsschädels unterschieden werden, was die Realitätstreue des Phantoms unterstreicht. Die Mundpartie und die Kiefergelenke des Phantoms wurden so gestaltet, dass eine – materialbedingt eingeschränkte – Mundöffnung möglich ist. Dadurch eignet sich das neu entwickelte Phantom nicht nur für die Anfertigung von CB-, CT- und OPG-Aufnahmen, sondern könnte auch

im Hinblick auf die konservierende Zahnheilkunde für die Evaluierung von Bissflügelaufnahmen und für Einzelzahnfilme eingesetzt werden.

Das neue radiologische Phantom wurde für die Anwendung in DVT-Geräten konzipiert und produziert. Die Gesamtgröße des Phantoms wurde so dimensioniert, dass die Abmessung des maximal abgebildeten Volumens (Field of View) der DVT-Geräte vollständig ausgenutzt werden kann.

Des Weiteren ist als vorteilhaft zu nennen, dass das neu entwickelte anthropomorphe radiologische Phantom bis auf die natürlichen menschlichen Zähne in den Kiefermodellen vollständig aus synthetischen Materialien aufgebaut ist. Durch diese besondere Eigenschaft unterscheidet es sich erheblich vom Aufbau des Alderson-Rando-Phantoms und genügt auch strengen medizinethischen Ansichten.

Der entscheidende Vorteil des Phantomkopfes, auch im Hinblick auf die anderen, in dieser Arbeit näher beleuchteten Phantome, ist jedoch, dass die dentale Situation auf Grund der installierten Schnittstelle zur Aufnahme diverser Kiefermodelle der jeweiligen Fragestellung individuell angepasst werden kann. So lassen sich alle Kombinationsmöglichkeiten an intraoralen Metallexpositionen (metallische Füllungen, Inlays, Kronen, Brücke, Implantate etc.) in Kiefermodellen nachstellen und mittels Schnittstelle in den Phantomkopf integrieren. Durch die Abstimmung der Gesamtgröße des Phantomkopfes an die Größe des natürlichen menschlichen Kopfes kann nicht nur das Aufnahmespektrum des CB-Scanners vollständig ausgenutzt werden. Auch werden durch diese Eigenschaft bzgl. der Proportionalität realitätsgetreue radiologische Untersuchungen ermöglicht.

Zwar bietet auch das SEDENTEXCT IQ – Dental CBCT®-Phantom die Möglichkeit der Aufnahme von bis zu sieben aus verschiedenen Materialien aufgebauten Probekörpern, die hinsichtlich der Ausbildung von Metallartefakten im Anschluss untersucht werden können. Doch die Auswirkung der Artefakte im Bezug auf eine Reduktion der Interpretierbarkeit dreidimensionaler DVT-Aufnahmen durch z.B. die Überlagerung entscheidender angrenzender

anatomischer Strukturen kann mit Hilfe des SEDENTEXCT IQ – Dental CBCT®-Phantoms nicht untersucht werden.

Den genannten Vorteilen müssen jedoch auch Nachteile gegenübergestellt werden. So können mit dem neu entwickelten Phantom keine Bewegungsartefakte, die in Form von Atmungsartefakten und durch minimale Bewegungen des Patienten während der Aufnahme regelmäßig bei Röntgenuntersuchungen entstehen, imitiert werden. Als nachteilig bezüglich des neuen Phantoms erweist sich ebenfalls, dass die anatomischen Strukturen nicht perfekt nachgeahmt, sondern nur stilisiert angedeutet werden.

Auch die zu den bereits vorhandenen radiologischen Phantomen relativ geringe Stabilität des gedruckten Schädels könnte sich im täglichen wissenschaftlichen Gebrauch als negativ erweisen. Die umgebende Weichgewebsmaske aus Silikon kann unter Umständen nicht alle von außen auf den Schädel einwirkenden Kräfte ableiten, sodass es zu Frakturen des Schädels kommen kann.

Des Weiteren sind die Größenrelationen zwischen den Kiefermodellen und den knöchernen Strukturen von Maxilla und Mandibula aus technischen Gründen, wenn auch nur geringfügig, von der Realität abweichend.

Die genannten Nachteile haben jedoch auf die Evaluierung von Metallartefakten in CB-Systemen, für die das Phantom primär konzipiert und produziert wurde, nur eingeschränkt negative Auswirkungen. Schlussendlich wird sich in der Routineanwendung des Phantomkopfes herausstellen, inwieweit die diskutierten Vor- und Nachteile die Möglichkeiten bzgl. der Evaluierung von Metallartefakten in CB-Systemen positiv oder negativ beeinflussen.

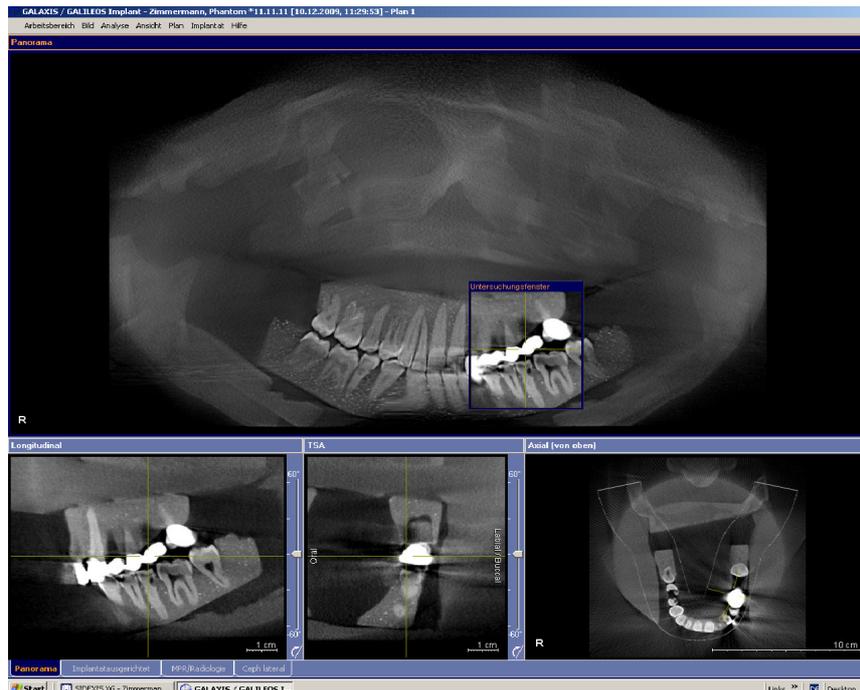


Abbildung 58 Screenshot des Gesamtschädels mit eingesetztem Zahnersatz, gefertigt aus metallischen und keramischen Werkstoffen

4.4 Schlussfolgerung

Mit Hilfe des im Rahmen dieser Arbeit entwickelten anthropomorphen Phantoms können standardisierte Aufnahmen von metallischen oder keramischen dentalen Restaurationen angefertigt und bzgl. der Ausbildung von Artefakten ausgewertet werden, was der Weiterentwicklung sowohl der Hart-, als auch der Software von DVT-Geräten zugute kommt. Gegenüber bereits vorhandenen Phantomen ergibt sich insbesondere der Vorteil der austauschbaren dentalen Restaurationen, sodass auch komplexe Versuchsaufbauten, in denen unterschiedliche metallische Werkstoffe parallel zum Einsatz kommen, zum Thema Metallartefakte in der digitalen Volumentomographie möglich werden.

