

Aus der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie –  
Plastische Operationen  
der Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

Vergleich von zwei Prüfkörpern unterschiedlichen Aufbaus  
(SedentexCT IQ & Quart DVT\_ap) zur Qualitätssicherung in der DVT

Inauguraldissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades der  
Zahnmedizin  
der Universitätsmedizin  
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

Vorgelegt von

Chang Eui Lee  
aus Yaesan, Südkorea

Mainz, 2021

Wissenschaftlicher Vorstand:

1. Gutachter:

2. Gutachter:

Tag der Promotion: 06. Juli 2021

**Inhaltsverzeichnis**

<b>Inhaltsverzeichnis .....</b>	<b>1</b>
<b>Abkürzungsverzeichnis .....</b>	<b>0</b>
<b>Abbildungsverzeichnis .....</b>	<b>0</b>
<b>Tabellenverzeichnis .....</b>	<b>0</b>
<b>1. Einleitung / Ziel der Dissertation .....</b>	<b>1</b>
<b>2. Literaturdiskussion.....</b>	<b>7</b>
<b>2.1 Qualitätsprüfung .....</b>	<b>7</b>
<b>2.2 Richtlinien und Normen .....</b>	<b>10</b>
2.2.1 SedentexCT-Projekt.....	10
2.2.2 Deutsche Normen zur Qualitätssicherung in der DVT.....	13
<b>2.3 Prüfkörper.....</b>	<b>15</b>
<b>2.4 Bildgüteparameter .....</b>	<b>17</b>
2.4.1 Uniformität.....	17
2.4.2 Geometrische Genauigkeit.....	17
2.4.3 Voxeldichte.....	18
2.4.4 Rauschen .....	18
2.4.5 Kontrast-Rausch-Verhältnis.....	19
2.4.6 Ortsauflösung.....	19
2.4.7 Artefakte .....	20
<b>2.5 Prüfhäufigkeiten .....</b>	<b>24</b>
<b>2.6 Kritikpunkte und Stand der aktuellen Literatur.....</b>	<b>25</b>
<b>3. Material und Methoden.....</b>	<b>27</b>
<b>3.1 Material .....</b>	<b>27</b>
3.1.1 Prüfkörper .....	27
3.1.2 DVT-Geräte.....	31
3.1.3 Hard- und Software für die Analyse der Daten .....	32
<b>3.2 Methoden .....</b>	<b>33</b>
<b>3.2.1 Positionierung der Prüfkörper .....</b>	<b>33</b>
3.2.2 Aufnahmeverfahren .....	34
3.2.3 Gemessene Bildgüteparameter.....	35
3.2.4 Statistische Auswertung.....	40
<b>4. Ergebnisse.....</b>	<b>41</b>
<b>4.1 Kontrast-Rausch-Verhältnis (KRV) .....</b>	<b>42</b>
4.1.1 Sedentext CT IQ.....	42
4.1.2 Quart DVT_ap.....	43

<b>4.2 Rauschen</b> .....	<b>44</b>
4.2.1 SedentexCT IQ .....	44
4.2.2 Quart DVT_ap .....	45
<b>4.3 Uniformität</b> .....	<b>46</b>
4.3.1 SedentexCT IQ .....	46
4.3.2 Quart DVT_ap .....	47
<b>4.4 Modulationstransferfunktion (MTF)</b> .....	<b>48</b>
<b>5. Diskussion</b> .....	<b>51</b>
<b>5.1 Methodendiskussion</b> .....	<b>51</b>
5.1.1 Auswahl der Prüfkörper .....	51
5.1.2 DVT Aufnahmen .....	54
5.1.3 Auswahl der Bildgüteparameter .....	56
5.1.4 Analyse der Ergebnisse .....	56
<b>5.2 Ergebnisdiskussion</b> .....	<b>57</b>
5.2.1 Kontrast-Rausch-Verhältnis (KRV) .....	57
5.2.2 Rauschen .....	58
5.2.3 Uniformität .....	59
5.2.4 Modulationstransferfunktion .....	59
<b>6. Zusammenfassung</b> .....	<b>61</b>
<b>7. Literaturverzeichnis</b> .....	<b>63</b>
<b>8. Danksagung</b> .....	<b>70</b>
<b>9. Lebenslauf</b> .....	<b>71</b>

### Abkürzungsverzeichnis

2D	zweidimensional
3D	dreidimensional
AAOMR	American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology
Abs.	Absatz
AI	Abnahmeindikator
ALADA	As low as diagnostically acceptable
ALARA	As low as reasonably achievable
Bit	Binary digit
BFS	Bundesamt für Strahlenschutz
BMP	Bitmap
BMU	Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Nukleare Sicherheit
CBCT	Cone Beam Computed Tomography
CT	Computertomographie
DEGRO	Deutsche Gesellschaft für Radioonkologie
DGMP	Deutsche Gesellschaft für Medizinische Physik
DGN	Deutsche Gesellschaft für Nuklearmedizin
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DMFR	Dento Maxillo Facial Radiology
DRG	Deutsche Röntgengesellschaft
DVT	Digitale Volumentomographie
EADMFR	European Academy of Dento Maxillo Facial Radiology
EAG	Europäische Atomgemeinschaft
EEGE	Exponential Edge Gradient Effekt
EFOMP	European Federation of Organisations For Medical Physics
ESTRO	European Society for Radiotherapy and Oncology
E <sub>T</sub>	Expositionszeit
EURATOM	Europäische Atomgemeinschaft
FITS	Flexible Image Transport System
FOV	Field of view
GIF	Graphics Interchange Format
H	Homogenitätsindikator
IAEA	International Atomic Energy Agency
ICRP	International Commission on Radiological Protection
JPEG	Joint Photographic Experts Group
KRV	Kontrast-Rausch-Verhältnis
kV	Kilovolt
LDPE	Low Density Polyethylen
LLDPE	linear low density Polyethylen
Lp	Linienpaar
mA	Milliampere
mm	Millimeter
MSCT	Multislice computed tomography

## Abkürzungsverzeichnis

---

MVV <sub>m</sub>	Mean voxel value <small>material</small>
MVV <sub>b</sub>	Mean voxel value <small>background</small>
MTF	Modulation Transfer Function
NADENT	Normenausschuss Dental
NAR	Normenausschuss Radiologie
NIH	National Institute of Health
Pixel	Picture (two-dimensional) element
PMMA	Polymethylmethacrylat
POM	Polyoxymethylen
PP	Polypropylen
PTFE	Polytetrafluorethylen
PVC	Polyvinylchlorid
QA	Quality Assurance
QC	Quality Control
QMS	Qualitätsmanagementsystem
QS	Qualitätssicherung
QS-RL	Qualitätssicherungs-Richtlinie
Quart	Quality Assurance in Radiology Technologies
RAW	Rohdatenformat
ROI	Region of interest
RöV	Röntgenverordnung
s	Sekunde
SD <sub>m,b</sub>	Standard deviation <small>material, background</small>
SedentexCT	Safety and Efficacy of a New and Emerging Dental X-ray Modality
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
StrlSchG	Strahlenschutzgesetz
StrlSchV	Strahlenschutzverordnung
SV-RL	Sachverständigen-Prüfrichtlinie
TIFF	Tagged Image File Format
TFT	Thin film transistor
Voxel	Volume (three-dimensional) element

**Abbildungsverzeichnis**

<b>Abbildung 1</b>	Prüfkörper SedentexCT IQ; 1: Prüfkörper, 2: Prüfkörper und die verschiedenen Prüfeinheiten, 3: Übersicht über die einzelnen Prüfeinheiten, 4: DVT-Abbildung des Prüfkörpers im Querschnitt _____	28
<b>Abbildung 2</b>	Prüfkörper Quart DVT_ap; 1. Prüfkörper (vertikale Sicht), 2. Prüfkörper (axiale Sicht), 3. Produktspezifikation (entnommen aus dem Produktkatalog Quart GmbH, 2019), 4. DVT-Abbildung des Prüfkörpers im Querschnitt _____	30
<b>Abbildung 3</b>	ImageJ Benutzeroberfläche _____	32
<b>Abbildung 4</b>	Positionierung der beiden Prüfkörper an unterschiedlichen DVT-Geräten; 1: SedentexCT IQ & 3D eXam, 2: SedentexCT IQ & Veraviewepocs 3D, 3: SedentexCT IQ & 3D Accuitomo MCT-1, 4: Quart DVT_ap & 3D eXam, 5: Quart DVT_ap & Pax Duo 3D, 6: Quart DVT_ap & Scanora® 3Dx _____	33
<b>Abbildung 5</b>	Axialschnittaufnahme zur Berechnung des Bildgüteparameters „KRV“; 1: Quart DVT_ap „KRV <sub>HA</sub> “, 2: SedentexCT IQ „KRV <sub>Luft</sub> “, 3: SedentexCT IQ „KRV <sub>Al</sub> “, 4: SedentexCT IQ „KRV <sub>HA50</sub> “, 5: SedentexCT IQ „KRV <sub>HA100</sub> “, 6: SedentexCT IQ „KRV <sub>HA200</sub> “ _____	36
<b>Abbildung 6</b>	Axialschnittaufnahme zur Berechnung des Bildgüteparameters „Rauschen“; 1: Quart DVT_ap, 2: SedentexCT IQ _____	37
<b>Abbildung 7</b>	Beispiel für die Positionierung der ROIs zur Bestimmung der Uniformität _____	38
<b>Abbildung 8</b>	Beispiel für die Positionierung des rechteckigen ROIs zur Bestimmung des MTFs; 1: PMMA, 2: PVC, 3: Luft, 4: rechteckiges ROI mit (a: 5 mm, b: 6 mm) _____	39
<b>Abbildung 9</b>	Axialschnittaufnahme zur Berechnung des Bildgüteparameters „Rauschen“; 1: Quart DVT_ap, 2: SedentexCT IQ _____	40
<b>Abbildung 10</b>	MTF-Vergleich von SedentexCT IQ und Quart DVT_ap bei 3D Accuitomo MCT-1 ____	48
<b>Abbildung 11</b>	MTF-Vergleich von SedentexCT IQ und Quart DVT_ap bei 3D eXam _____	48
<b>Abbildung 12</b>	MTF-Vergleich von SedentexCT IQ und Quart DVT_ap bei Pax Duo 3D _____	48
<b>Abbildung 13</b>	MTF-Vergleich von SedentexCT IQ und Quart DVT_ap bei Scanora® 3Dx _____	49
<b>Abbildung 14</b>	MTF-Vergleich von SedentexCT IQ und Quart DVT_ap bei Veraviewepocs 3D ____	49

**Tabellenverzeichnis**

<b>Tabelle 1</b>	Prüfhäufigkeiten nach DIN 6868-15 _____	24
<b>Tabelle 2</b>	Prüfhäufigkeiten nach EFOMP-ESTRO-IAEA-Protokoll _____	24
<b>Tabelle 3</b>	Prüfhäufigkeiten nach RADIATION PROTECTION No.172 Anhang 4 _____	24
<b>Tabelle 4</b>	Tabellarische Auflistung der verwendeten DVT-Geräte und deren Parameter _____	31
<b>Tabelle 5</b>	Expositionsparameter der jeweiligen DVT-Geräte; FOV: Field of view _____	34
<b>Tabelle 6</b>	Gegenüberstellung der ermittelten Bildgüteparameter Kontrast-Rausch-Verhältnis (KRV), Rauschen [Grauwertstufen], Uniformität [%] von SedentexCT IQ und Quart DVT_ap ____	41
<b>Tabelle 7</b>	Statistische Auswertung des Bildgüteparameters „Kontrast-Rausch-Verhältnis (KRV)" ( $KRV_{Luft}$ , $KRV_{Al}$ , $KRV_{HA50}$ , $KRV_{HA100}$ , $KRV_{HA200}$ ) bei SedentexCT IQ; $E_T$ : Expositionszeit, $\bar{x}$ : arithmetisches Mittel, Std: Standardabweichung, Min: Minimum, $\tilde{x}$ : Median, Max: Maximum _____	42
<b>Tabelle 8</b>	Statistische Auswertung des Bildgüteparameters „Kontrast-Rausch-Verhältnis (KRV)" ( $KRV_{HA}$ ) bei Quart DVT_ap; $E_T$ : Expositionszeit; $\bar{x}$ : arithmetisches Mittel, Std: Standardabweichung, Min: Minimum, $\tilde{x}$ : Median, Max: Maximum _____	43
<b>Tabelle 9</b>	Statistische Auswertung des Bildgüteparameters „Rauschen [Grauwertstufen]" bei SedentexCT IQ; $E_T$ : Expositionszeit, $\bar{x}$ : arithmetisches Mittel, Std: Standardabweichung, Min: Minimum, $\tilde{x}$ : Median, Max: Maximum _____	44
<b>Tabelle 10</b>	Statistische Auswertung des Bildgüteparameters „Rauschen [Grauwertstufen]" bei Quart DVT_ap; $E_T$ : Expositionszeit, $\bar{x}$ : arithmetisches Mittel, Std: Standardabweichung, Min: Minimum, $\tilde{x}$ : Median, Max: Maximum _____	45
<b>Tabelle 11</b>	Statistische Auswertung des Bildgüteparameters „Uniformität [%]" bei SedentexCT IQ; $E_T$ : Expositionszeit, $\bar{x}$ : arithmetisches Mittel, Std: Standardabweichung, Min: Minimum, $\tilde{x}$ : Median, Max: Maximum _____	46
<b>Tabelle 12</b>	Statistische Auswertung des Bildgüteparameters „Uniformität [%]" bei Quart DVT_ap; $E_T$ : Expositionszeit, $\bar{x}$ : arithmetisches Mittel, Std: Standardabweichung, Min: Minimum, $\tilde{x}$ : Median, Max: Maximum _____	47
<b>Tabelle 13</b>	Gegenüberstellung der Ergebnisse des Bildgüteparameters „MTF ( $MTF_{10\%}$ & $MTF_{50\%}$ ) [Lp/mm]" von SedentexCT IQ und Quart DVT_ap _____	49



## 1. Einleitung / Ziel der Dissertation

Die digitale Volumentomographie (DVT) ist laut der DIN-Norm ein bildgebendes Verfahren, das aus einer Anzahl von zweidimensionalen, digitalen Röntgenaufnahmen durch Rekonstruktion eine dreidimensionale Darstellung erzeugt (DIN Deutsches Institut für Normung e. V., 2013).

Die zweidimensionale (2D) Bildgebung durch intraorale oder extraorale Röntgenverfahren erschwert die Diagnostik durch Vergrößerung, Verzerrung, Überlagerung und falsche Darstellung von Strukturen. Dagegen bietet die dreidimensionale (3D) Bildgebung den wesentlichen Vorteil, anatomische Strukturen ohne Dimensionsverlust in allen Raumrichtungen wiederzugeben. Raumrichtungsinformationsgehalt und Bildrekonstruktion erweitern somit die Möglichkeiten, chirurgische und operative Eingriffe von der Diagnostik bis zur Navigation mit Unterstützung durch DVT durchzuführen (Alamri *et al.*, 2012; Jacobs *et al.*, 2018; Scarfe and Farman, 2008).