Nach Abwägung der Vor- und Nachteile des neu entwickelten anthropomorphen Phantoms – speziell im Vergleich zu den bereits zuvor entwickelten Phantomen – kann zusammenfassend festgehalten werden, dass sowohl die technisch-physischen, als auch die radiologischen Eigenschaften des Phantoms eine

Evaluierung von Metallartefakten in DVT-Geräten zufriedenstellend ermöglichen sollte.

5 Zusammenfassung

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde ein anthropomorpher Phantomkopf zur weiterführenden Evaluierung von Metallartefakten, die regelmäßig bei der Anfertigung von CB-Aufnahmen auftreten, computergestützt generiert und produziert. Der entwickelte Phantomkopf besteht aus einem anthropomorphen Schädel, der im Rapid Prototyping-Druckverfahren aus einem zuvor digital generierten, dreidimensionalen Datensatz hergestellt wurde. Es wurden ein spezielles Druckerpulver mit entsprechender Binderflüssigkeit in einem 3D-Drucker schichtweise so zusammengefügt und ausgehärtet, dass eine realitätsgetreue Rekonstruktion eines menschlichen Schädels entstand. Ziel war es, das gesamte Phantom ausschließlich aus Werkstoffen herzustellen, die in ihrer radiologischen Dichte knochenäquivalent sind. Eine physiologische Knochendicht von ca. 550 HU wurde mit Hilfe von Bariumsulfat erreicht, das den Rapid Prototyping-Werkstoffen schlussendlich in einer Konzentration von 1,5% des Gesamtvolumens in Pulverform zugegeben wurde. Zur Weichteilsimulation wurde der Schädel von einer Silikonmasse umgeben, die ebenfalls eine radiologische Dichte ähnlich natürlicher Weichgewebe aufweist.

Weiterführend wurden im Rahmen dieser Arbeit ein Ober- und ein Unterkiefermodell, in die natürliche menschliche Zähne zur Wiedergabe der dentalen Situation integriert wurden, hergestellt.

Im Bereich der Maxilla und Mandibula des Schädels sind Schnittstellen integriert worden, die den Ein- und Ausschub von Kiefermodellen ermöglichen, was die Austauschbarkeit der dentalen Situation ermöglicht und die Varianz der späteren Verwendungsmöglichkeiten des radiologischen Phantoms erhöht.

An Hand von DVT-Aufnahmen, die abschließend vom Gesamtphantom angefertigt wurden, konnte gezeigt werden, dass das Phantom in seiner Gesamtheit der radiologischen Dichte natürlicher menschlicher Hart- und Weichgewebe entspricht und sich somit, vor allem durch die Austauschbarkeit der dentalen Situation, für prospektive Untersuchungen hinsichtlich der

Entstehung störender, die Bildqualität teilweise erheblich beeinträchtigender Artefakte eignet.

Der primäre Fokus soll nachfolgend auf der Evaluierung des im Rahmen der vorliegenden Arbeit geplanten und produzierten Phantomkopfes, an Hand weiterführender wissenschaftlicher Untersuchung an einem Cone-Beam-System, liegen. Dabei soll hauptsächlich die Eignung des Phantoms zur Beurteilung in dreidimensionalen Darstellungen auftretender, materialabhängiger Artefakte thematisiert werden. Diesbezüglich sollen metallische und keramische Werkstoffe in Verbindung mit natürlichen menschlichen Zähnen zur Herstellung einer weitestgehend realitätsgetreuen, exemplarischen intraoralen Situation zum Einsatz kommen.

6 Literaturverzeichnis

1. Anderson-Evans, C.D., *Estimating Effective Dose from Phantom Dose Measurements in Atrial Fibrillation Ablation Procedures and Comparison of MOSFET and TLD Detectors in a Small Animal Dosimetry Detting*. 2011.
2. Bal, M. and L. Spies, *Metal artifact reduction in CT using tissue-class modeling and adaptive prefiltering*. Med Phys, 2006. **33**(8): p. 2852-9.
3. Bamgbose, B.O., W.L. Adeyemo, A.L. Ladeinde, and M.O. Ogunlewe, *Conebeam computed tomography (CBCT): the new vista in oral and maxillofacial imaging*. Nig Q J Hosp Med, 2008. **18**(1): p. 32-5.
4. Barrett, J.F. and N. Keat, *Artifacts in CT: recognition and avoidance*. Radiographics, 2004. **24**(6): p. 1679-91.
5. Bechara, B., C. McMahan, H. Geha, and M. Noujeim, *Evaluation of a cone beam CT artefact reduction algorithm*. Dentomaxillofac Radiol, 2012.
6. Bechara, B., W. Moore, C. McMahan, and M. Noujeim, *Metal artefact reduction with cone beam computed tomography: an in-vitro study*. Dentomaxillofac Radiol, 2012.
7. Bernaerts, A., F.M. Vanhoenacker, L. Geenen, G. Quisquater, and P.M. Parizel, *Conventional dental radiology: what the general radiologist needs to know*. Jbr-Btr, 2006. **89**(1): p. 23-32.
8. Besimo, C., J.T. Lambrecht, and A. Nidecker, *Dental implant treatment planning with reformatted Computed tomography*. Dentomaxillofac Radiol, 1995. **24**: p. 264.
9. Boeddinghaus, R. and A. Whyte, *Current concepts in maxillofacial imaging*. Eur J Radiol, 2008. **66**(3): p. 396-418.
10. Carrafiello, G., M. Dizonno, V. Colli, S. Strocchi, S. Pozzi Taubert, A. Leonardi, A. Giorgianni, M. Barresi, A. Macchi, E. Bracchi, L. Conte, and C. Fugazzola, *Comparative study of jaws with multislice computed tomography and cone-beam computed tomography*. Radiol Med. **115**(4): p. 600-11.
11. Casselman, J.W., F. Deryckere, R. Hermans, C. Declercq, L. Neyt, G. Pattyn, L. Meeus, P. Vandevoorde, L. Steyaert, and V. Devos, *Denta Scan: CT software program used in the anatomic evaluation of the mandible and maxilla in the perspective of endosseous implant surgery*. Rofo, 1991. **155**(1): p. 4-10.
12. Claussen, C.D. and B. Lochner, *Klinische Anwendung der dynamischen Computertomographie*. Dynamische Computertomographie, 1983: p. 65-89.
13. Cohnen, M., J. Kemper, O. Mobes, J. Pawelzik, and U. Modder, *Radiation dose in dental radiology*. Eur Radiol, 2002. **12**(3): p. 634-7.
14. Cordis and T.S.F.P.o.t.E.A.E.C.E.f.n.r.a.t. activities, *Radiation Protection: Cone Beam CT for Dental and Maxillofacial Radiology - Evidence Based Guidelines*. 2011.

15. Cotton, T.P., T.M. Geisler, D.T. Holden, S.A. Schwartz, and W.G. Schindler, *Endodontic applications of cone-beam volumetric tomography*. J Endod, 2007. **33**(9): p. 1121-32.
16. Courter, B.J., *Pseudofractures of the mandible secondary to motion artifact*. Am J Emerg Med, 1994. **12**(1): p. 88-9.
17. Crawford, C.R., K.F. King, C.J. Ritchie, and J.D. Godwin, *Respiratory compensation in projection imaging using a magnification and displacement model*. IEEE Trans Med Imaging, 1996. **15**(3): p. 327-32.
18. Danova, D., B. Keil, B. Kastner, J. Wulff, M. Fiebich, K. Zink, K.J. Klose, and J.T. Heverhagen, *Reduction of uterus dose in clinical thoracic computed tomography*. Rofo, 2010. **182**(12): p. 1091-6.
19. Davies, J., B. Johnson, and N. Drage, *Effective doses from cone beam CT investigation of the jaws*. Dentomaxillofac Radiol, 2012. **41**(1): p. 30-6.
20. de Man, B., *Metal streak artifacts in x-ray computed tomography: a simulation study*. IEEE Trans Nuc Sci, 1999. **46**: p. 691-696.
21. Draenert, F.G., E. Coppenrath, P. Herzog, S. Muller, and U.G. Mueller-Lisse, *Beam hardening artefacts occur in dental implant scans with the NewTom cone beam CT but not with the dental 4-row multidetector CT*. Dentomaxillofac Radiol, 2007. **36**(4): p. 198-203.
22. Drage, N.A. and V. Sivarajasingam, *The use of cone beam computed tomography in the management of isolated orbital floor fractures*. Br J Oral Maxillofac Surg, 2009. **47**(1): p. 65-6.
23. Dreiseidler, T., R.A. Mischkowski, J. Neugebauer, L. Ritter, and J.E. Zoller, *Comparison of cone-beam imaging with orthopantomography and computerized tomography for assessment in presurgical implant dentistry*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2009. **24**(2): p. 216-25.
24. Ebraheim, N.A., R. Coombs, J.J. Rusin, and W.T. Jackson, *Reduction of postoperative CT artifacts of pelvic fractures by use of titanium implants*. Orthopedics, 1990. **13**(12): p. 1357-8.
25. Eggers, G., H. Senoo, G. Kane, and J. Muhling, *The accuracy of image guided surgery based on cone beam computer tomography image data*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2009. **107**(3): p. e41-8.
26. Ericson, S. and J. Kuroi, *CT diagnosis of ectopically erupting maxillary canines--a case report*. Eur J Orthod, 1988. **10**(2): p. 115-21.
27. Espelid, I., A.B. Tveit, R.L. Erickson, S.C. Keck, and E.A. Glasspoole, *Radiopacity of restorations and detection of secondary caries*. Dent Mater, 1991. **7**(2): p. 114-7.
28. Euratom, *Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlung (Röntgenverordnung-RöV) - Neufassung vom 30. April 2003*. 2003.
29. Farman, A.G. and T.T. Farman, *Extraoral and panoramic systems*. Dent Clin North Am, 2000. **44**(2): p. 257-72, v-vi.
30. Feile, H., D. Riediger, R. Gustorf-Aeckerle, and C. Claus, *Die hochauflösende Computertomographie in der Diagnostik verlagertes*

- unterer Weisheitszähne unter besonderer Berücksichtigung der Strahlenbelastung.* Dtsch Z Mund Kiefer Gesichtschir, 1991. **15**: p. 226.
31. Flohr, T.G., S. Schaller, K. Stierstorfer, H. Bruder, B.M. Ohnesorge, and U.J. Schoepf, *Multi-detector row CT systems and image-reconstruction techniques.* Radiology, 2005. **235**(3): p. 756-73.
 32. Friedmann, G. and C. Promper, *CT examination of the spine and the spinal canal.* Eur J Radiol, 1982. **2**(1): p. 60-5.
 33. Garcia Silva, M.A., U. Wolf, F. Heinicke, K. Grundler, H. Visser, and E. Hirsch, *Effective dosages for recording Veraviewepocs dental panoramic images: analog film, digital, and panoramic scout for CBCT.* Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2008. **106**(4): p. 571-7.
 34. Glauser, F., J.H. Harris, Jr., E.P. Pendergrass, L. Stanton, and W.J. Tuddenham, *The development of a chest phantom for use in radiologic dosimetry.* Radiology, 1956. **67**(6): p. 805-14.
 35. Glover, G.H. and N.J. Pelc, *Nonlinear partial volume artifacts in x-ray computed tomography.* Med Phys, 1980. **7**(3): p. 238-48.
 36. Goerres, G.W., C. Burger, E. Kamel, B. Seifert, A.H. Kaim, A. Buck, T.C. Buehler, and G.K. Von Schulthess, *Respiration-induced attenuation artifact at PET/CT: technical considerations.* Radiology, 2003. **226**(3): p. 906-10.
 37. Gomi, T., K. Koshida, and T. Miyati, *Development of a cone angle weighted three-dimensional image reconstruction algorithm to reduce cone-beam artefacts.* Dentomaxillofac Radiol, 2006. **35**(6): p. 398-406.
 38. Guerrero, M.E., R. Jacobs, M. Loubele, F. Schutyser, P. Suetens, and D. van Steenberghe, *State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement.* Clin Oral Investig, 2006. **10**(1): p. 1-7.
 39. Gupta, R., M. Grasruck, C. Suess, S.H. Bartling, B. Schmidt, K. Stierstorfer, S. Popescu, T. Brady, and T. Flohr, *Ultra-high resolution flat-panel volume CT: fundamental principles, design architecture, and system characterization.* Eur Radiol, 2006. **16**(6): p. 1191-205.
 40. Haramati, N., R.B. Staron, K. Mazel-Sperling, K. Freeman, E.L. Nickoloff, C. Barax, and F. Feldman, *CT scans through metal scanning technique versus hardware composition.* Comput Med Imaging Graph, 1994. **18**(6): p. 429-34.
 41. Hassfeld, S., M. Kunkel, H. Ulrich, W. Wagner, and J.E. Zöller, *Stellungnahme: Indikationen zur Schnittbilddiagnostik in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie (CT/DVT).* Der MKG-Chirurg, 2008. **1**: p. 148-151.
 42. Hatcher, D.C., C. Dial, and C. Mayorga, *Cone beam CT for pre-surgical assessment of implant sites.* J Calif Dent Assoc, 2003. **31**(11): p. 825-33.
 43. Heiland, M., D. Schulze, U. Rother, and R. Schmelzle, *Postoperative imaging of zygomaticomaxillary complex fractures using digital volume tomography.* J Oral Maxillofac Surg, 2004. **62**(11): p. 1387-91.
 44. Hirsch, E., U. Wolf, F. Heinicke, and M.A. Silva, *Dosimetry of the cone beam computed tomography Veraviewepocs 3D compared with the 3D*