Für die Beschaffung der benötigten dreidimensionalen Informationen gab es zunächst keine Alternative außer der CT (Multislice CT, MSCT). Patienten mussten somit eine höhere Strahlendosis in Kauf nehmen, was ein beträchtlicher Nachteil dieses Verfahrens ist. Außerdem beansprucht eine CT sehr viel Platz. Dies und die enormen Anschaffungskosten waren die Gründe dafür, dass sich die CT in der Zahnmedizin nicht durchsetzen konnte. Sie wurde daher, verglichen mit dem 2D-Röntgenverfahren, selten genutzt (Nemtoi *et al.*, 2013).

Als Ergänzung zur konventionellen Computertomographie wurde eine neue alternative Technik entwickelt, die im Wesentlichen Unterschiede bei der Geometrie des verwendeten Strahlenbündels vorweist und den kostengünstigeren Flat Panel-Detektor benutzt. Diese Strahlenbündel sind nicht mehr fächerförmig wie bei den CT-Geräten, sondern kegelförmig. Durch die Anwendung von rechteckigen oder viereckigen Detektoren sind die Strahlenbündel nun pyramidenförmig. Die Nutzung des kegelförmigen Strahlenbündels ist für die Bezeichnung des neuen Gerätes zur dreidimensionalen Bildgebung verantwortlich (Scarfe and Farman, 2008). International wird dies mit dem Begriff „Cone Beam Computed Tomography“ (CBCT) bezeichnet. In Deutschland wird diese Röntgentechnik „digitale Volumentomographie“ (DVT) genannt.

Ein weiterer Vorteil der DVT ist die Erfassung der Datensätze des gesamten Abbildungsvolumens (englische Bezeichnung „Field of View“, FOV) mit einem Umlauf

(Scan). Im Vergleich zur DVT wird bei der CT für jede Schicht ein einzelner Scan mit dazugehöriger einzelner 2D-Rekonstruktion benötigt, was zu mehr Strahlung führt. Aber die wesentlich kürzere Belichtungszeit bei der CT reduziert die Bildunschärfe und die Bildverzerrung sowie das Auftreten von Bewegungsartefakten durch Patientenbewegung. Wesentlicher Nachteil der DVT ist die Verminderung der Bildqualität im Hinblick auf Rauschen und Kontrastauflösung durch die Erfassung von vielen Streustrahlungen, wenn das FOV großvolumig ist.

Die erste klinische Anwendung von DVT wird in der Literatur im Jahr 1982 für die Bildgebung im Fachgebiet der Angiographie beschrieben (Robb, 1982). Im Gebiet der Zahnmedizin wurde im Jahr 1998 über die erste DVT-Anwendung (NewTom-9000, Quantitative Radiology, Verona, Italien) für die Bildgebung vom Mund-Kiefer-Gesichtsbereich, insbesondere für die Planung für Implantologie ein wissenschaftlicher Artikel veröffentlicht (Mozzo *et al.*, 1998).

Im Vergleich zur CT sind die Hauptfaktoren für die Anwendung von DVT-Geräten in der Zahnmedizin und in den Praxen die verhältnismäßig niedrigen Anschaffungskosten, die geringere Größe der Einheit und die Benutzerfreundlichkeit (Dawood *et al.*, 2009; White and Pharoah, 2008; Scarfe *et al.*, 2006; Liang *et al.*, 2010). Somit wird in der Literatur beschrieben, dass im Jahr 2013 bereits 47 DVT-Geräte von 20 Unternehmen aus 7 Nationen auf dem europäischen Markt zur Verfügung standen (Nemtoi *et al.*, 2013). Im Jahr 2019 gab es bereits 270 DVT-Geräte von 47 Unternehmen aus 12 Nationen (Gaêta-Araujo *et al.*, 2020).

Durch diesen rasanten Anstieg der Verfügbarkeit der DVT-Geräte hat auch die Anwendung der 3D-Bildgebung in allen Fachbereichen der Zahnmedizin sowohl in der Praxis als auch in den wissenschaftlichen Veröffentlichungen zugenommen.

In einer aktuellen wissenschaftlichen Veröffentlichung vom Februar 2020 sind die Indikationen der Anwendung der DVT aufgezählt, wie z.B. Parodontologie, Endodontologie, Implantologie, operative Entfernung von Zähnen (insbesondere Weisheitszähnen), Kieferorthopädie, pathologische Veränderungen (odontogene Tumoren, größere periapikale knöcherne Läsionen, Zysten, Ostitis, Osteomyelitis, Osteoporose), Traumatologie knöcherner und dentaler Strukturen, intraossäre Kieferhöhlenerkrankungen, Kiefergelenk- und Funktionsdiagnostik. (Schulze and Drage, 2020).

Die Durchführung der radiologischen Diagnostik ist immer mit ionisierender Strahlung verbunden. Obwohl die Dosisbelastung bei der DVT geringer ist als bei einer CT, werden die Vorteile der DVT zu mehr Aufnahmen führen und somit zweifellos eine Erhöhung der kollektiven Dosis für die Bevölkerung bedeuten (Brown *et al.*, 2014). Zur Sicherstellung des Gesundheitsschutzes von Personen vor den Gefahren ionisierender Strahlung mussten Instanzen geschaffen werden, diese zu kontrollieren, und Gesetze, Normen und Richtlinien erstellt werden.

Bei diesen Instanzen gibt es auf internationaler Ebene die International Commission on Radiological Protection (ICRP) und auf europäischer Ebene die am 25.03.1957 gegründete Europäische Atomgemeinschaft (früher EAG, heute EURATOM), die einen hohen Einfluss auf die nationale Gesetzgebung hat. In Deutschland übt das Bundesamt für Strahlenschutz (BfS) im Geschäftsbereich des Bundesministeriums für Umwelt, Naturschutz und Nukleare Sicherheit (BMU) eine Kontroll- und Überwachungsfunktion aus. Die zahnärztlichen Stellen der Bundesländer, die meistens an Zahnärztekammern der jeweiligen Bundesländer angegliedert sind, sorgen für die Beratung, Prüfung und Umsetzung des neuen Strahlenschutzrechts (gültig ab 31.12.2018), das aus Strahlenschutzgesetz (StrlSchG) und Strahlenschutzverordnung (StrlSchV) besteht.

Im Strahlenschutzrecht sind z.B. die international relevante „*rechtfertigende Indikation*“ (§ 83 StrlSchG & §119 StrlSchV), „*Qualitätssicherung vor Inbetriebnahme; Abnahmeprüfung*“ (§ 115 StrlSchV), „*Konstanzprüfung*“ (§ 116 StrlSchV) und „*Maßnahmen zur Qualitätssicherung durch ärztliche und zahnärztliche Stellen*“ (§ 130 StrlSchV) enthalten, die für diese Doktorarbeit relevant sind.

Bezüglich der „rechtfertigenden Indikation“ steht im Gesetzestext §83 StrlSchG „(3) *Die Anwendung darf erst durchgeführt werden, nachdem ein Arzt oder Zahnarzt mit der erforderlichen Fachkunde im Strahlenschutz entschieden hat, dass und auf welche Weise die Anwendung durchzuführen ist (rechtfertigende Indikation).*“

Die „Erbringung des hinreichenden Nutzens bei der Anwendung“ § 83 StrlSchG Abs. 2 fordert, dass der diagnostische oder therapeutische Nutzen, einschließlich des unmittelbaren gesundheitlichen Nutzens für den Einzelnen, gegen die von der Exposition möglicherweise verursachte Schädigung des Einzelnen durch ionisierende Strahlen überwiegt. Als Maßnahme zum Schutz der Patienten gibt es den Grundsatz „as low as reasonably achievable“ (ALARA). Dieser wurde um das Prinzip „as low as diagnostically acceptable“ (ALADA) erweitert (FDI World Dental Federation, 2014; Jaju and Jaju, 2015).

Bei der zunehmenden Ausbreitung der dreidimensionalen Röntgenuntersuchung hilft dieses Prinzip, die Limitierung der Anwendungshäufigkeit nur bei gegebener Indikationsstellung zu gewährleisten (Scarfe, 2011). Ebenso muss sichergestellt sein, dass die Röntgengeräte technisch einwandfrei arbeiten, um die entsprechende Bildqualität zu gewährleisten. Es wäre nämlich nicht zumutbar, wenn aufgrund technischer Mängel die Patienten wiederholt der Strahlung ausgesetzt werden müssten. Für die Gewährleistung der Qualitätssicherung gibt es neben dem Strahlenschutzrecht in bestimmten zeitlichen Abständen Richtlinien zur Durchführung der Qualitätssicherung bei Röntgeneinrichtungen. Dies sind z.B. die Abnahmeprüfung vor der Inbetriebnahme und die Konstanzprüfung zur Untersuchung oder Behandlung von Menschen (Qualitätssicherungs-Richtlinie QS-RL).

Insbesondere bei der Anwendung der DVT sind zwei Normen des Deutschen Instituts für Normung (DIN) für die Sicherung der technischen Qualität maßgeblich:

**DIN 6868-161 (Januar 2013)**

Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben – Teil 161:  
Abnahmeprüfung nach der Röntgenverordnung (RöV) an zahnmedizinischen Röntgeneinrichtungen zur digitalen Volumentomographie

**DIN 6868-15 (Juni 2015)**

Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben – Teil 15:  
Konstanzprüfung nach RöV an zahnmedizinischen Röntgeneinrichtungen zur digitalen Volumentomographie

In der Norm für die Abnahmeprüfung (DIN 6868-161) ist auch eine detaillierte Angabe enthalten, wie ein Prüfkörper konfiguriert und beschaffen sein muss, denn es gab keinen klassifizierten einheitlichen Prüfkörper. Der erste Prüfkörper in Deutschland nach der Bauweise des DIN 6868-161 wurde von der Quart GmbH, Zorneding, Deutschland unter der Bezeichnung „Quart DVT\_ap“ hergestellt.

Für wissenschaftliche Zwecke wurde von der europäischen Kommission ein Projekt namens SedentexCT gestartet, bei dem unter anderem ein Qualitätssicherungsprogramm erstellt werden sollte. Dafür sollte auch ein Prüfkörper für den Einsatz in der Praxis entwickelt werden. In Zusammenarbeit mit Leeds Test

Objects Ltd., North Yorkshire, England wurde ein Prüfkörper namens „SedentexCT IQ“ entwickelt.

Mit der Einführung des Strahlenschutzrechts, der Richtlinien und DIN-Normungen wollte man eine Übereinkunft schaffen, die Qualität und die Kontinuität der Bildgüte zu optimieren und diese mit anwenderfreundlichen technischen Hilfsmitteln zu kontrollieren. Dabei spielt auch die Intention eine wesentliche Rolle, die Strahlenbelastung auf ein Minimum zu senken.

### **Ziel der Dissertation**

Ziel der Arbeit war es, mit zwei unterschiedlichen Prüfkörpern (SedentexCT IQ vs. QUART DVT\_ap) technische Parameter zu erheben, mit denen die Qualität verschiedener DVT-Geräte bestimmt und beschrieben werden kann. Auch sollte untersucht werden, ob und wie weit die beiden Prüfkörper für das gleiche Gerät unterschiedliche Ergebnisse für spezifische Qualitätsparameter liefern.

## 2. Literaturdiskussion

### 2.1 Qualitätsprüfung

Die rasante Weiterentwicklung der Technik führt ständig zu neuer Entwicklung der DVT-Geräte. Neue Gerätetypen, neue Anwendungen der vorhandenen Ausrüstung, Software- und Hardware-Upgrades und neue Versionen kommen in immer kürzeren Abständen auf den Markt. Wie bei den meisten technischen Geräten werden die Systeme ebenfalls zunehmend automatisiert, komplexer und softwareabhängiger. Daraus ergeben sich eventuell Fehlerquellen oder Einschränkungen, die offensichtlich intuitiv nicht erkannt werden. Diese Fortschritte der Technik führen zu potenziellen Problemen, die Maßnahmen für eine umfassende Qualitätssicherung (QS) erfordern. Die Sicherheit und die Qualität der DVT-Geräte müssen gewährleistet werden. Jedoch kann eine QS-Empfehlung der schnellen Weiterentwicklung neuer Technologien oft nicht nachkommen. So bleibt sie zunächst unvollständig und muss mit zunehmender Komplexität der DVT-Geräte ständig angepasst werden. Richtlinien, Normen sowie Empfehlungen, die derzeit geltend und für die Sicherung der Qualität wertvoll und wichtig sind, müssen parallel zum Fortschritt der Technik ständig angepasst und weiterentwickelt werden. Die QS sollte nicht geräte- oder verfahrensorientiert, sondern eher prozessorientiert und risiko- und evidenzbasiert sein. Außerdem muss sie effizient, effektiv und einfach durchführbar sein. Dabei muss überlegt werden, welche Parameter kritisch bzw. relevant sind und ob gewählte Kombinationen von Parametern zu umfassenderen Prüfungen möglich und geeignet sind und welche gegebenenfalls redundant werden. Es wird empfohlen, dass unterschiedliche Gruppen wie z.B. verschiedene Organisationen, Fachgruppen, Nutzer und Hersteller zusammenarbeiten, damit Qualitätssicherungsprotokolle effizient und effektiv bereitgestellt und den fortschrittlichen Technologien gerecht werden. Nur so kann die QS im praktischen Umgang gut integriert und durch ein Qualitätsmanagementsystem (QMS) nutzerfreundlich in den jeweiligen Bereichen automatisiert werden (Thwaites and Verellen, 2010).

Die Strahlenbelastung bei einer DVT-Aufnahme ist geringer als bei einer CT-Aufnahme, aber sie ist dennoch sehr hoch im Vergleich zu einer 2D-Aufnahme (European Commission, 2012; Ludlow and Ivanovic, 2008; Ludlow and Walker, 2013). Ludlow und Ivanovic berichten, dass die effektive Strahlendosis einer CT-Aufnahme diejenige einer DVT-Aufnahme um das 1.5- bis 12.3-Fache übertrifft.

Daraus folgt, dass die DVT als die dosis sparende Technik bei der röntgenologischen Bildgebung im Mund-Kiefer-Gesichtsbereich wo immer möglich gegenüber der CT bevorzugt werden soll (Ludlow and Ivanovic, 2008).

Außerdem variiert der Strahlendosis erheblich mit dem technischen Gerät, dem FOV und den ausgewählten Aufnahmeparametern (Bamba *et al.*, 2013; Lukat *et al.*, 2015; McGuigan *et al.*, 2018; Vassileva and Stoyanov, 2010). Neue Studien empfehlen die Reduzierung der Strahlendosen durch Verkleinerung des FOVs und des Röhrenstrom-Zeit-Produkts (Park *et al.*, 2019; Pauwels *et al.*, 2014; Pauwels *et al.*, 2015b). Der Studie von Dillenseger *et al.* kann entnommen werden, dass die Ergebnisse der Bildgüte bei der Auswahl eines geeigneten kleinen FOVs denen eines großen FOVs vergleichbar waren (Dillenseger *et al.*, 2017).