- Accuitomo in different fields of view.* Dentomaxillofac Radiol, 2008. **37**(5): p. 268-73.
45. Holberg, C., S. Steinhauser, P. Geis, and I. Rudzki-Janson, *Cone-beam computed tomography in orthodontics: benefits and limitations.* J Orofac Orthop, 2005. **66**(6): p. 434-44.
46. Horner, K., M. Islam, L. Flygare, K. Tsiklakis, and E. Whaites, *Basic principles for use of dental cone beam computed tomography: consensus guidelines of the European Academy of Dental and Maxillofacial Radiology.* Dentomaxillofac Radiol, 2009. **38**(4): p. 187-95.
47. Hounsfield, G.N., *Computerized transverse axial scanning (tomography): Part I. Description of system.* 1973. Br J Radiol, 1995. **68**(815): p. H166-72.
48. <http://www.sirona.de>.
49. Hümmeke, S., J. Voßhans, and E. Esser, *Diagnostische Möglichkeiten der digitalen Volumentomographie.* Die Quintessenz, 2003. **54**: p. 1105-1112.
50. Hussain, A.M., G. Packota, P.W. Major, and C. Flores-Mir, *Role of different imaging modalities in assessment of temporomandibular joint erosions and osteophytes: a systematic review.* Dentomaxillofac Radiol, 2008. **37**(2): p. 63-71.
51. Iball, G.R. and D.S. Brettle, *Organ and effective dose reduction in adult chest CT using abdominal lead shielding.* Br J Radiol, 2011. **84**(1007): p. 1020-6.
52. Kajan, Z.D. and M. Taromsari, *Value of cone beam CT in detection of dental root fractures.* Dentomaxillofac Radiol, 2012. **41**(1): p. 3-10.
53. Kalender, W.A., *A Phantom for Standardization and Quality Control in Spinal Bone Mineral Measurements by QCT and DXA.* Med. Phys., 1991. **19**: p. 583-588.
54. Kalender, W.A., D. Felsenberger, H. Genant, M. Fischer, J. Dequeker, and J. Reeve, *The European Spine Phantom - a tool for standardization and quality control in spinal bone measurements.* European J. Radiology, 1995. **20**: p. 83-92.
55. Kasaj, A. and B. Willershausen, *Digital volume tomography for diagnostics in periodontology.* Int J Comput Dent, 2007. **10**(2): p. 155-68.
56. Kataoka, M.L., M.G. Hochman, E.K. Rodriguez, P.J. Lin, S. Kubo, and V.D. Raptopoulos, *A review of factors that affect artifact from metallic hardware on multi-row detector computed tomography.* Curr Probl Diagn Radiol, 2010. **39**(4): p. 125-36.
57. Katsumata, A., A. Hirukawa, M. Noujeim, S. Okumura, M. Naitoh, M. Fujishita, E. Ariji, and R.P. Langlais, *Image artifact in dental cone-beam CT.* Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2006. **101**(5): p. 652-7.
58. Ketelsen, D., M. Fenchel, C. Thomas, M. Buchgeister, N. Boehringer, I. Tsiflikas, M. Kaempf, C.D. Claussen, and M. Heuschmid, *Estimation of radiation exposure of retrospective gated and prospective triggered 128-slice triple-rule-out CT angiography.* Acta Radiol, 2011. **52**(7): p. 762-6.

59. Klingenberg-Regn, K., S. Schaller, T. Flohr, B. Ohnesorge, A.F. Kopp, and U. Baum, *Subsecond multi-slice computed tomography: basics and applications*. Eur J Radiol, 1999. **31**(2): p. 110-24.
60. Kobayashi, K., S. Shimoda, Y. Nakagawa, and A. Yamamoto, *Accuracy in measurement of distance using limited cone-beam computerized tomography*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2004. **19**(2): p. 228-31.
61. Korner, M., C.H. Weber, S. Wirth, K.J. Pfeifer, M.F. Reiser, and M. Treitl, *Advances in digital radiography: physical principles and system overview*. Radiographics, 2007. **27**(3): p. 675-86.
62. Kovacs, M., P. Fejerdy, and N.C. Dobo, *[Metal artefact on head and neck cone-beam CT images]*. Fogorv Sz, 2008. **101**(5): p. 171-8.
63. Kraut, R.A., *Interactive CT diagnostics, planning and preparation for dental implants*. Implant Dent, 1998. **7**(1): p. 19-25.
64. Kyriakou, Y., M. Kachelriess, M. Knaup, J.U. Krause, and W.A. Kalender, *Impact of the z-flying focal spot on resolution and artifact behavior for a 64-slice spiral CT scanner*. Eur Radiol, 2006. **16**(6): p. 1206-15.
65. Lees, B., S.W. Garland, C. Walton, and J.C. Stevenson, *Evaluation of the European Spine Phantom in a multi-centre clinical trial*. Osteoporos Int, 1997. **7**(6): p. 570-4.
66. Lemkamp, M., A. Filippi, D. Berndt, and J.T. Lambrecht, *[Diagnostic possibilities of digital volume tomography]*. Schweiz Monatsschr Zahnmed, 2006. **116**(6): p. 645-53.
67. Lewitt, R.M., *Multidimensional digital image representations using generalized Kaiser-Bessel window functions*. J Opt Soc Am A, 1990. **7**(10): p. 1834-46.
68. Ling, C.C., M.C. Schell, K.R. Working, K. Jentzsch, L. Harisiadis, S. Carabell, and C.C. Rogers, *CT-assisted assessment of bladder and rectum dose in gynecological implants*. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 1987. **13**(10): p. 1577-82.
69. Littler, B., *X-ray burn out*. Br Dent J, 2009. **207**(5): p. 194.
70. Liu, C., A.M. Alessio, and P.E. Kinahan, *Respiratory motion correction for quantitative PET/CT using all detected events with internal-external motion correlation*. Med Phys. **38**(5): p. 2715-23.
71. Lofthag-Hansen, S., K. Grondahl, and A. Ekestubbe, *Cone-beam CT for preoperative implant planning in the posterior mandible: visibility of anatomic landmarks*. Clin Implant Dent Relat Res, 2009. **11**(3): p. 246-55.
72. Lofthag-Hansen, S., A. Thilander-Klang, A. Ekestubbe, E. Helmrot, and K. Grondahl, *Calculating effective dose on a cone beam computed tomography device: 3D Accuitomo and 3D Accuitomo FPD*. Dentomaxillofac Radiol, 2008. **37**(2): p. 72-9.
73. Loubele, M., R. Bogaerts, E. Van Dijck, R. Pauwels, S. Vanheusden, P. Suetens, G. Marchal, G. Sanderink, and R. Jacobs, *Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications*. Eur J Radiol, 2009. **71**(3): p. 461-8.

74. Low, D.A., J.M. Moran, J.F. Dempsey, L. Dong, and M. Oldham, *Dosimetry tools and techniques for IMRT*. Med Phys, 2011. **38**(3): p. 1313-38.
75. Ludlow, J.B., L.E. Davies-Ludlow, S.L. Brooks, and W.B. Howerton, *Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT*. Dentomaxillofac Radiol, 2006. **35**(4): p. 219-26.
76. Ludlow, J.B. and M. Ivanovic, *Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2008. **106**(1): p. 106-14.
77. Mah, J.K., R.A. Danforth, A. Bumann, and D. Hatcher, *Radiation absorbed in maxillofacial imaging with a new dental computed tomography device*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2003. **96**(4): p. 508-13.
78. Mah, P., T.E. Reeves, and W.D. McDavid, *Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam computed tomography*. Dentomaxillofac Radiol, 2010. **39**(6): p. 323-35.
79. Mahnken, A.H., R. Raupach, J.E. Wildberger, B. Jung, N. Heussen, T.G. Flohr, R.W. Gunther, and S. Schaller, *A new algorithm for metal artifact reduction in computed tomography: in vitro and in vivo evaluation after total hip replacement*. Invest Radiol, 2003. **38**(12): p. 769-75.
80. Marchant, T.E., G.J. Price, B.J. Matuszewski, and C.J. Moore, *Reduction of motion artefacts in on-board cone beam CT by warping of projection images*. Br J Radiol, 2011. **84**(999): p. 251-64.
81. Meilinger, M., C. Schmidgunst, O. Schutz, and E.W. Lang, *Metal artifact reduction in cone beam computed tomography using forward projected reconstruction information*. Z Med Phys, 2011. **21**(3): p. 174-82.
82. Meyer, E., R. Raupach, M. Lell, B. Schmidt, and M. Kachelriess, *Normalized metal artifact reduction (NMAR) in computed tomography*. Med Phys. **37**(10): p. 5482-93.
83. Möbes, O. and e. al., *Strahlenexposition bei der digitalen Volumetomographie, Panoramaschichtaufnahme und Computertomographie*. Zahnärztliche Zeitschrift, 2000. **55**: p. 335-339.
84. Möbes, O., Becker, J., Pawelzik, J., Jacobs, K., A.d.D.V.i. der, and implantologischen Diagnostik. *Z Zahnärztl Implantol 4, Anwendungsmöglichkeiten der Digitalen Volumetomographie in der implantologischen Diagnostik*. Z Zahnärztl. Implantologie 4, 1999: p. 229.
85. Mostrom, U. and C. Ytterbergh, *Artifacts in computed tomography of the posterior fossa: a comparative phantom study*. J Comput Assist Tomogr, 1986. **10**(4): p. 560-6.
86. Mozzo, P., C. Procacci, A. Tacconi, P.T. Martini, and I.A. Andreis, *A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results*. Eur Radiol, 1998. **8**(9): p. 1558-64.
87. Nakae, Y., K. Sakamoto, T. Minamoto, T. Kamakura, Y. Ogata, M. Matsumoto, and T. Johkou, *Clinical evaluation of a newly developed*

- method for avoiding artifacts caused by dental fillings on X-ray CT. Radiol Phys Technol*, 2008. **1**(1): p. 115-22.
88. Nakagawa, Y., K. Kobayashi, H. Ishii, A. Mishima, K. Asada, and K. Ishibashi, *Preoperative application of limited cone beam computerized tomography as an assessment tool before minor oral surgery. Int J Oral Maxillofac Surg*, 2002. **31**(3): p. 322-6.
89. Neugebauer, J., R. Shirani, R.A. Mischkowski, L. Ritter, M. Scheer, E. Keeve, and J.E. Zoller, *Comparison of cone-beam volumetric imaging and combined plain radiographs for localization of the mandibular canal before removal of impacted lower third molars. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2008. **105**(5): p. 633-42; discussion 643.
90. O'Daniel, J.C., D.I. Rosenthal, A.S. Garden, J.L. Barker, A. Ahamad, K.K. Ang, J.A. Asper, A.I. Blanco, R. de Crevoisier, F.C. Holsinger, C.B. Patel, D.L. Schwartz, H. Wang, and L. Dong, *The effect of dental artifacts, contrast media, and experience on interobserver contouring variations in head and neck anatomy. Am J Clin Oncol*, 2007. **30**(2): p. 191-8.
91. Ohman, A., L. Kull, J. Andersson, and L. Flygare, *Radiation doses in examination of lower third molars with computed tomography and conventional radiography. Dentomaxillofac Radiol*, 2008. **37**(8): p. 445-52.
92. Okano, T., Y. Harata, Y. Sugihara, R. Sakaino, R. Tsuchida, K. Iwai, K. Seki, and K. Araki, *Absorbed and effective doses from cone beam volumetric imaging for implant planning. Dentomaxillofac Radiol*, 2009. **38**(2): p. 79-85.
93. Pauwels, R., J. Beinsberger, B. Collaert, C. Theodorakou, J. Rogers, A. Walker, L. Cockmartin, H. Bosmans, R. Jacobs, R. Bogaerts, and K. Horner, *Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. Eur J Radiol*, 2012. **81**(2): p. 267-271.
94. Pauwels, R., H. Stamatakis, H. Bosmans, R. Bogaerts, R. Jacobs, K. Horner, and K. Tsiklakis, *Quantification of metal artifacts on cone beam computed tomography images. Clin Oral Implants Res*, 2011: p. 1-6.
95. Perrella, A., P.M. Lopes, R.G. Rocha, M. Fenyó-Pereira, and M.G. Cavalcanti, *Influence of dental metallic artifact from multislice CT in the assessment of simulated mandibular lesions. J Appl Oral Sci*, 2010. **18**(2): p. 149-54.
96. Prell, D., Y. Kyriakou, M. Beister, and W.A. Kalender, *A novel forward projection-based metal artifact reduction method for flat-detector computed tomography. Phys Med Biol*, 2009. **54**(21): p. 6575-91.
97. Razavi, T., R.M. Palmer, J. Davies, R. Wilson, and P.J. Palmer, *Accuracy of measuring the cortical bone thickness adjacent to dental implants using cone beam computed tomography. Clin Oral Implants Res*, 2010. **21**(7): p. 718-25.
98. Rit, S., J.W. Wolthaus, M. van Herk, and J.J. Sonke, *On-the-fly motion-compensated cone-beam CT using an a priori model of the respiratory motion. Med Phys*, 2009. **36**(6): p. 2283-96.