Die Optimierung der DVT-Aufnahmen ist sehr wichtig. Dies kann erreicht werden, indem wie oben beschrieben die Aufnahmeparameter möglichst niedrig gehalten werden, damit der Strahlendosis niedrig bleibt. Dabei muss die Bildqualität beständig auf einem Niveau gehalten werden, das die erforderliche klinisch diagnostische Information liefert (Elstrøm *et al.*, 2011; European Commission, 2012; Ludlow and Walker, 2013). Das Problem dabei ist jedoch, dass keine standardisierte Empfehlung für die Auswahl der Aufnahmeparameter für die jeweiligen Indikationen getroffen werden kann, weil sich die DVT-Geräte in Ausstattungsmerkmalen, Aufnahmeparametern, FOV-Größen, Dosis und Bildqualität unterscheiden (European Commission, 2012; Liang *et al.*, 2010; Lofthag-Hansen *et al.*, 2011; Loubele *et al.*, 2008; Panzarella *et al.*, 2011; Scarfe *et al.*, 2012). Um eine ordentliche Qualitätsprüfung der unterschiedlichen DVT-Geräte durchführen zu können, bedarf es einer standardisierten Methode, die den verschiedenen Gerätetypen angepasst ist (Pauwels *et al.*, 2011b; Pahn *et al.*, 2016).

Außerdem wurden zahlreiche kommerzielle Phantome und Softwarelösungen entwickelt, die eine halb- oder vollautomatische Analyse der Bildgüteparameter ermöglichen. Aber es fehlt noch an Publikationen, die auf die speziellen Probleme dieses Themas näher eingehen (Manger *et al.*, 2019).

Die Qualitätsprüfung, die die Abnahme- und Konstanzprüfung und auch die klinische Prüfung zur Qualitätssicherung umfasst, ermittelt die physikalische Bildqualität. Diese ist essenziell für die Optimierung der diagnostischen Bildqualität. Nur ein standardisiertes Verfahren gewährleistet eine einwandfreie technische Funktion für die klinischen Bedürfnisse (Tapiovaara, 2008).



Außerdem gibt es noch verschiedene Prüfmodalitäten, die bei der Durchführung einer Qualitätsprüfung wichtig sind (European Commission, 2012).

- Leistung von Röntgenröhre und Generator
- Patientendosis
- Quantitative Bewertung der Bildgüteparameter
- Bildschirmleistung

Bei der Durchführung der Qualitätsprüfung kann noch zwischen zwei verschiedenen Methoden einer quantitativen Bewertung physikalischer Parameter und einer subjektiven Bewertung unterschieden werden, die mit Hilfe von dafür speziell entwickelten Prüfkörpern durchgeführt werden (Choi *et al.*, 2015; McGuigan *et al.*, 2018).

Das subjektive Verfahren hat den Vorteil, dass es direkt die klinische Situation und die Diagnose reflektiert (Takeshita *et al.*, 2017), aber die Bewertung ist vom Betrachter individuell abhängig und somit ist die Erzielung eines einheitlichen Ergebnisses schwierig (Lofthag-Hansen *et al.*, 2011; Ludlow and Walker, 2013). Sie sollte daher nicht das alleinige Kriterium sein (Torgersen *et al.*, 2014). Außerdem beruht das Ergebnis auf der Leistung der Grafikkarte und des Befundungsmonitors. Die Darstellung falscher Graustufen könnte hier leicht zu falschen Ergebnissen führen (Oliveira *et al.*, 2017a).

Daher gilt die quantitative objektive Bewertung als Maßstab für die reproduzierbare Beurteilung der Bildgüteparameter, wie z.B. Ortsauflösung, Kontrast, Voxeldichte, Rauschen, die der klinischen Situation eher entsprechen (Dillenseger *et al.*, 2015; McGuigan *et al.*, 2018).

## 2.2 Richtlinien und Normen

### 2.2.1 SedentexCT-Projekt

Das SedentexCT-Projekt (European Commission, 2012) wurde mit dem Ziel angegangen, evidenzbasierte Leitlinien für die Anwendung von DVT in der Zahnmedizin zu entwickeln. Die European Academy of Dento Maxillo Facial Radiology (EADMFR) hatte Anfang 2008 Bedenken über die unsachgemäße Verwendung von DVT geäußert, da bis zu diesem Zeitpunkt keine standardisierten Qualitätssicherungsverfahren vorhanden waren. EADMFR ist eine Institution, die den zahnärztlichen klinischen Alltag, die Ausbildung und die Forschung in Europa fördern, verbessern und voranbringen möchte. Außerdem bietet sie eine Möglichkeit zur Diskussion, Kommunikation und die berufliche Weiterentwicklung ihrer Mitglieder. Das gemeinsame Interesse der EADMFR und SedentexCT führte zur Zusammenarbeit mit dem Ziel, Grundprinzipien für die Anwendung von DVT auf Grundlage bestehender Standards zu entwickeln. So könnte eine erhöhte Sicherheit und wirksame Nutzung der DVT in der Zahnmedizin gewährleistet werden. Bei den bestehenden Standards sind z.B. die internationalen Grundsätze, die EU-Richtlinien und frühere Leitlinien (European Commission, 2004) enthalten.

Als Ergebnis der Zusammenarbeit wurden 20 Grundprinzipien genannt, die eine zentrale Rolle für die Veröffentlichung der Leitlinien widerspiegeln und die Hauptaspekte der Standards von EADMFR sind.

Von diesen Grundprinzipien sind die Punkte 11, 13 und 14 für die Entwicklung der Qualitätssicherung relevant.

**Punkt 11** Ein Qualitätssicherungsprogramm muss für jedes DVT-Gerät erstellt und durchgeführt werden, einschließlich Ausrüstung, Techniken und Qualitätskontrollverfahren.

**Punkt 13** Alle neuen Installationen beim DVT-Gerät müssen vor dem Gebrauch einer detaillierten Prüfung und Abnahmeprüfung unterzogen werden, um den optimalen Strahlenschutz für Mitarbeiter, Angehörige, die Öffentlichkeit und die Patienten zu gewährleisten.

**Punkt 14** DVT-Geräte sollten regelmäßigen Routinetests unterzogen werden, um sicherzustellen, dass sich der Strahlenschutz sowohl für Anwender von Praxis und Einrichtungen als auch für Patienten nicht erheblich verschlechtert hat.

Im Kapitel 6 werden Qualitätsstandards und Qualitätssicherung bei der „Radiation Protection No. 172“ (European Commission, 2012) beschrieben.

Der Zweck der Qualitätssicherung (QS) sei die Gewährleistung einer ständigen adäquaten diagnostischen Information, während die Strahlendosis so niedrig wie möglich gehalten wird. Eine Qualitätssicherung sollte umfassend, aber für den Anwender bei der Durchführung und Wartung einfach und kosteneffizient sein. Dabei sollte sie alle Aspekte beim bildgebenden Verfahren, bei Bildschirmleistung, Bildqualität und Patientendosis berücksichtigen.

Die Qualitätssicherung, die sich im Wesentlichen mit den Erhebungen und Kontrollen der Leistung der Geräte und Patientendosen nach einem bestimmten Zeitpunkt befasst, wird als Qualitätskontrolle (QC) bezeichnet.

Darüber hinaus wird empfohlen, dass klinische Bilder und klinische Kontrollen regelmäßig bewertet werden, damit die Anwendung des Gerätes und die Bereitstellung klinisch brauchbarer Bilder sichergestellt sind.

Bei der Bewertung der klinischen Bilder sollen 3 Aspekte berücksichtigt werden.

### **1. Vergleich mit Referenzbildern aus hochwertigen DVT-Untersuchungen**

Diese Methode wird seit langem angewandt und dient zur kontinuierlichen Überwachung der klinischen Bildqualität. Dabei ist es möglich, die im Laufe der Zeit auftretende mögliche Schwächung von optimaler Qualität festzustellen und zu vermeiden. Als Referenz dient ein DVT-Datensatz von hervorragender Qualität. Mit ihm können die täglich aufgenommenen klinischen Bilder verglichen und entsprechend ausgewertet werden. Diese Referenzbilder können vom Hersteller geliefert werden. Es besteht jedoch ein potenzieller Konflikt zwischen diesem Ansatz zur Bewertung der Bildqualität und der Bemühung, mit reduzierten Expositionen eine angemessene Bildqualität für die klinische Diagnose zu erhalten. Daher kann es sein, dass die klinischen Bilder nicht die Qualität der Referenzbilder erreichen.

## **2. Reject Analysis zur Erfassung der Rate erfolgloser DVT-Aufnahmen und deren Gründe**

Bei der einfachen Reject Analysis werden über einen bestimmten Zeitraum radiologische Untersuchungen, die abgelehnt und nochmals durchgeführt werden mussten, erfasst und mit dem Datum, dem Grund (z.B. nicht abgebildeter Interessenbereich, Unschärfe) und deren Ursachen (z.B. falsche Positionierung, Patientenbewegung) notiert. Diese Analyse kann prospektiv sowie retrospektiv durchgeführt werden und dabei können die häufigsten Fehlerursachen festgestellt werden.

## **3. Systematische Prüfung von DVT-Untersuchungen anhand etablierter Kriterien für die Evaluation der klinischen Bildqualität**

Die festgelegten Bildqualitätskriterien für CT-Aufnahmen haben für die DVT-Anwendung in der Zahnmedizin wenig Relevanz, keine vergleichbaren Kriterien oder sinnvolle Verwendung. Seitens des SedentexCT-Projektes wird darauf aufmerksam gemacht, dass umfassende Kriterien für die Bewertung der Bildqualität im Idealfall auf europäischer Ebene geschaffen werden sollten, um die Vielfalt der verschiedenen DVT-Gerätetypen und deren Funktionen beurteilen zu können. Bis zum jetzigen Zeitpunkt gibt es keinen festgelegten Parameter für die Qualitätskontrolle der Bildqualität. Sie soll sich auf die oben genannten einfachen Aspekte wie den Vergleich zum hochaufgelösten Referenzbild oder auf die Reject Analysis stützen.

Im Anhang 4 wird nochmals auf die Bildgüteparameter eingegangen und darauf verwiesen, dass solche Parameter mit unterschiedlichen Prüfkörpern ermittelt werden können. Catphan® 500 (The Phantom Laboratory, Salem, NY) ist ein Phantom, das für die Kontrolle von CT-Geräten entwickelt wurde. Es kann auch im dentalen Bereich eingesetzt werden, aber die ungenaue Möglichkeit der Positionierung und eher die bessere Bewertungsmöglichkeit von Weichteiläquivalenten sind die Nachteile.

Im Rahmen des SedentexCT-Projektes wurde ein spezieller Prüfkörper entwickelt, der die spezifischen Anforderungen der Zahnmedizin erfüllt. Außerdem wurden im Rahmen des Projektes Bildgüteparameter, wie z.B. Voxeldichte, Kontrastdetailbewertung, Homogenität bzw. Uniformität, Artefakte, Rauschen, Ortsauflösung und geometrische Genauigkeit vorgestellt, die als Kriterien zur Qualitätskontrolle dienen können.

### 2.2.2 Deutsche Normen zur Qualitätssicherung in der DVT

DIN 6868 befasst sich mit der Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben. Beide Teile 161 und 15 wurden von der Arbeitsgemeinschaft Normenausschuss Dental (NADENT), Normenausschuss Radiologie (NAR), Deutsche Röntgengesellschaft (DRG), Deutsche Gesellschaft für Medizinische Physik (DGMP), Deutsche Gesellschaft für Nuklearmedizin (DGN) und Deutsche Gesellschaft für Radioonkologie (DEGRO) erarbeitet.

Diese beiden Normen enthalten bildqualitätssichernde Regelungen nach der RöV. Zusammen mit der Sachverständigen-Prüfrichtlinie (SV-RL) und der Qualitätssicherungsrichtlinie (QS-RL) dienen sie der Regulierung und der Sicherstellung des Strahlenschutzes.

**DIN 6868-161** Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben – Teil 161: Abnahmeprüfung nach RöV an zahnmedizinischen Röntgeneinrichtungen zur digitalen Volumtomographie (DIN Deutsches Institut für Normung e. V., 2013)

DIN 6868-161 wurde im Januar 2013 veröffentlicht. Bei der Abnahmeprüfung sind die folgenden Prüfpositionen wichtig, mit denen allgemeine Definitionen, festgelegte Anforderungen und Hinweise zur praktischen Durchführung der Prüfung dokumentiert sind:

- Sicht- und Funktionsprüfung
- Ausrichtung des Nutzstrahlenfeldes zur aktiven Detektorfläche
- Reproduzierbarkeit der Dosis
- Ortsauflösung
- Abnahmeindikator (AI)
- Homogenitätsindikator (H)
- Artefakte

**DIN 6868-15** Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben – Teil 15: Konstanzprüfung nach RöV an zahnmedizinischen Röntgeneinrichtungen zur digitalen Volumentomographie (DIN Deutsches Institut für Normung e. V., 2015)

DIN 6868-15 wurde im Juni 2015 veröffentlicht. Anhand der Aufnahmen und Auswertungen mit dem aus Polymethylmethacrylat (PMMA) bestehenden spezifischen Prüfkörper und mit Bildgüteparametern, die jeweils in dieser Norm aufgeführt werden, soll eine Kontrolle und Beurteilung der Röntgengeräte ermöglicht werden. Außerdem gibt es zu den verschiedenen Prüfparametern unterschiedliche Häufigkeiten, die im folgenden Punkt 2.5 Prüfhäufigkeiten aufgelistet sind.

Die Vorschriften zur Durchführung umfassen:

- Visuelle Überprüfung
- Reproduzierbarkeit der Dosis
- Ortsauflösung
- Kontrast-Rausch-Indikator
- Homogenitätsindikator (H)
- Artefakte
- Blendenposition (nur bei Geräten mit Blenden, die sich in Höhe und/oder Breite motorisch verändern lassen)

### 2.3 Prüfkörper

Ein adäquater Prüfkörper oder Phantomkörper spielt eine wichtige Rolle bei der Durchführung und der quantitativen Bewertung physikalischer Parameter einer Qualitätsprüfung. Für die Ermittlung der physikalischen Parameter wird ein geometrisches Phantom benötigt, das in Beschaffenheit, Maßen und Material standardisiert ist. Die ermittelten Werte in Beziehung zur klinischen Situation zu setzen ist schwierig, aber für den Vergleich der DVT-Geräte untereinander und die Qualitätskontrolle ist diese Variante vorteilhaft und macht eine Standardisierung der Auswertung der Messwerte möglich (Bamba *et al.*, 2013; Pauwels *et al.*, 2012). Die Herausforderung liegt darin, ein dem technischen Fortschritt entsprechendes und mit verschiedenen DVT-Geräten anwendbares universelles Phantom zu entwickeln. Mit diesem soll der Anwender einfach, zeitsparend und kostengünstig die standardisierten, reproduzierbaren und konsistenten Werte für die Qualitätssicherung ermitteln können (Steiding *et al.*, 2014). Bei den Phantomen gibt es verschiedene Varianten wie z.B. kommerziell erwerbliche Prüfkörper, speziell vom DVT-Hersteller entwickelte Prüfkörper, Wasserprüfkörper oder benutzerdefinierte Prüfkörper (Bamba *et al.*, 2019; Pauwels *et al.*, 2011b).