99. Roberts, D., J. Pettigrew, J. Udupa, and C. Ram, *Three-dimensional imaging and display of the temporomandibular joint*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 1984. **58**(4): p. 461-74.
100. Roberts, J.A., N.A. Drage, J. Davies, and D.W. Thomas, *Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry*. Br J Radiol, 2009. **82**(973): p. 35-40.
101. Robertson, D.D., P.J. Weiss, E.K. Fishman, D. Magid, and P.S. Walker, *Evaluation of CT techniques for reducing artifacts in the presence of metallic orthopedic implants*. J Comput Assist Tomogr, 1988. **12**(2): p. 236-41.
102. Roche, *Lexikon der Medizin*. Urban & Schwarzenberg, 1993. **3**: p. 103.
103. Rozeik, C., O. Kotterer, J. Preiss, M. Schutz, W. Dingler, and H.K. Deininger, *Cranial CT artifacts and gantry angulation*. J Comput Assist Tomogr, 1991. **15**(3): p. 381-6.
104. Rügsegger, P. and W.A. Kalender, *A phantom for standardization and quality control in peripheral bone measurements by PQCT and DXA*. Phys. Med. Biol., 1993: p. 1963-1970.
105. Rustemeyer, P., U. Streubuhr, and J. Suttmoeller, *Low-dose dental computed tomography: significant dose reduction without loss of image quality*. Acta Radiol, 2004. **45**(8): p. 847-53.
106. Sanders, M.A., C. Hoyjberg, C.B. Chu, V.L. Leggitt, and J.S. Kim, *Common orthodontic appliances cause artifacts that degrade the diagnostic quality of CBCT images*. J Calif Dent Assoc, 2007. **35**(12): p. 850-7.
107. Sato, S., Y. Arai, K. Shinoda, and K. Ito, *Clinical application of a new cone-beam computerized tomography system to assess multiple two-dimensional images for the preoperative treatment planning of maxillary implants: case reports*. Quintessence Int, 2004. **35**(7): p. 525-8.
108. Scarfe, W.C. and A.G. Farman, *What is cone-beam CT and how does it work?* Dent Clin North Am, 2008. **52**(4): p. 707-30, v.
109. Schmuth, G.P., M. Freisfeld, O. Koster, and H. Schuller, *The application of computerized tomography (CT) in cases of impacted maxillary canines*. Eur J Orthod, 1992. **14**(4): p. 296-301.
110. Schramm, A., *Die digitale Volumetomographie in der Zahnmedizin und MKG-Chirurgie*.
111. Schulze, R., *Aktueller Stand der digitalen Röntgentechnik*. Zahnärztliche Mitteilung, 2006(6).
112. Schulze, R., S. Hassfeld, and D. Schulze, *Dentale Volumetomographie (DVT)*. Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, 2009.
113. Schulze, R., U. Heil, D. Gross, D.D. Bruellmann, E. Dranischnikow, U. Schwanecke, and E. Schoemer, *Artefacts in CBCT: a review*. Dentomaxillofac Radiol, 2011. **40**(5): p. 265-73.
114. Schulze, R.K., D. Berndt, and B. d'Hoedt, *On cone-beam computed tomography artifacts induced by titanium implants*. Clin Oral Implants Res, 2009.

115. Schwarz, M.S., S.L. Rothman, N. Chafetz, and M. Rhodes, *Computed tomography in dental implantation surgery*. Dent Clin North Am, 1989. **33**(4): p. 555-97.
116. Seibert, J.A., *Tradeoffs between image quality and dose*. Pediatr Radiol, 2004. **34 Suppl 3**: p. S183-95; discussion S234-41.
117. Sennst, D.A., M. Kachelriess, C. Leidecker, B. Schmidt, O. Watzke, and W.A. Kalender, *An extensible software-based platform for reconstruction and evaluation of CT images*. Radiographics, 2004. **24**(2): p. 601-13.
118. Shimming, R., U. Eckelt, and T. Kitter, *The value of coronal computer tomograms in fractures of the mandibular condylar process*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 1999. **87**: p. 632.
119. Shrimpton, P.C., B.F. Wall, and E.S. Fisher, *The tissue-equivalence of the Alderson Rando anthropomorphic phantom for x-rays of diagnostic qualities*. Phys Med Biol, 1981. **26**(1): p. 133-9.
120. Siewerdsen, J.H., M.J. Daly, B. Bakhtiar, D.J. Moseley, S. Richard, H. Keller, and D.A. Jaffray, *A simple, direct method for x-ray scatter estimation and correction in digital radiography and cone-beam CT*. Med Phys, 2006. **33**(1): p. 187-97.
121. Siewerdsen, J.H. and D.A. Jaffray, *Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: effects of image lag*. Med Phys, 1999. **26**(12): p. 2635-47.
122. Silva, M.A., U. Wolf, F. Heinicke, A. Bumann, H. Visser, and E. Hirsch, *Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: a radiation dose evaluation*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2008. **133**(5): p. 640 e1-5.
123. Song, J.Y., T.K. Nam, S.J. Ahn, W.K. Chung, M.S. Yoon, and B.S. Nah, *Respiratory motional effect on cone-beam CT in lung radiation surgery*. Med Dosim, 2009. **34**(2): p. 117-25.
124. Stender, H.S., *Leitlinien zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik - Bemerkungen zu den Leitlinien*. Deutscher Ärzte-Verlag, 2000. **2**: p. 48-50.
125. Stender, H.S. and F.E. Stieve, *Bildqualität in der radiologischen Diagnostik - Kriterien, Qualitätssicherung, Erfahrung*. Deutscher Ärzte-Verlag, 2000. **2**: p. 51-83.
126. Stoppie, N., V. Pattijn, T. Van Cleynenbreugel, M. Wevers, J. Vander Sloten, and N. Ignace, *Structural and radiological parameters for the characterization of jawbone*. Clin Oral Implants Res, 2006. **17**(2): p. 124-33.
127. Sukovic, P., *Cone beam computed tomography in craniofacial imaging*. Orthod Craniofac Res, 2003. **6 Suppl 1**: p. 31-6; discussion 179-82.
128. Suomalainen, A., T. Kiljunen, Y. Kaser, J. Peltola, and M. Kortensniemi, *Dosimetry and image quality of four dental cone beam computed tomography scanners compared with multislice computed tomography scanners*. Dentomaxillofac Radiol, 2009. **38**(6): p. 367-78.
129. Tam, K.C., S. Samarasekera, and F. Sauer, *Exact cone beam CT with a spiral scan*. Phys Med Biol, 1998. **43**(4): p. 1015-24.