Die meisten Phantome bestehen aus Polymethylmethacrylat (PMMA). Für die Ermittlung der verschiedenen Bilddichten werden verschiedene Polymere wie z.B. Polyvinylchlorid (PVC), Polytetrafluorethylen (PTFE), Polypropylen (PP), Polyoxymethylen (POM, Acetal), Polyethylen (LDPE), lineares Polyethylen niederer Dichte (LLDPE) und Nylon benutzt. Einige enthalten Metalle für die Bewertung von Artefakten und geometrische Genauigkeit (Oliveira *et al.*, 2017b).

Mit solchen unterschiedlichen Materialien soll es ermöglicht werden, Informationen über die verschiedenen Bildgüteparameter wie z.B. Voxeldichte, Homogenität bzw. Uniformität, Artefakte, Rauschen, Ortsauflösung, Kontrast und geometrische Genauigkeit (European Commission, 2012) sowie Genauigkeit der Distanz in der z-Achse (Bamba *et al.*, 2019; Batista, 2016) zu erhalten.

Bei der Planung und Herstellung der Phantome konnte festgestellt werden, dass sich die meisten Prüfkörper auf Bildgüteparameter wie z.B. Homogenität bzw. Uniformität, Rauschen und räumliche Auflösung beschränken (European Federation of Organisations for Medical Physics, 2019). In den wissenschaftlichen Studien wurden Kontrast, räumliche Auflösung und Bilddichte am meisten bewertet (Oliveira *et al.*, 2017b).

Beim Protokoll von EFOMP-ESTRO-IAEA über die Qualitätskontrolle bei den DVT-Einheiten wurden verschiedene Punkte aufgelistet, die beim Entwickeln von Prüfkörpern berücksichtigt werden sollen (European Federation of Organisations for Medical Physics, 2019).

- Durchschnittliche Größe des Kopfes von Erwachsenen oder Jugendlichen
- Durchmesser und Höhe von kleinen, mittleren und großen FOVs
- Verschiedene Materialien für die Möglichkeit der Kontrastauswertung von Weichgewebe, Luft, Knochen und Zahn
- Möglichkeit der Festlegung klarer Definition der kritischen Werte durch unterschiedliche Größen und Typen von Details, die bei allen DVT-Geräten und allen FOVs anwendbar ist
- Beurteilung der räumlichen Auflösung mit subjektiven und objektiven Methoden, wie z.B. Deutung von Linienpaaren (subjektiv) oder der objektiven Weise von Modulationsübertragungsfunktion (MTF)
- Details für die Auswertung von räumlicher Auflösung und Kontrast, damit die 3D-Leistung der DVT-Geräte bewertet werden kann
- Segment bzw. Bereich mit einheitlichem homogenem Material für die Möglichkeit der Bewertung von Homogenität und Rauschen für kleines, mittleres oder großes FOV
- Materialien für die Bewertung von Aufhärungsartefakten, bedingt durch metallische Restaurationen
- Möglichkeit der unterschiedlichen Platzierung der Details an der Peripherie oder im Zentrum des Phantoms, damit sich die Details für die Ermittlung der Bildgüteparameter nicht gegenseitig beeinflussen
- Möglichkeit der präzisen und reproduzierbaren Positionierung des Prüfkörpers in axialen, koronaren und sagittalen Ebenen
- Möglichkeit, dass alle Ergebnisse der Bildgüteparameter mit einer Aufnahme erfasst werden können
- Automatisierte Software für die Erleichterung der Analyse und Interpretation der Ergebnisse



## 2.4 Bildgüteparameter

Die Bildgüteparameter können durch mehrere Variablen beeinflusst werden, wie z.B. Expositionsparameter, Röhrenspannung, Röhrenstrom, Belichtungszeit, Rotationsachse und FOV (Scarfe *et al.*, 2012).

Die Europäische Kommission hat 6 Parameter definiert, die bei einer Qualitätssicherung enthalten sein sollten. Diese sind Uniformität, geometrische Genauigkeit, Voxeldichte, Kontrast, Rauschen, Ortsauflösung und Artefakte (European Commission, 2012).

### 2.4.1 Uniformität

Die Bewertung dieses Parameters ist besonders wichtig, weil die Darstellung des Bildes über die gesamte Fläche mit gleicher Qualität essenziell ist. Leider kann diese konstante Uniformität aufgrund von Heel-Effekt, Detektor und Artefakten (z.B. Aufhärtungsartefakte und andere) nicht realisiert werden (European Federation of Organisations for Medical Physics, 2019).

Somit ist die Bestimmung der Homogenität ein wichtiger Parameter zur Überprüfung der Funktion des gesamten Detektors. Sie dient der Sicherstellung, dass keine signifikanten Schadensbereiche oder Probleme bei der Kalibrierung des Detektors vorhanden sind, was zu eventuellen Artefakten führen könnte. Außerdem kann kontrolliert werden, ob beschädigte oder „dead pixels“ im Bild vorhanden sind (European Commission, 2012).

Die Messung erfolgt im homogenen Bereich des Phantoms durch den Vergleich der arithmetischen Mittel der Pixelwerte von 5 verschiedenen ROIs an unterschiedlichen Regionen der axialen Schicht, die in der Mitte, oben, unten, links und rechts verteilt sind (Schöfer, 2015).

### 2.4.2 Geometrische Genauigkeit

Der Vorteil der DVT liegt darin, Informationen über die anatomischen Merkmale des Patienten in drei Dimensionen zu gewinnen. Wenn z.B. eine genaue Entfernungs- oder Winkelmessung klinisch benötigt wird, dient dieser Parameter der Messung und Kontrolle sowie dem Vergleich mit den bereits bekannten Abständen und Winkeln. Dementsprechend wird ein Phantom benötigt, das einen Bereich mit einem Objekt

aufweist, dessen Maße und Winkel bekannt sind (European Commission, 2012). Dieser Parameter kontrolliert außerdem, ob das relative räumliche Verhältnis des bestrahlten Objekts mit dem dargestellten Bild repräsentativ ist. Dies erfolgt mit der Überprüfung von zwei Merkmalen:

- Räumliche Reproduzierbarkeit der Position der beweglichen Komponenten
- Linearität der relativen räumlichen Beziehung der abgebildeten Strukturen zum dargestellten Bild

Meistens nimmt die Genauigkeit in Richtung vom Zentrum zur Peripherie ab. Dadurch können Verzerrungen und Auflösungsdegradationen in Längsrichtung auftreten. Deshalb sollte dieser Parameter in mehreren Bereichen des rekonstruierten Bildes in Transversalebene und der Parallelrichtung zur Rotationsachse ermittelt werden (European Federation of Organisations for Medical Physics, 2019).

#### 2.4.3 Voxeldichte

Die Genauigkeit des DVT-Gerätes kann in Abhängigkeit von der Zeit quantitativ bestimmt werden, wenn die elektronischen Dichten der verschiedenen Materialien im Bild voneinander unterscheidbar und klar darstellbar sind. Die genaue Beziehung der physikalischen Dichte und der Voxeldichte ist besonders wichtig, wenn eine klinische Diagnose wie z.B. die Beurteilung der Knochendichte ermittelt und verwendet werden soll. Es wird dann geprüft, inwieweit sich der zugeordnete Dichtewert der jeweiligen Materialien von den einzelnen Basiswerten unterscheidet (Las Heras Gala *et al.*, 2017).

#### 2.4.4 Rauschen

Rauschen hat einen direkten Einfluss auf die Erkennbarkeit von Bilddetails und wirkt als ein qualitätsmindernder Faktor auf die Bildgüte. Rauschen wird nicht als ein Artefakt klassifiziert. Es äußert sich als ein Schwanken bzw. Fluktuieren der Farb- oder Helligkeitsinformationen, die zufällig und nicht durch das Objekt repräsentiert sind. Je nach der Ursache des Rauschens spricht man von Grundrauschen und Quantenrauschen. Das Grundrauschen (elektronisches Rauschen) ist bei jedem Sensortyp messbar und obwohl keine Röntgenstrahlung involviert ist, kann ein Signal gemessen werden. Rauschen kann andererseits auf eine gestreute Strahlung und eine

der Poisson-Verteilung folgende ungleichmäßige Streuung der Photonen auf dem Detektor zurückgeführt werden. Dies wird als Quantenrauschen bezeichnet. Die ungleichmäßige Verteilung bedeutet, dass die Photonen auch bei Abwesenheit eines Objektes im Strahlengang nicht gleichmäßig verteilt auf die Detektormesselemente auftreffen.

Bei niedriger Dosisbelastung überwiegt das Quantenrauschen. Bei höherer Dosis nimmt sein Anteil ab und der Einfluss des Grundrauschens nimmt zu. Daraus folgt, dass Rauschanteile dosisabhängig sind (Dössel, 2016; Pauwels *et al.*, 2015a; Schulze, 2019).

#### 2.4.5 Kontrast-Rausch-Verhältnis

Das Kontrast-Rausch-Verhältnis (KRV) beschreibt das Verhältnis zwischen dem Pixelwerte-Kontrast eines Signals und dem zugehörigen Rauschen des Hintergrundes (European Federation of Organisations for Medical Physics, 2019).

Dieser Wert beschreibt somit, wie weit ein sichtbarer Kontrast sich von statistischen Hintergrundschwankungen abhebt. Eine Veränderung kann durch die Änderung der Expositionsparameter wie z.B. FOV, Stromstärke in mA, Spannung in kV und Projektionsanzahl erfolgen. Strukturen mit hoher Dichte wie Metalle führen zu Aufhärtungsartefakten und zu einer Abnahme des KRVs (McGuigan *et al.*, 2018).

#### 2.4.6 Ortsauflösung

Die Ortsauflösung ist ein Parameter zur kontinuierlichen Überprüfung und Bewertung, ob kleinste oder feinste Details in einem hohen Kontrast dargestellt werden können und erkennbar sind (Ali *et al.*, 2015). Mit der Durchführung dieser quantitativen Bewertung kann überprüft werden, ob die gemessenen Werte mit den Basiswerten der Abnahmeprüfung übereinstimmen, und es kann kontrolliert werden, ob Fokusgröße, Detektorleistung und Aufnahmegeometrie sich über die Zeit nicht verändert haben (European Federation of Organisations for Medical Physics, 2019). Die Abbildungsschärfe hängt technisch gesehen von der physikalischen Pixelgröße des Sensors, der Graustufenauflösung und der angewendeten Rekonstruktionstechnik ab. Daneben gibt es noch weitere Einflussfaktoren, wie z.B. Röhrenspannung, Röhrenstromstärke, Expositionszeit und Rotationswinkel. Weil die Ortsauflösung von solchen verschiedenen technischen Faktoren vielseitig beeinflusst wird, ist es

schwierig, das Ergebnis allein durch einfache Hilfsmittel zu erhalten oder durch die technischen Parameter des DVT-Gerätes abzulesen (Brüllmann and Schulze, 2015).

Zwei Methoden zur Bestimmung der Ortsauflösung stehen zur Verfügung: die subjektive visuelle und die objektive quantitative Methode (European Federation of Organisations for Medical Physics, 2019).

Für die subjektive Methode wird ein Phantom benötigt, das mit Linienpaaren von Materialien hoher und niedriger Dichte (Darstellung unterschiedlicher Frequenzen) versehen ist. Die vom Betrachter eindeutig erkennbare Ortsfrequenz gilt als der Grenzwert. Die objektive Methode ist die quantitative Bewertung mittels der Modulationstransferfunktion (MTF) an einer Kante, bestehend aus 2 Materialien mit unterschiedlichen Dichten. Anhand der MTF kann die Darstellung scharf voneinander abgegrenzter feinstrukturierter Objekte gemessen und die Quantifizierung der Bildschärfe, also der Ortsauflösung bestimmt werden. Der Auflösungsindikator 10 muss dabei  $\geq 1$  Lp/mm sein. Laut der Definition der DIN-Normung beschreibt der Auflösungsindikator 10 den Wert der Ortsfrequenz, bei der das MTF 10% erreicht wird (DIN Deutsches Institut für Normung e. V., 2013). Dieser wird als Grenzwert bei 10 % angelegt, weil der Betrachter Kontraste  $< 10$  % kaum voneinander unterscheiden kann und dies als die Untergrenze der visuellen Wahrnehmbarkeit angenommen wird (Brüllmann and Schulze, 2015; Schulze, 2019).

#### 2.4.7 Artefakte

Ein Artefakt ist eine visualisierte Struktur im rekonstruierten Datensatz, die im untersuchten Objekt nicht tatsächlich vorhanden ist. Es entsteht durch Diskrepanzen zwischen dem tatsächlichen physikalischen Messvorgang, basierend auf dessen Messaufbau (technische Zusammensetzung des DVT-Gerätes), und der Berechnung des vereinfachten mathematischen Vorgangs für die Rekonstruktion des 3D-Bildes. 6 verschiedene Möglichkeiten der Artefakte können bei einer DVT-Aufnahme entstehen und sind im Folgenden aufgelistet (Schulze *et al.*, 2011).

### **Aufhärungsartefakte**

Aufhärungsartefakte entstehen durch die Verwendung von polychromen Röntgenröhren und sind damit ein spezifisches Problem. Bei der Bestrahlung eines Untersuchungsobjektes werden die energieärmeren Röntgenstrahlen stärker absorbiert als die höherenergetischen Strahlungen, die fast ohne Wechselwirkung auf den Detektor auftreffen. Bei der Messung des Spektrums auf dem Detektor zeigt sich, dass mehr hochenergetische Strahlen mit kürzeren Wellenlängen nachgewiesen werden (DIN Deutsches Institut für Normung e. V., 2013). Die dunklen Streifen, die für Aufhärungsartefakte typisch sind, werden durch die fehlerhafte Rückprojektion bei der 3D-Rekonstruktion aufgrund des nichtlinearen Fehlers verursacht. Der nichtlineare Fehler bedeutet, dass das im Strahlengang befindliche Medium die energieärmere (langwellige) Strahlung durch die Absorption herausfiltert. Somit wird auf dem Detektor im Strahlengang „hinter“ solchen dichteren Strukturen ein anderes Spektrum gemessen als sonst auf dem Detektor.

### **Auslöschungsartefakte**

Auslöschungsartefakte werden aus ähnlichen Gründen wie die gleichzeitig auftretenden Aufhärungsartefakte verursacht. Allerdings wird hierbei die Strahlung fast vollständig vom durchstrahlten Material absorbiert, und das am Detektor gemessene Signal weist eine Tendenz zu Null auf. Zu solchen Materialien zählen metallische Restaurationen und röntgenopake Guttapercha, die alle eine hohe Dichte aufweisen (DIN Deutsches Institut für Normung e. V., 2013). Diese Art des Artefakts findet sich gehäuft, weil viele Menschen metallische Versorgungen wie z.B. metallische Restaurationen, Kronen, Brackets und Implantate im Mund haben (Pauwels *et al.*, 2011a).

### **Partielle Volumeneffekte und Exponential Edge Gradient Effekt (EEGE)**

Aufgrund der endlichen Strahlenbreite erzeugen der partielle Volumeneffekt und der „Exponential Edge Gradient Effekt“ dunkle strichförmige Artefakte entlang an scharfen und kontrastreichen benachbarten Strukturen bzw. Kantenstrukturen (z.B. an metallischen Kronenrändern). Obwohl die

tatsächliche Pixelgröße, die Aufnahmegeometrie und die Fokusgröße vorgegeben sind, werden dicke Strahlen am Detektor gemessen. Diese Annahme der Linienintegralen beim Rekonstruktionsvorgang ist für die Art des Artefakts verantwortlich.