130. Taylor, L.A., K.A. Danelson, F.S. Gayzik, K.L. Loftis, and J.D. Stitzel, *Physical model reproduction from ct scans classified according to gender, ethnicity, and age - biomed 2009*. Biomed Sci Instrum, 2009. **45**: p. 370-5.
131. Theodorakou, C., A. Walker, K. Horner, R. Pauwels, R. Bogaerts, and R. Jacobs, *Estimation of paediatric organ and effective doses from dental cone beam CT using anthropomorphic phantoms*. Br J Radiol, 2012. **85**(1010): p. 153-60.
132. Thiel, H.J. and S. Hassfeld, *Schnittbilddiagnostik in der MKG - Chirurgie und Zahnmedizin. CT, MRT, Nuklearmedizin und digitale Röntgenverfahren*. Georg Thieme Verlag, 2001: p. 32-33.
133. Togashi, K., H. Kitaura, K. Yonetsu, N. Yoshida, and T. Nakamura, *Three-dimensional cephalometry using helical computer tomography: measurement error caused by head inclination*. Angle Orthod, 2002. **72**(6): p. 513-20.
134. Tsiklakis, K., C. Donta, S. Gavala, K. Karayianni, V. Kamenopoulou, and C.J. Hourdakos, *Dose reduction in maxillofacial imaging using low dose Cone Beam CT*. Eur J Radiol, 2005. **56**(3): p. 413-7.
135. Valentin, J., *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103*. Ann ICRP, 2007. **37**(2-4): p. 1-332.
136. Visser, H., *Untersuchungen zur Optimierung der parodontologischen Röntgendiagnostik*. Habilitationsschrift, Medizinische Fakultät der Georg-August-Universität zu Göttingen, 1997.
137. Visser, H., K.P. Hermann, S. Bredemeier, and B. Köhler, *Dosismessungen zum Vergleich von konventionellen und digitalen Panoramaschichtaufnahmen*. Mund Kiefer Gesichtschir, 2000. **4**: p. 213-216.
138. Visser, H., K.P. Hermann, T. Pfeiffer, J. Umlauf, W. Kruger, and D. Harder, *An anthropomorphic phantom for periodontal radiography*. Dentomaxillofac Radiol, 1995. **24**(3): p. 195-7.
139. Wakoh, M. and K. Kuroyanagi, *Redundant shadows in rotational panoramic radiographs. Estimating the imaging positions of objects by mathematical analysis*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 1991. **72**(4): p. 497-504.
140. Wang, G., M.W. Vannier, and P.C. Cheng, *Iterative X-ray Cone-Beam Tomography for Metal Artifact Reduction and Local Region Reconstruction*. Microsc Microanal, 1999. **5**(1): p. 58-65.
141. Watanabe, Y. and C. Constantinou, *Phantom materials in radiology*. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, 2006.
142. Watzke, O. and W.A. Kalender, *A pragmatic approach to metal artifact reduction in CT: merging of metal artifact reduced images*. Eur Radiol, 2004. **14**(5): p. 849-56.
143. Widmann, G., A. Zangerl, P. Schullian, M. Fasser, W. Puelacher, and R. Bale, *Do Image Modality and Registration Method Influence the Accuracy of Craniofacial Navigation?* J Oral Maxillofac Surg, 2011.

144. Wilting, J.E. and J. Timmer, *Artefacts in spiral-CT images and their relation to pitch and subject morphology*. Eur Radiol, 1999. **9**(2): p. 316-22.
145. Wortche, R., S. Hassfeld, C.J. Lux, E. Mussig, F.W. Hensley, R. Krempien, and C. Hofele, *Clinical application of cone beam digital volume tomography in children with cleft lip and palate*. Dentomaxillofac Radiol, 2006. **35**(2): p. 88-94.
146. Yoshiura, K., T. Kawazu, T. Chikui, M. Tatsumi, K. Tokumori, T. Tanaka, and S. Kanda, *Assessment of image quality in dental radiography, part 1: phantom validity*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 1999. **87**(1): p. 115-22.
147. Zhang, Q., Y.C. Hu, F. Liu, K. Goodman, K.E. Rosenzweig, and G.S. Mageras, *Correction of motion artifacts in cone-beam CT using a patient-specific respiratory motion model*. Med Phys. **37**(6): p. 2901-9.
148. Zhang, Y., L. Zhang, X.R. Zhu, A.K. Lee, M. Chambers, and L. Dong, *Reducing metal artifacts in cone-beam CT images by preprocessing projection data*. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2007. **67**(3): p. 924-32.
149. Zhao, S., D.D. Robertson, G. Wang, B. Whiting, and K.T. Bae, *X-ray CT metal artifact reduction using wavelets: an application for imaging total hip prostheses*. IEEE Trans Med Imaging, 2000. **19**(12): p. 1238-47.
150. Ziegler, C.M., R. Woertche, J. Brief, and S. Hassfeld, *Clinical indications for digital volume tomography in oral and maxillofacial surgery*. Dentomaxillofac Radiol, 2002. **31**(2): p. 126-30.
151. Zou, Y., E.Y. Sidky, and X. Pan, *Partial volume and aliasing artefacts in helical cone-beam CT*. Phys Med Biol, 2004. **49**(11): p. 2365-75.

7 Anhang

7.1 Quellenverzeichnis

- Abbildung 1: <http://www.sirona.de>
Abbildung 3: <http://www.sirona.de>
Abbildung 4: <http://www.sirona.de>
Abbildung 5: Pasler, F.A., *Zahnärztliche Radiologie*, 4. ed. Georg Thieme Verlag, 2003
Abbildung 7: <http://www.meduniwien.ac.at>
Abbildung 8: <http://www.impactscan.org>
Abbildung 9: <http://www.aadmrt.com>
Abbildung 10: <http://www.impactscan.org>
Abbildung 11: <http://uni-paderborn.de>
Abbildung 12: <http://www.impactscan.org>
Abbildung 13: <http://aadmrt.com> / <http://klinikum.uni-muenster.de>
Abbildung 14: <http://www.aadmrt.com>
Abbildung 15: <http://rsdphantoms.com>
Abbildung 16: Visser, H., K.P. Hermann, T. Pfeiffer, J. Umlauf, W. Kruger, and D. Harder, *An anthropomorphic phantom for periodontal radiography*. *Dentomaxillofac Radiol*, 1995. **24**(3): p. 195-7.
Abbildung 17: <http://leedstestobjects.com>
Abbildung 18: <http://www.cirsinc.com>
Abbildung 19: <http://www.cirsinc.com>
Abbildung 20: <http://www.cirsinc.com>
Abbildung 21: <http://www.qrm.de>
Abbildung 22: <http://www.cirsinc.com>
Abbildung 23: <http://www.cirsinc.com>
Abbildung 24: <http://www.qrm.de>
Abbildung 29: <http://www.carlroth.com>
Abbildung 30: <http://www.hielscher.com>
Abbildung 31: <http://www.zwick.de>
Abbildung 32: <http://www.medical.siemens.com>
Abbildung 33: <http://www.sirona.de>
Abbildung 34: <http://www.materialise.com>
Abbildung 35: <http://www.zcorp.com>
Abbildung 36: <http://www.zcorp.com>
Abbildung 37: <http://www.zcorp.com>
Abbildung 38: <http://www.zcorp.com>
Abbildung 39: <http://www.mk-technology.com>
Abbildung 41: <http://www.frasaco.de>