### **Aliasing Artefakte**

Das Nyquist-Theorem besagt, dass die Abtastfrequenz mindestens doppelt so hoch wie die höchste abzutastende Frequenz sein muss, um das Signal vollständig erfassen zu können. Der Aliasing-Effekt, der feine Linienmuster verursacht, die als Moiré-Muster bezeichnet werden, entsteht bei Unterschreitung dieser Frequenz. Ausgelöst wird dies beim „undersampling“ abhängig von der Detektorelementgröße (Pixel pro Fläche auf dem Detektor) und aufgrund der konusförmigen Divergenz des Strahlenbündels der DVT. Die konusförmige Divergenz führt folglich zu einer linearen Abnahme mit reduzierter Abtastrate in Richtung zur detektornahen Seite. Das durchstrahlte Objekt wird näher zur Strahlungsquelle mit einer höheren Strahlendichte durchdrungen, was für mehr Informationsgehalt sorgt. Eine weitere Ursache für diesen Effekt liegt bei der ungenauen Interpolation zwischen Voxel- und Pixelwert bei der Rückprojektion. Eine Reduzierung des Aliasing-Effektes kann durch ein besseres Interpolationsverfahren und durch eine nachträgliche Bildbearbeitung erreicht werden.

### **Ringartefakte**

Ringartefakte entstehen meistens bei der Abbildung von homogenen Materialien, wenn Detektorelemente defekt oder fehlerhaft kalibriert sind. Diese Form des Artefakts bildet sich um die Rotationsachse zentriert in der axialen Ebene. Es tritt in Form von feinen konzentrischen Kreisen bzw. Ringen auf. Durch eine Kalibrierung oder nachträgliche Bildbearbeitung können die Ringartefakte vermieden bzw. reduziert werden.

### **Artefakte verursacht durch Geometriefehler (z. B. Bewegungsartefakte)**

Für die Bewegungsartefakte oder die durch Geometriefehler verursachten Artefakte gibt es hauptsächlich zwei Gründe. Der erste Grund ist ein Fehler des Rekonstruktionsprozesses. Er tritt auf bei einer Abweichung von der erforderlichen Aufnahmegeometrie durch eine ungenaue Ausrichtung oder eine mechanische Instabilität während des Scanvorgangs bei einer der 3 Komponenten (Röntgenröhre, Objekt und Detektor). Dies führt zu einer fehlerhaften Rückprojektion mit Zuweisung falscher Raumkoordinaten.

Der zweite Grund liegt in den Aufnahmezeiten von ca. 6 bis 20 Sekunden, in denen die Patienten ihren Kopf bewegen könnten, was zu Bewegungsartefakten führt. Je kleiner die Voxelgröße, also je höher die Ortsauflösung, desto kleinere Bewegungen haben zur Folge, dass beim Rekonstruktionsprozess die Bewegung nicht berücksichtigt wird. Die Messwerte können dann den Raumkoordinaten nicht korrekt zugewiesen werden. Typisches Merkmal dieses Artefakts ist eine Doppelkontur, vor allem in Hochkontrastbereichen.

## 2.5 Prüfhäufigkeiten

Anbei sind die unterschiedlichen Empfehlungen der Prüfhäufigkeiten nach DIN 6868-15, nach EFOMP-ESTRO-IAEA-Protokoll und nach RADIATION PROTECTION No.172 Anhang 4 zum SedentexCT-Projekt aufgelistet.

Prüfparameter	Prüfhäufigkeiten
Mechanische Unversehrtheit	monatlich
Ortsauflösung	monatlich
Kontrast-Rausch-Indikator	monatlich
Homogenitätsindikator	monatlich
Artefakte	monatlich
Dosis	jährlich
Blendenposition	jährlich

**Tabelle 1** Prüfhäufigkeiten nach DIN 6868-15

Prüfparameter	Prüfhäufigkeiten
Uniformität	jährlich
Geometrische Genauigkeit	jährlich
Voxeldichtewert	jährlich
Rauschen	jährlich
Niedrigkontrastauflösung	jährlich
Ortsauflösung	jährlich

**Tabelle 2** Prüfhäufigkeiten nach EFOMP-ESTRO-IAEA-Protokoll

Prüfparameter	Prüfhäufigkeiten
Bilddichtewert	monatlich
Uniformität & Artefakte	monatlich
Rauschen	jährlich
Grenzauflösung	jährlich
Kontrast	jährlich
Geometrische Genauigkeit	jährlich

**Tabelle 3** Prüfhäufigkeiten nach RADIATION PROTECTION No.172 Anhang 4



## 2.6 Kritikpunkte und Stand der aktuellen Literatur

In der recherchierten Literatur zum Thema DVT im Zusammenhang mit Qualitätssicherung bzw. Qualitätskontrolle kritisierten viele wissenschaftliche Arbeiten das Fehlen von evidenzbasierten Leitlinien zur Rechtfertigung und Optimierung sowie die fehlende Formulierung eines Qualitätssicherungsprogramms.

Als Beispiel hatte im amerikanischen Raum die AAOMR (American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology), welche die Radiologie des Mund-Kiefer-Gesichtsbereichs der Vereinigten Staaten Amerikas vertritt, als verbindliche Stellungnahme für die Sicherheit und Qualitätssicherung Folgendes veröffentlicht. „Ziel des Qualitätskontrollprogramms ist die Sicherstellung der diagnostisch notwendigen Informationen bei Minimierung des Strahlenrisikos für die Patienten, das Personal und die Öffentlichkeit. Der Zahnarzt ist für die Entwicklung des Qualitätsprogramms verantwortlich, und darin sollten die Dokumentation der Durchführung des Kalibrierungstests, die Leistungsüberwachung, die Dosiswerte und die Expositionsparameter enthalten sein.“ (Carter *et al.*, 2008)

Zu diesem Zeitpunkt gab es in Europa nur die Leitlinie für die Sicherheit der Radiologie in der Fassung von „Radiation Protection No. 136“ (European Commission, 2004), bei der die DVT nicht enthalten war. Darauf wurde die europäische Kommission aufmerksam und begann mit dem Projekt namens „SedentexCT Project“ (Safety and Efficacy of a new and emerging Dental X-ray modality) durch die EURATOM im Zeitraum von 2007 bis 2011 (European Commission, 2012; Horner *et al.*, 2009).

Trotz der Veröffentlichung der Leitlinie wurde im Jahr 2013 gefordert, dass ein einheitliches Phantom für die Qualitätsprüfung entwickelt werden müsse, das bei allen unterschiedlichen DVT-Geräten mit verschiedener Auswahl an FOV-Möglichkeiten und Rotationswinkeln zum Einsatz kommen kann. Das Phantom soll aus PMMA bestehen und Löcher und Einkerbungen mit bekannten Durchmessern, Tiefen und Abständen aufweisen (Batista *et al.*, 2013). Weitere Kritikpunkte waren, dass normierte Verfahren zur Qualitätskontrolle nicht vorhanden seien und eine Festlegung solcher Normen der technischen Modernisierung sowie der Weiterentwicklung der DVT-Geräte nicht nachkommen würde (Bissonnette *et al.*, 2008; Horner *et al.*, 2013; Kosalagood *et al.*, 2015; Steiding *et al.*, 2015).

Dabei wurden hauptsächlich zwei wichtige Gründe für das Fehlen eines einheitlichen Qualitätssicherungsprogramms genannt.

Erster Grund sei das Fehlen eines geeigneten standardisierten Prüfkörpers für die Bewertung der Bildqualität (Pauwels *et al.*, 2011b); der zweite, dass keine fundierten Kriterien für die Ermittlung der Bildgüteparameter festgelegt wurden (Abouei *et al.*, 2015; Horner *et al.*, 2013).

Obwohl es schwierig ist, die von den Prüfkörpern ermittelten Ergebnisse mit der klinischen Situation ins Verhältnis zu setzen, sind solche Prüfkörper doch sehr nützlich, um die verschiedenen DVT-Geräte einzeln miteinander zu vergleichen und eine standardisierte Qualitätskontrolle zu schaffen (Pauwels *et al.*, 2012).

In Deutschland wurden nach dieser Feststellung im Jahr 2013 und 2015 weitere Normen (DIN 6868 Teil 15 und Teil 161) veröffentlicht, die diese Defizite aufgreifen sollten.

International gab es trotzdem wissenschaftliche Stimmen, wie z.B. im Jahr 2017, dass aktuell noch viele der Leitlinien sowie Richtlinien veraltet wären und von nationalen und/oder internationalen Organisationen überarbeitet bzw. aktualisiert werden müssten. Bei der Aktualisierung sollten die Aspekte der neuen dreidimensionalen digitalen Bildgebung und neue Technologien einbezogen werden (Tsapaki, 2017).

### **3. Material und Methoden**

#### **3.1 Material**

##### 3.1.1 Prüfkörper

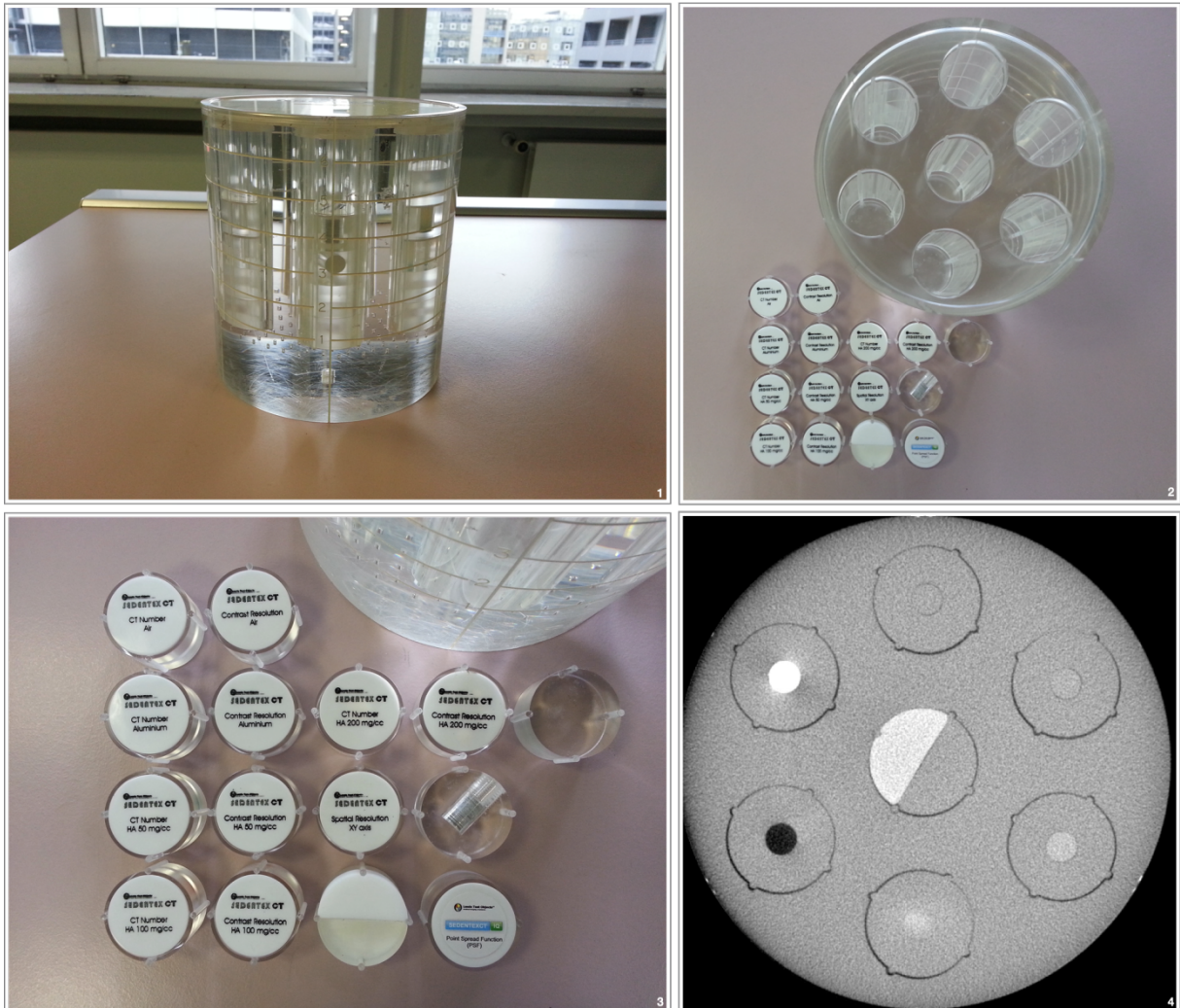
##### 3.1.1.1 SedentexCT IQ

Der SedentexCT IQ-Prüfkörper wurde von Leeds Test Objects Ltd. (North Yorkshire, Großbritannien) im Rahmen des Europäischen Kommissionsprojekts SedentexCT entwickelt. Dieser zylindrische Prüfkörper wurde speziell für die Validierung der dentalen digitalen Volumentomographie entwickelt und ahmt die Größe des menschlichen Kopfes (Durchmesser: 160 mm, Höhe: 162 mm) nach. Das Material besteht aus Polymethylmethacrylat (PMMA). Es befinden sich daran sieben zylindrische Hohlräume, von denen einer im Zentrum und die weiteren sechs hexagonal peripher angebracht sind. (Abbildung 1)

Außerdem sind zwei unterschiedliche Sektionen im unteren Teil des Prüfkörpers vorhanden. Der erste Abschnitt ist mit kleinen Luftspalten (Durchmesser 2 mm) im Abstand von 1 cm durch das axiale Feld verteilt eingebettet, der zweite Abschnitt besteht aus einem homogenen PMMA-Feld.

Zusätzlich gibt es acht zylindrische Prüfeinheiten (Durchmesser: 35 mm, Höhe: 20 mm, die exakt in die Hohlräume platziert werden können. Anhand dieser Prüfeinheiten (Hydroxylapatit 50, Hydroxylapatit 100, Hydroxylapatit 200, Aluminium, Luft, Draht aus Stahl von Luft umgeben, drei Titaniumstifte) und des Prüfkörpers ist es möglich, verschiedene Bildgüteparameter (Rauschen, Uniformität, geometrische Genauigkeit, Ortsauflösung, Kontrastauflösung, Pixeldichte, Artefakte) zu untersuchen. Bezüglich des Metallartefakts ist eine Prüfeinheit mit drei Titanstiften versehen, weil diese Form des Artefakts aufgrund der weiten Verbreitung und steigenden Tendenz der Implantat-Insertion vermehrt auftritt (Leeds Test Objects Ltd, 2019).

## Material und Methoden



**Abbildung 1** Prüfkörper SedentexCT IQ; 1: Prüfkörper, 2: Prüfkörper und die verschiedenen Prüfeinheiten, 3: Übersicht über die einzelnen Prüfeinheiten, 4: DVT-Abbildung des Prüfkörpers im Querschnitt

### 3.1.1.2 Quart DVT\_ap

Der zweite Prüfkörper Quart DVT\_ap wurde von Quart GmbH (Zorneding, Deutschland) entwickelt. Der Name Quart steht für Quality Assurance in Radiology Technologies. Dieser Prüfkörper wurde speziell für die Abnahmeprüfung der DVT-Geräte entwickelt und ist mit DIN 6868-161 konform. Außerdem gibt es noch einen weiteren Prüfkörper, der als Quart DVT\_kp bezeichnet wird. Dieser ist für die Durchführung der Konstanzprüfung gedacht. Diese beiden Prüfkörper unterscheiden sich darin, dass der Quart DVT\_ap noch über 2 zusätzliche Streustrahlenkörper verfügt, die bei der Exposition als Patientenäquivalent wirken und jeweils die Strahlung absorbieren.

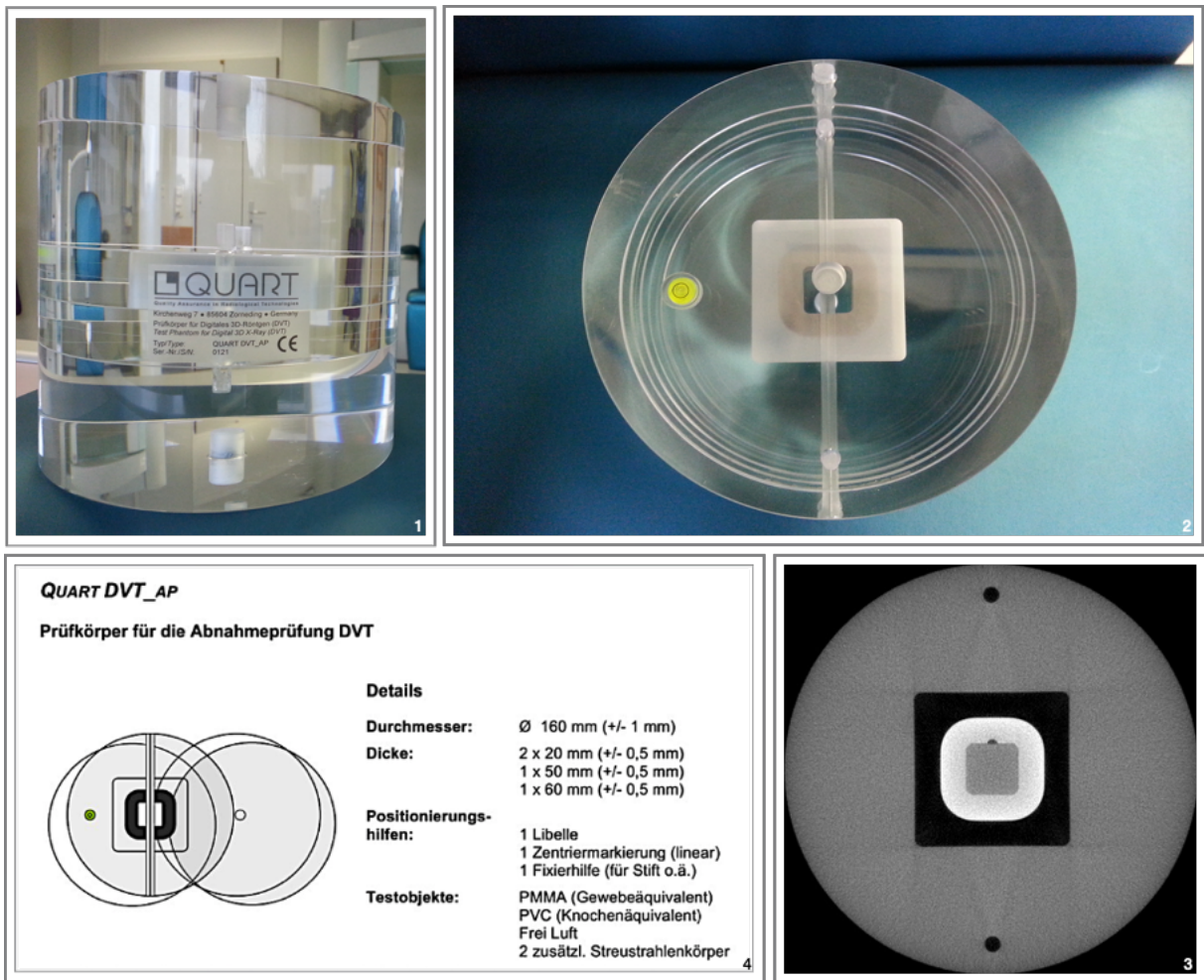
Der zylindrische Prüfkörper hat einen Durchmesser von 160 mm und eine Höhe von 150 mm und besteht aus vier Segmenten, nämlich 2 Einzelsegmenten mit integrierten Testobjekten und zwei Streustrahlkörpern.

Die Testobjekte befinden sich in den beiden Einzelsegmenten in der Mitte des Prüfkörpers. Sie bestehen aus verschiedenen Materialien und sollen diverse Strukturen im menschlichen Schädel darstellen.

- PMMA (Gewebeäquivalent)
- PVC (Knochenäquivalent)
- Luft

Die restlichen zwei Streustrahlenkörper dienen wie oben bereits erwähnt als Patientenäquivalent und haben die Funktion der Absorption der jeweiligen Strahlung. Mit den vorhandenen Testobjekten ist die Auswertung verschiedener Bildgüteparameter (Kontrast, Rauschen, Uniformität, Artefaktfreiheit und MTF) möglich. Zur einfachen Handhabung gibt es Positionierhilfen (Zentriermarkierungen) am Prüfkörper, Sicherungsstifte und Haltevorrichtung für die DVT-Geräte. Für die weitere Vereinfachung der Ermittlung der verschiedenen Bildgüteparameter steht eine zusätzliche Qualitätssicherungssoftware namens Quart DVT<sub>pro</sub> zur Verfügung (Quart GmbH, 2019).

## Material und Methoden



**Abbildung 2** Prüfkörper Quart DVT\_ap; 1. Prüfkörper (vertikale Sicht), 2. Prüfkörper (axiale Sicht), 3. Produktspezifikation (entnommen aus dem Produktkatalog Quart GmbH, 2019), 4. DVT-Abbildung des Prüfkörpers im Querschnitt

3.1.2 DVT-Geräte

Bei dem Versuchsaufbau wurden insgesamt 5 verschiedene DVT-Geräte unterschiedlicher Unternehmen nach Verfügbarkeit ausgewählt. Sie stellen keine statistisch repräsentative Auswahl dar. Während und nach den regulären Öffnungszeiten der zahnärztlichen Röntgenabteilung der Klinik und Polikliniken für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten der Universitätsmedizin Mainz standen zwei DVT-Geräte von 3D eXam (KaVo, Biberach an der Rieß, Deutschland) und 3D Accuitomo MCT-1 (J. Morita Mfg. Corp., Kyoto, Japan) zur Verfügung. Außerdem wurden im DDZ Freiburg Messungen an drei weiteren DVT-Geräten: Pax Duo 3D (Vatec, Hwaseong, Südkorea), Scanora® 3Dx (Soredex, Tuusula, Finnland) und Veraviewepocs 3D (J. Morita Mfg. Corp., Kyoto, Japan) durchgeführt.

Bei der Wahl der Einstellungsoptionen der Messungen wurden die im Alltag benutzte Standardeinstellung und der Modus für die höchstmögliche Auflösung gewählt.

Die benutzen DVT-Geräte der verschiedenen Hersteller und deren Parameter für die Durchführung der Messungen werden im Folgenden in der Tabelle 4 aufgelistet.

	3D Accuitomo MCT-1	3D eXam	PaX Duo 3D	Scanora® 3dx	Veraviewepocs 3D
<b>Hersteller</b>	J. Morita Mfg. Corp., Kyoto, Japan	KaVo, Biberach/Riss, Deutschland	Vatec, Hwaseong, Südkorea	Soredex™, Tuusula, Finnland	J. Morita Mfg. Corp., Kyoto, Japan
<b>Bilddetektor</b>	amorpher Silizium-Flachdetektor	amorpher Silizium-Flachdetektor	CMOS Flatpanel	amorpher Silizium-Flachdetektor	amorpher Silizium- Flachdetektor
<b>Röhrenspannung (kV)</b>	60 - 90	90 - 120	60 - 90	60 - 90	60 - 90
<b>Röhrenstrom (mA)</b>	1 - 10	3 - 8	2 - 10	4 - 10	1 - 10
<b>Voxelgröße (µm)</b>	80 - 250	125 - 400	80, 200	100 - 500	125, 160
<b>Speichertiefe (Bit)</b>	14	14	14	12	13
<b>FOV (dxh in cm)</b>	4x4, 6x6, 8x8, 10x5, 10x10, 14x5, 14x10, 17x5, 17x12	8x8, 16x13	5x5, 8.5x5, 8.5x8.5, 12x8.5	5x5, 5x10, 8x10, 8x16.5, 14x10, 14x16.5, 18x16.5, 24x16.5	4x4, 4x8, 8x4, 8x5, 8x8, 10x4, 10x5, 10x8
<b>Patientenposition</b>	sitzend	sitzend	stehend, rollstuhlgerecht	sitzend	stehend

**Tabelle 4** Tabellarische Auflistung der verwendeten DVT-Geräte und deren Parameter

### 3.1.3 Hard- und Software für die Analyse der Daten

Für die Analyse und Auswertung der Daten, die im DICOM-Format auf externen Festplatten gesichert waren, wurde mit dem Apple MacBook Pro mit dem Betriebssystem MacOS (Apple Inc., Cupertino, Kalifornien, USA) und mittels eines virtuellen Programms VMware Fusion (VMware Inc., Palo Alto, California, USA) das Betriebssystem Windows10 (Microsoft Corporation, Redmond, Washington, USA) genutzt. Für die Analyse der Daten wurde die Open Source Software ImageJ (National Institute of Health, Bethesda, Maryland, USA) angewendet. Die Auswertung der Ergebnisse erfolgte mit Microsoft Excel (Microsoft Corporation, Redmond, Washington, USA).

#### 3.1.3.1 ImageJ

Die Open Source Image J (National Institute of Health (NIH). Maryland, USA) wurde für die Analyse der erstellten DVT-Aufnahmen verwendet. Die Anzeige von 8-Bit-, 16-Bit- und 32-Bit-Bildern und deren Bearbeitung, Analyse, Verarbeitung, Speicherung und der Druck sind möglich. Diese können bei den Betriebssystemen MacOS, Windows und Linux durchgeführt werden. Die Bearbeitung der folgenden Bildformate sind ebenfalls möglich: TIFF, GIF, JPEG, BMP, DICOM, FITS und RAW. Neben der Berechnung von Statistiken über die Fläche und Pixelwerte von benutzerdefinierten Auswahlelementen sind auch die Messung von Distanzen und Winkeln, die Erstellung von Dichtehistogrammen und Linienprofilogrammen, Standard-Bildverarbeitungsfunktionen, geometrische Transformationen (Skalierung, Drehung und Spiegelung), räumliche Kalibrierung (Bereitstellung der realen Maße in Einheiten wie Millimetern) und Dichte- oder Graustufenkorrektur möglich.

ImageJ macht es ebenfalls möglich, benutzerdefinierte Plug-Ins für die Erfassung, Analyse und Verarbeitung mit dem in ImageJ integrierten Editor und Java-Compiler zu entwickeln. Dadurch wird die Möglichkeit geschaffen, fast alle Probleme mit der Bildverarbeitung oder Analyse zu lösen (Tiago Ferreira & Wayne Rasband, 2011).

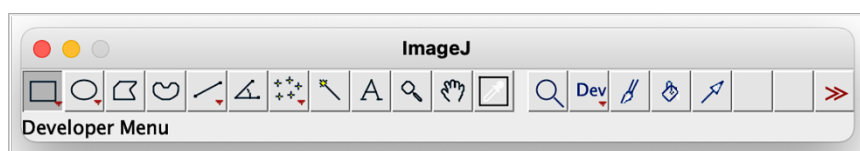


Abbildung 3 ImageJ Benutzeroberfläche



## 3.2 Methoden

### 3.2.1 Positionierung der Prüfkörper

Für die Positionierung der Prüfkörper bei den DVT-Aufnahmen standen zwei Varianten zur Verfügung. Bei Accuitomo MCT-1 sowie bei Scanora® 3Dx standen Auflagetische für die Konstanzprüfung bereit. Bei den Geräten der anderen DVT-Hersteller musste ein Fotostativ für die Ausrichtung benutzt werden. Beide Prüfkörper konnten an der unteren Seite mit dem Stativgewinde festgeschraubt und damit sicher fixiert werden. Der Prüfkörper Quart DVT\_ap verfügt über Positionierungshilfen, wie z.B. Libelle, Zentriermarkierung und eine Fixierhilfe. Beim Prüfkörper SedentexCT IQ sind eine Zentriermarkierung und eine Fixierhilfe vorhanden, für die horizontale Ausrichtung wurde eine externe kreisförmige Wasserwaage hinzugefügt. Die Positionierung und die Nivellierung der Prüfkörper wurden mit den jeweiligen Libellen an der Oberfläche des Prüfkörpers und an den Zentriermarkierungen mit dem Laservisier angepasst. Mit diesen Hilfsmitteln konnte die Reproduzierbarkeit hinreichend erreicht werden.



**Abbildung 4** Positionierung der beiden Prüfkörper an unterschiedlichen DVT-Geräten;  
 1: SedentexCT IQ & 3D eXam, 2: SedentexCT IQ & Veraviewepocs 3D,  
 3: SedentexCT IQ & 3D Accuitomo MCT-1, 4: Quart DVT\_ap & 3D eXam,  
 5: Quart DVT\_ap & Pax Duo 3D, 6: Quart DVT\_ap & Scanora® 3Dx

### 3.2.2 Aufnahmeverfahren

Bei den oben im Punkt 3.1.2 angegebenen DVT-Geräten wurden für Evaluation und Vergleich der Ergebnisse der gemessenen Bildgüteparameter für die Reproduzierbarkeit bei den beiden Prüfkörpern „SedentexCT IQ“ und „Quart DVT\_ap“ 5 Aufnahmen je Aufnahmemodus in Folge mit den jeweiligen DVT-Geräten durchgeführt. Die einzelnen Expositionsparameter der gewählten DVT-Geräte sind in Tabelle 5 dargestellt. Diese Parameter spiegeln die Standardeinstellungen im klinischen Alltag wider. Zum Vergleich wurde der Modus für die höchste Auflösung hinzugefügt.

Bei 3D eXam wurden alle möglichen Parameter ausgewählt. Bei der Einheit von Veraviewepocs 3D gab es die Zusatzfunktion „Dose Reduction“. Dieser Aufnahmemodus wurde ebenfalls herangezogen, damit untersucht werden konnte, welche Auswirkung dieser Modus auf die einzelnen Bildgüteparameter hat.