7.2 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1	Darstellung drei orthogonaler Ebenen eines 3D-Volumens.....	4
Abbildung 2	Prinzip der Rotation um die Längsachse im CT	4
Abbildung 3/4	Funktionsweise eines Cone-Beam Tomographen.....	7
Abbildung 5	Bildrauschen.....	11
Abbildung 6	Summationseffekt im OPG	13
Abbildung 7	"Burn-Out"-Artefakt im Bereich des Limbus alveolaris	14
Abbildung 8	Entstehung von Aufhärtingsartefakten	15
Abbildung 9	Aufhärtingsartefaktes im CBCT im Vergleich zum Zahnfilm..	16
Abbildung 10	Softwarekorrektur von Aufhärtingsartefakten	16
Abbildung 11	Darstellung von Partialvolumenartefakten im Schädel-CT	17
Abbildung 12	Darstellung eines Windmühlartefaktes	18
Abbildung 13	Streifenartefakt im DVT-Schnittbild und CT-Schnittbild	19
Abbildung 14	Doppelbild im DVT durch Objektbewegung	20
Abbildung 15	Alderson-Rando Phantom mit CT-Aufnahme	23
Abbildung 16	Visser-Phantom.....	24
Abbildung 17	Sedentex IQ – Dental CBCT® Phantom	25
Abbildung 18	ATOM®max Dental & Diagnostic Head Phantom	26
Abbildung 19	3D Anthropomorphic Skull Phantom	27
Abbildung 20	Radiologische Darstellung des 3D Anthropomorphic Skull Phantoms	27
Abbildung 21	European Spine Phantom und CT-Aufnahme des L1	28
Abbildung 22	3D Spine Phantom	29
Abbildung 23	CT-Aufnahme des 3D Spine Phantoms	29
Abbildung 24	European Forearm Phantom.....	31
Abbildung 25	Darstellung des verwendeten pulverförmigen Bariumsulfates	36
Abbildung 26	Manuell angemischter Probekörper, bestehend aus Z102, ZB 56 und BaSO ₄	37
Abbildung 27	Serie manuell hergestellter Probekörper	38
Abbildung 28	Darstellung des inhomogenen Pulvergemenges von Z102 und BaSO ₄	39
Abbildung 29	Darstellung eines Überkopfmischers.....	40
Abbildung 30	Rüttelsieb mit Ultraschallfinger UIS 250L	41
Abbildung 31	Dynamische Materialprüfmaschine	43
Abbildung 32	Multislice CT SOMATOM Emotion 6	44
Abbildung 33	Cone-Beam-Scanner GALILEOS	46
Abbildung 34	Screenshot einer 3D-Schädeldarstellung in Mimics	48
Abbildung 35	Zur Anwendung gekommener 3D-Drucker.....	50
Abbildung 36	Verteilung der ersten Pulverschichten.....	50
Abbildung 37	Auftragen des Binders.....	51
Abbildung 38	Erneutes Verteilen einer Pulverschicht.....	51
Abbildung 39	Vakuulgusskammer.....	54
Abbildung 40	Darstellung des unausgearbeiteten Phantomkopfes	54
Abbildung 41	Darstellung der verwendeten Negativform ANA-4G der Fa. Frasaco	55

Abbildung 42	Frontalansicht der fertigen Kiefermodelle	59
Abbildung 43	Aufsicht des Oberkiefermodells	59
Abbildung 44	Schädel während der Freilegung der Schnittstellen	61
Abbildung 45	Schädel mit eingepassten Kiefermodellen	61
Abbildung 46	Darstellung der Messung - BaSO ₄ -Konzentration 1%	64
Abbildung 47	Darstellung der Messung - BaSO ₄ -Konzentration 10%	65
Abbildung 48	Positionierung und Beschriftung der Probekörper vor dem CT- Scan	67
Abbildung 49	Screenshot der CT-Auswertung mit Image J	68
Abbildung 50	Screenshot der CT-Auswertung mit ImageJ	68
Abbildung 51	Im Untersuchungsfenster zentrierter Probekörper mit der Mischung 3:1	70
Abbildung 52	Im Untersuchungsfenster zentrierter Probekörper mit der Mischung 5:1	71
Abbildung 53	Im Untersuchungsfenster zentrierter Probekörper mit der Mischung 5:1	71
Abbildung 54	Screenshot der DVT-Aufnahme des Gesamtphantoms	72
Abbildung 55	Frontalansicht des fertigen Gesamtphantoms	73
Abbildung 56	Seitenansicht des Gesamtphantoms	73
Abbildung 57	Screenshot der DVT-Aufnahme (Übersichtseinstellung des Gesamtphantoms)	74
Abbildung 58	Gesamtschädels mit eingesetztem Zahnersatz	84

7.3 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1	Mittlere effektive Dosis eines DVT im Vergleich zur CT	8
Tabelle 2	HU der drei Wirbel des ESP	28
Tabelle 3	Knochendichte der fünf Wirbelkörper des 3D Spine Phantom	30
Tabelle 4	BaSo ₄ – Konzentrationen der manuell angefertigten Probekörper	38
Tabelle 5	Darstellung der verwendeten Masseverhältnisse	62
Tabelle 6	Messergebnisse BaSO ₄ -Konzentration 1%	64
Tabelle 7	Messergebnisse BaSO ₄ -Konzentration 10%	65
Tabelle 8	Zusammenfassung der Kaltdruckmessergebnisse	66
Tabelle 9	Darstellung der mittleren Dichte der Probekörper in HU	69

7.4 Formelverzeichnis

Formel 1	Berechnung der Hounsfield-Einheit	5
----------	---	---

8 Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus Gründen des Datenschutzes in der elektronischen Fassung meiner Arbeit nicht veröffentlicht.