	FOV (mm)	Röhrenspannung (kV)	Röhrenstrom (mA)	Expositionszeit (s)	Voxelgröße (mm)
<b>3D Accuitomo MCT-1</b>	80 x 80	86	4	17.5	0.128
	80 x 80	90	8	17.5	0.128
<b>3D eXam</b>	160 x 160	120	5	2	0.3
	160 x 160	120	5	4	0.3
	160 x 160	120	5	4	0.4
	160 x 160	120	5	4	0.25
	160 x 160	120	5	7	0.25
<b>PaX Duo 3D</b>	120 x 85	86	4	24	0.2
	120 x 85	90	10	24	0.2
<b>Scanora® 3dx</b>	140 x 165	90	4	4	0.25
	140 x 165	90	10	4	0.25
<b>Veraviewepocs 3D</b>	100 x 80	90	5	9.4	0.16
	100 x 80	90	8	9.4	0.16
	100 x 80	90	8	9.4	0.16

**Tabelle 5** Expositionsparameter der jeweiligen DVT-Geräte; FOV: Field of view

### 3.2.3 Gemessene Bildgüteparameter

Bei allen gemessenen Bildgüteparametern wurden für die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse 5 DVT-Aufnahmen zu den jeweiligen Einstellungsparametern der 5 unterschiedlichen DVT-Geräte durchgeführt. Außerdem wurden für die Berechnung der jeweiligen Parameter 10 aufeinander folgende Axialbilder herangezogen, damit ein ausreichender Stichprobenumfang für die Messung vorlag.

Bei SedentexCT IQ gibt es bei den einzelnen berechenbaren Parametern 5 verschiedene Kontrast-Rausch-Verhältnisse ( $KRV_{AIR}$ ,  $KRV_{Al}$ ,  $KRV_{HA50}$ ,  $KRV_{HA100}$ ,  $KRV_{HA200}$ ), Rauschen, Uniformität und MTF. Beim Quart DVT\_ap kann im Unterschied dazu nur ein Wert ( $KRV_{HA}$ ) ermittelt werden.

Daraus ergeben sich für jeden Parameter insgesamt 50 Werte ( $n = 50$ ). Als Beispiel: Bei einem Aufnahmemodus von 3D eXam mit der „Auflösung 0.4 mm und Expositionszeit 4 s“ wurden 5 Aufnahmen durchgeführt und bei der Berechnung 10 aufeinander folgende Axialschichten herangezogen.

Somit ergibt sich für die Einzelbewertungen beim Prüfkörper von SedentexCT IQ bei den einzelnen Röntgengeräten 3D eXam der Wert  $n = 2000$ , für 3D Accuitomo MCT-1, für PaxDuo 3D und Scanora® 3dx ist jeweils  $n = 800$  und bei Veraviewepocs 3D ist  $n = 1200$ . Beim Prüfkörper von „Quart DVT\_ap“ ist bei den einzelnen Röntgengeräten 3D eXam  $n = 1000$ , bei 3D Accuitomo MCT-1, bei PaxDuo 3D und Scanora® 3dx ist jeweils  $n = 400$  und bei Veraviewepocs 3D ist  $n = 600$ .

Die Gesamtzahl der Werte bei SedentexCT IQ liegt damit bei  $n = 5600$  und beim Quart DVT\_ap bei  $n = 2800$ . Die vorliegende Arbeit umfasst somit 8400 Einzelwerte für die beiden Prüfkörper.

#### 3.2.3.1 Kontrast-Rausch-Verhältnis (KRV)

Mit dem KRV wird das Verhältnis der Kontraste zwischen zwei verschiedenen Materialien und dem zugeordneten mittleren Rauschen untersucht. Das KRV beschreibt, inwieweit ein sichtbarer Kontrast sich von statischen Hintergrundschwankungen abhebt.

Bei der SedentexCT IQ gibt es 5 verschiedene Materialien (Aluminium, Hydroxylapatit 50, Hydroxylapatit 100, Hydroxylapatit 200, Luft) zur Untersuchung, die mit dem Material PMMA (Polymethylmethacrylat) als Hintergrund verglichen werden können. Bei der Quart DVT\_ap wird das Material PMMA (Polymethylmethacrylat)

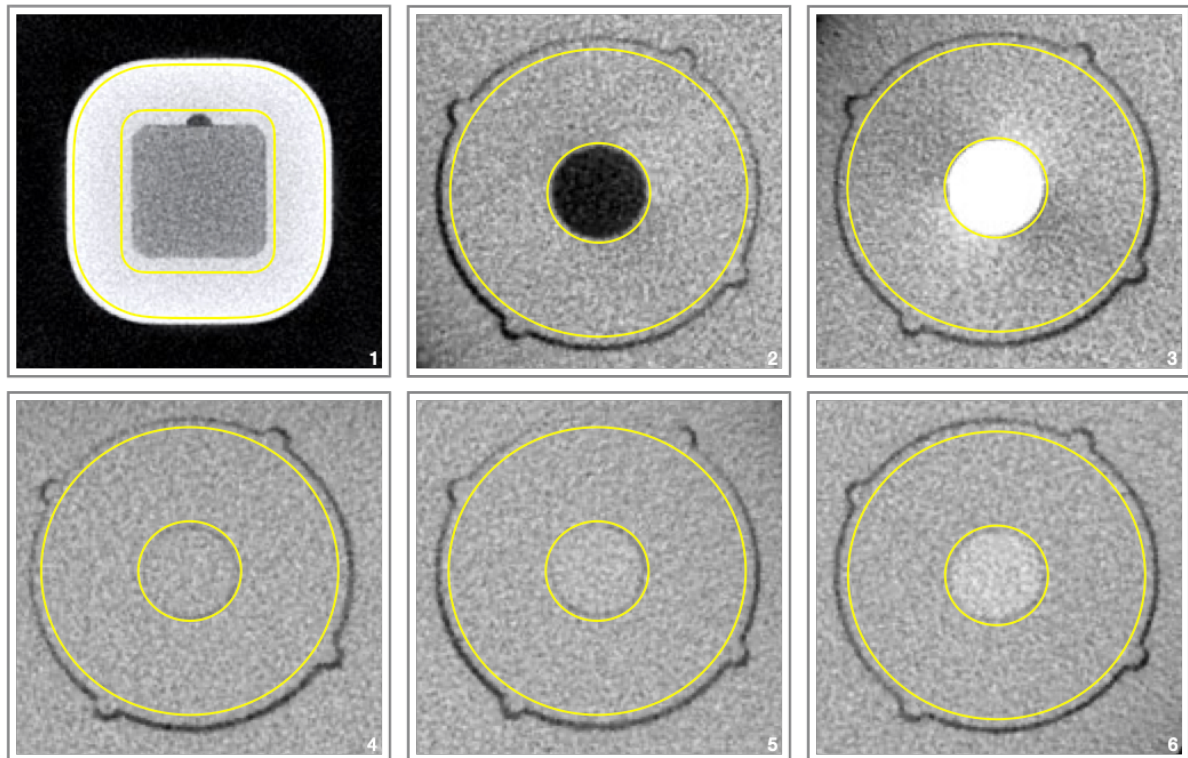
repräsentierend als Gewebeäquivalent zum Hintergrund aus dem Material PVC (Polyvinylchlorid) als Knochenäquivalent in Vergleich gesetzt.

Für die Berechnung von KRV wurden die ROIs (Regions of Interest) im Inneren mit den verschiedenen Materialien zum angrenzenden PMMA bei der SedentexCT IQ und bei der Quart DVT\_ap mit PVC betrachtet und die jeweiligen mittleren Voxelwerte und die Standardabweichung ermittelt. Das KRV wurde nach dieser Formel berechnet:

$$KRV = \frac{MVV_m - MVV_b}{SD_{m,b}}$$

**Formel 1** Formel für „Kontrast-Rausch-Verhältnis (KRV)“,  $MVV_m$  = Mean voxel value *material*,  $MVV_b$  = Mean voxel value *background*,  $SD_{m,b}$  = Standard deviation *material, background*

$MVV_m$  (mean voxel value *material*) und  $MVV_b$  (mean voxel value *background*) sind die mittleren Voxelwerte des ausgewerteten Materials und des Hintergrunds.  $SD_{m,b}$  sind die durchschnittlichen Standardabweichungen der Voxelwerte innerhalb des Materials und des Hintergrunds.



**Abbildung 5** Axialschnittaufnahme zur Berechnung des Bildgüteparameters „KRV“:  
 1: Quart DVT\_ap „KRV<sub>HA</sub>“, 2: SedentexCT IQ „KRV<sub>Luft</sub>“,  
 3: SedentexCT IQ „KRV<sub>Al</sub>“, 4: SedentexCT IQ „KRV<sub>HA50</sub>“,  
 5: SedentexCT IQ „KRV<sub>HA100</sub>“, 6: SedentexCT IQ „KRV<sub>HA200</sub>“

## 3.2.3.2 Rauschen

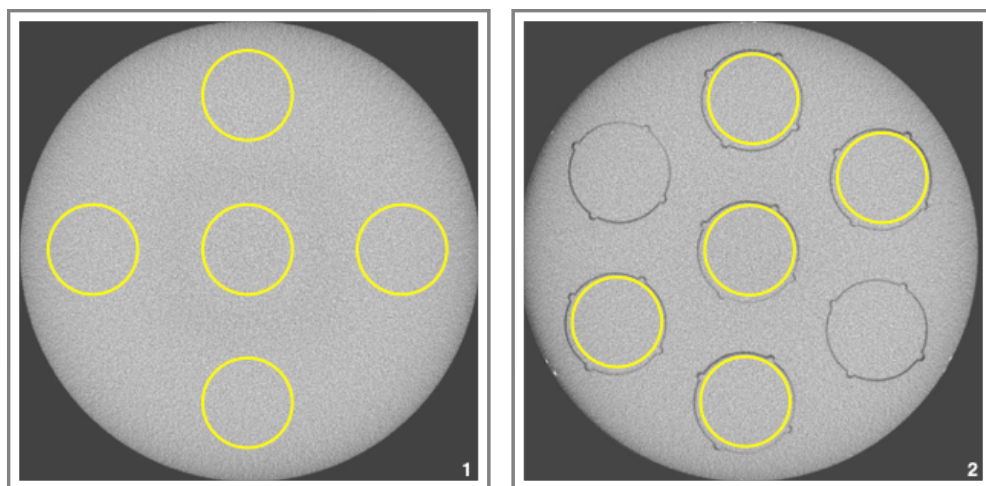
Bevor die Werte des Rauschens ermittelt wurden, mussten die Messwerte auf 16-Bit konvertiert werden, weil die Aufnahmen der DVT-Geräte unterschiedliche Graustufen abbilden. Bei der SedentexCT IQ wurden die leeren Einsätze aus PMMA analysiert, um die Standardabweichung der Voxelwerte zu vergleichen. Wenn die Auswahl von FOVs der DVT-Geräte groß genug war, wurden die leeren PMMA-Einsätze in der Mitte und in den peripheren Hohlräumen platziert. Wenn die Auswahl des FOVs nicht den ganzen Phantomkörper abbilden konnte, wurden sie nur in den peripheren Hohlräumen positioniert. Bei der Quart DVT\_ap wurden die zu analysierenden Bereiche im Gegensatz zu den leeren PMMA-Einsätzen im Bereich der Scheibe 2 ermittelt (Abbildung 6). Die Größe der Fläche der leeren PMMA-Einsätze wurde mittels ImageJ bestimmt und auch dementsprechend auf Quart DVT\_ap übertragen. In der Scheibe 2 wird neben dem Rauschen auch der Uniformitätsparameter ermittelt.

Zur Ermittlung der Ergebnisse von Rauschen wurde das geometrische Mittel der Standardabweichungen der Voxelwerte der leeren PMMA-Einsätze bzw. der in der Scheibe 2 markierten Flächen der 10 aufeinanderfolgenden Schichten nach der Formel 2 bestimmt (Pauwels *et al.*, 2011b).

$$Rauschen = \frac{1}{10} \sum_{i=1}^{10} \sigma_i$$

**Formel 2**

Formel für „Rauschen“,  $\sigma$  = Standardabweichung



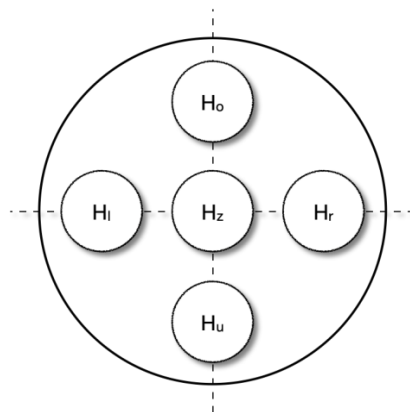
**Abbildung 6** Axialschnittaufnahme zur Berechnung des Bildgüteparameters „Rauschen“;  
1: Quart DVT\_ap, 2: SedentexCT IQ

### 3.2.3.3 Uniformität

Bei der Ermittlung der Ergebnisse wurden die Werte ebenfalls aufgrund der unterschiedlichen Graustufen-Abbildung der verschiedenen DVT-Geräte auf 16-Bit konvertiert. Bei der SedentexCT IQ und der Quart DVT\_ap wurden wie beim Bildgüteparameter Rauschen die leeren PMMA-Einsätze und Scheibe 2 als die zu analysierenden Auswahlflächen genommen.

Der Uniformitätsparameter wurde als der prozentuale Unterschied zwischen dem höchsten und dem niedrigsten mittleren Voxelwert der unterschiedlichen Regionen ermittelt (Pauwels *et al.*, 2011b).

Für die Messung des Uniformitätsparameters wurden die durchschnittlichen Voxelwerte von 5 gleichgroßen runden ROIs mit dem Durchmesser von 30 mm erfasst, die sich im Zentrum, oben, unten, links und rechts ( $H_z$ ,  $H_o$ ,  $H_u$ ,  $H_l$ ,  $H_r$ ) im Bereich eines homogenen Phantoms befinden. Die Anordnung der genannten unterschiedlichen Regionen wird in Abbildung 7 dargestellt.



**Abbildung 7** Beispiel für die Positionierung der ROIs zur Bestimmung der Uniformität

Einzelne durchschnittliche Voxelwerte der 5 ROIs wurden von den 10 Schichten berechnet und verglichen. Daraus resultierten 5 Mittelwerte der ROIs ( $H_z$ ,  $H_o$ ,  $H_u$ ,  $H_l$ ,  $H_r$ ) und aus diesen Ergebnissen wurde die Uniformität nach der Formel 3 bestimmt.

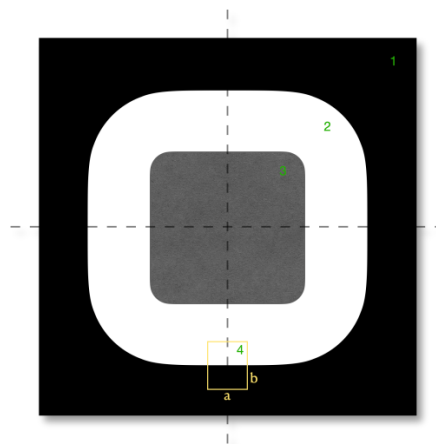
$$U = 100 \times \frac{\text{Min} (H_z, H_o, H_u, H_l, H_r)}{\text{Max} (H_z, H_o, H_u, H_l, H_r)}$$

**Formel 3** Formel für „Uniformität (U)“, ( $H_z$ ,  $H_o$ ,  $H_u$ ,  $H_l$ ,  $H_r$ ) = Mittelwerte der einzelnen ROIs

### 3.2.3.4 MTF (Modulationstransferfunktion)

Für die Berechnung der MTF wird ein rechteckiges Feld als ROI gewählt, bei dem ein starker Kontrastübergang mit einer Kante besteht, z.B. beim Prüfkörper von Quart DVT\_ap zwischen den unterschiedlichen Materialien PVC und Luft. Das ROI darf nur die Bereiche der beiden unterschiedlichen Materialien enthalten.

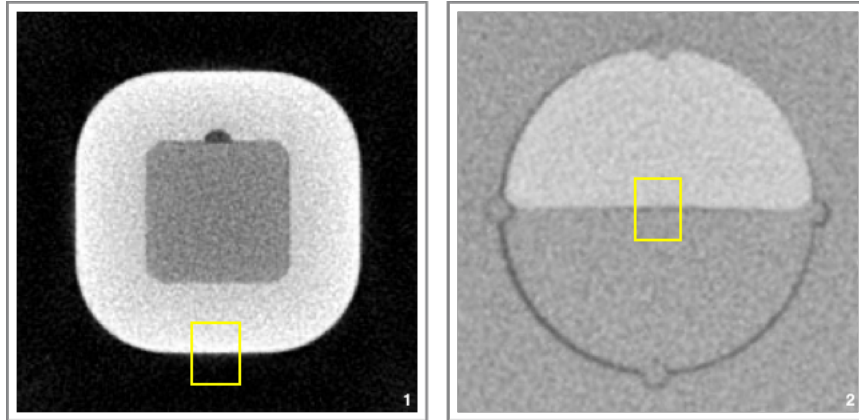
Die Seitenlänge des ROIs parallel zur Kante beträgt 5 mm mit einem Toleranzbereich von 1 Pixel und senkrecht zur Kante nach beiden Seiten 3 mm. Im Folgenden ist eine Abbildung der Anordnung des rechteckigen ROIs zu finden (DIN Deutsches Institut für Normung e. V., 2013).



**Abbildung 8** Beispiel für die Positionierung des rechteckigen ROIs zur Bestimmung des MTFs;  
1: PMMA, 2: PVC, 3: Luft, 4: rechteckiges ROI mit (a: 5 mm, b: 6 mm)

Die Pixelwerte von ROI zwischen PVC und Luft werden parallel zur Kante zeilenweise bewertet. Die Pixelwerte des ROIs wurden mit Hilfe des Programms ImageJ ermittelt und auf Microsoft Excel übertragen. Die Berechnung erfolgt nach dem Schema der „Vereinfachten Bestimmung des Modulationsübertragungsverhaltens“ nach der DIN-Normung 6868-161 Anhang A. Durch die Differenzierung der aufgenommenen Daten der arithmetischen Pixelwerte des rechteckigen ROIs wird bei der Erfassung des größten Wertes die Abtrennung des Kantenbildes beeinflusst und von diesem symmetrisch benachbarten Bereich definiert. Daraus wird durch die Zusatzfunktion der Datenanalyse „Fouriranalyse“ bei Excel die Fouriertransformation gebildet und der Ortsfrequenz zugeordnet. Die Berechnung sowie die grafische Darstellung erfolgten

mit dem Excel-Programm. Die Ortsfrequenz wird auf der x-Achse und die Werte des MTFs werden mit dem Liniendiagramm auf der y-Achse grafisch dargestellt und geradlinig verbunden. Dabei können die MTF-Werte (Auflösungsindikator 10 und 50) graphisch abgelesen werden. Der Auflösungsindikator 10 muss  $\geq 1$  Lp/mm sein.



**Abbildung 9** Axialschnittaufnahme zur Berechnung des Bildgüteparameters „Rauschen“;  
1: Quart DVT\_ap, 2: SedentexCT IQ

### 3.2.4 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mit 2 Datenverarbeitungsprogrammen. Die Erhebung der Daten sowie die grafische Darstellung des MTFs erfolgte mit dem Programm Microsoft Excel (Microsoft Corporation, Redmond, Washington, USA). Die weitere Auswertung der deskriptiven Statistik wurde mit der Statistiksoftware IBM® SPSS® Statistics (International Business Machines Corporation, Armonk, New York, USA) durchgeführt.



#### 4. Ergebnisse

Die Messwerte, die unter den zuvor aufgeführten Bedingungen ermittelt wurden, sind in Tabellen und Graphen eingetragen worden. Aus ihnen können Differenzen zwischen den einzelnen Geräten, Abweichungen vom durchschnittlichen Verhalten und gewisse Tendenzen abgelesen werden. Sie werden im Folgenden erörtert und gedeutet.

DVT-Gerät	Expositionsparameter	SedentexCT IQ							Quart DVT_ap		
		KRV <sub>Luft</sub>	KRV <sub>Al</sub>	KRV <sub>HA50</sub>	KRV <sub>HA100</sub>	KRV <sub>HA200</sub>	Rauschen	Uniformität	KRV <sub>HA</sub>	Rauschen	Uniformität
3D Accuitomo MCT-1	86 kV, 4 mA	3.39	3.47	0.73	1.59	2.70	191.74	87.08	2.08	113.79	34.71
	90 kV, 8 mA	3.38	3.47	0.88	1.67	2.74	186.11	89.95	2.09	102.93	79.07
3D eXam	Auflösung: 0.25 mm, Er: 4 s	3.09	3.39	0.11	0.66	1.34	107.47	44.12	2.01	99.33	45.82
	Auflösung: 0.25 mm, Er: 7 s	3.29	3.39	0.21	0.82	1.84	65.11	85.17	2.05	63.97	94.25
	Auflösung: 0.3 mm, Er: 2 s	3.41	3.45	0.36	0.91	2.15	79.06	19.06	2.11	55.72	13.07
	Auflösung: 0.3 mm, Er: 4 s	3.40	3.43	0.30	1.79	2.59	38.03	56.46	2.12	35.04	59.19
	Auflösung: 0.4 mm, Er: 4 s	3.48	3.42	0.37	1.43	2.78	37.14	51.42	2.14	36.28	59.03
PaX Duo 3D	86 kV, 4 mA	2.90	3.38	0.56	1.38	2.54	103.19	57.97	2.09	67.90	67.27
	90 kV, 10 mA	3.38	3.40	1.00	1.93	3.03	71.31	78.89	2.10	53.75	68.58
Scanora® 3dx	90 kV, 4 mA	3.09	3.19	0.32	0.97	1.75	103.69	32.83	2.03	80.31	94.16
	90 kV, 10 mA	3.23	3.24	0.50	1.39	2.21	83.06	36.55	2.07	48.84	95.15
Veraviewepocs 3D	85 kV, 5 mA	3.17	3.17	0.28	1.06	1.94	117.01	98.92	2.02	126.35	34.87
	90 kV, 8 mA	3.23	3.20	0.39	1.35	2.26	87.34	99.35	2.05	91.61	47.23
	90 kV, 8 mA (Dose Reduction)	3.17	3.18	0.23	0.96	1.88	114.70	93.46	2.02	129.84	37.21

**Tabelle 6** Gegenüberstellung der ermittelten Bildgüteparameter Kontrast-Rausch-Verhältnis (KRV), Rauschen [Grauwertstufen], Uniformität [%]) von SedentexCT IQ und Quart DVT\_ap

Bei den Ergebnissen reichen die Werte von KRV der beiden Prüfkörper mit den drei unterschiedlichen Dichten bei Hydroxylapatiten von 0.11 bis 3.03 ( $0.11 < KRV_{HA50,100,200} < 3.03$ ). Sie sind niedriger im Vergleich zu Luft ( $2.9 < KRV_{Luft} < 3.48$ ) und Aluminium ( $3.17 < KRV_{AL} < 3.47$ ). Die Werte von Aluminium sind die höchsten. Bei der Bildgüte von Rauschen reichen die Abweichungen von 37.14 bis 191.71 Grauwertstufen, bei SedentexCT IQ und bei Quart DVT\_ap reichen sie von 35.04 bis 129.84. Die Bildgüte von Uniformität weist Prozentwerte von 13.07 % bis zu 99.35 % auf.

## 4.1 Kontrast-Rausch-Verhältnis (KRV)

### 4.1.1 Sedentext CT IQ

DVT-Gerät	Expositionsparameter	KRV <sub>Luft</sub>					KRV <sub>Al</sub>					KRV <sub>HA50</sub>					KRV <sub>HA100</sub>					KRV <sub>HA200</sub>				
		$\bar{x}$	Std	Min	$\bar{x}$	Max	$\bar{x}$	Std	Min	$\bar{x}$	Max	$\bar{x}$	Std	Min	$\bar{x}$	Max	$\bar{x}$	Std	Min	$\bar{x}$	Max	$\bar{x}$	Std	Min	$\bar{x}$	Max
3D Accutomo MCT-1	86 kV, 4 mA	<b>3.39</b>	0.00	3.38	3.39	3.39	<b>3.47</b>	0.00	3.47	3.47	3.48	<b>0.73</b>	0.02	0.69	0.73	0.79	<b>1.59</b>	0.03	1.54	1.59	1.65	<b>2.70</b>	0.02	2.67	2.70	2.75
	90 kV, 8 mA	<b>3.38</b>	0.00	3.37	3.38	3.39	<b>3.47</b>	0.00	3.47	3.47	3.48	<b>0.88</b>	0.02	0.83	0.87	0.92	<b>1.67</b>	0.02	1.61	1.67	1.72	<b>2.74</b>	0.01	2.72	2.74	2.76
3D eXam	Auflösung: 0.25 mm, Er: 4 s	<b>3.09</b>	0.01	3.06	3.09	3.11	<b>3.39</b>	0.01	3.38	3.39	3.40	<b>0.11</b>	0.03	0.06	0.11	0.21	<b>0.66</b>	0.03	0.61	0.66	0.72	<b>1.34</b>	0.02	1.31	1.34	1.39
	Auflösung: 0.25 mm, Er: 7 s	<b>3.29</b>	0.01	3.27	3.29	3.30	<b>3.39</b>	0.01	3.38	3.38	3.40	<b>0.21</b>	0.03	0.15	0.21	0.29	<b>0.82</b>	0.03	0.75	0.81	0.88	<b>1.84</b>	0.02	1.79	1.84	1.88
	Auflösung: 0.3 mm, Er: 2 s	<b>3.41</b>	0.01	3.39	3.41	3.42	<b>3.45</b>	0.01	3.44	3.45	3.46	<b>0.36</b>	0.04	0.26	0.37	0.46	<b>0.91</b>	0.06	0.76	0.91	1.03	<b>2.15</b>	0.05	2.05	2.15	2.27
	Auflösung: 0.3 mm, Er: 4 s	<b>3.40</b>	0.01	3.38	3.40	3.42	<b>3.43</b>	0.01	3.41	3.43	3.44	<b>0.30</b>	0.07	0.13	0.30	0.47	<b>1.79</b>	0.76	1.25	1.48	3.35	<b>2.59</b>	0.12	2.33	2.63	2.72
	Auflösung: 0.4 mm, Er: 4 s	<b>3.48</b>	0.02	3.43	3.49	3.50	<b>3.42</b>	0.03	3.36	3.43	3.45	<b>0.37</b>	0.06	0.21	0.37	0.51	<b>1.43</b>	0.11	1.20	1.47	1.56	<b>2.78</b>	0.05	2.69	2.78	2.89
PaX Duo 3D	86 kV, 4 mA	<b>2.90</b>	0.62	2.01	3.34	3.37	<b>3.38</b>	0.01	3.36	3.37	3.39	<b>0.56</b>	0.05	0.48	0.55	0.67	<b>1.38</b>	0.05	1.30	1.38	1.48	<b>2.54</b>	0.02	2.48	2.54	2.58
	90 kV, 10 mA	<b>3.38</b>	0.01	3.37	3.37	3.39	<b>3.40</b>	0.00	3.39	3.40	3.41	<b>1.00</b>	0.06	0.87	1.01	1.10	<b>1.93</b>	0.05	1.83	1.92	2.05	<b>3.03</b>	0.02	3.00	3.03	3.07
Scanora® 3dx	90 kV, 4 mA	<b>3.09</b>	0.02	3.05	3.09	3.13	<b>3.19</b>	0.01	3.18	3.20	3.21	<b>0.32</b>	0.03	0.26	0.32	0.40	<b>0.97</b>	0.04	0.89	0.98	1.03	<b>1.75</b>	0.03	1.71	1.75	1.80
	90 kV, 10 mA	<b>3.23</b>	0.01	3.21	3.23	3.25	<b>3.24</b>	0.02	3.21	3.24	3.28	<b>0.50</b>	0.04	0.41	0.50	0.59	<b>1.39</b>	0.04	1.33	1.38	1.50	<b>2.21</b>	0.03	2.16	2.21	2.26
Veraviewepocs 3D	85 kV, 5 mA	<b>3.17</b>	0.01	3.15	3.17	3.18	<b>3.17</b>	0.01	3.16	3.17	3.19	<b>0.28</b>	0.04	0.20	0.29	0.36	<b>1.06</b>	0.04	0.99	1.06	1.17	<b>1.94</b>	0.03	1.88	1.94	2.00
	90 kV, 8 mA	<b>3.23</b>	0.01	3.22	3.23	3.25	<b>3.20</b>	0.00	3.19	3.20	3.20	<b>0.39</b>	0.04	0.30	0.39	0.50	<b>1.35</b>	0.03	1.28	1.36	1.42	<b>2.26</b>	0.02	2.19	2.26	2.30
	90 kV, 8 mA (Dose Reduction)	<b>3.17</b>	0.01	3.16	3.17	3.19	<b>3.18</b>	0.01	3.16	3.18	3.19	<b>0.23</b>	0.04	0.16	0.23	0.33	<b>0.96</b>	0.05	0.86	0.95	1.05	<b>1.88</b>	0.03	1.82	1.88	1.95

**Tabelle 7** Statistische Auswertung des Bildgüteparameters „Kontrast-Rausch-Verhältnis (KRV)“ (KRV<sub>Luft</sub>, KRV<sub>Al</sub>, KRV<sub>HA50</sub>, KRV<sub>HA100</sub>, KRV<sub>HA200</sub>) bei SedentexCT IQ;  
Er: Expositionszeit,  $\bar{x}$ : arithmetisches Mittel, Std: Standardabweichung, Min: Minimum,  $\tilde{x}$ : Median, Max: Maximum

Beim Prüfkörper von SedentexCT IQ gibt es 5 verschiedene Elemente, die überprüfbar sind. Diese sind Luft, Aluminium, Hydroxylapatite mit den Dichten 50, 100 und 200. Die gemessenen Parameter bei den verschiedenen Elementen liegen bei Luft zwischen 2.9 und 3.48, bei Aluminium zwischen 3.17 und 3.47, bei Hydroxylapatit 50 zwischen 0.11 und 1, bei Hydroxylapatit 100 zwischen 0.66 und 1.93 und bei Hydroxylapatit 200 zwischen 1.34 und 3.03.

KRV weist bei HA50 den niedrigsten Wert von 0.11 auf, sein Durchschnittswert beträgt bei verschiedenen Röntgengeräten 0.45. Das ist der niedrigste durchschnittliche Wert, gefolgt von KRV<sub>HA100</sub> (1.28), KRV<sub>HA200</sub> (2.27), KRV<sub>Luft</sub> (3.26) und KRV<sub>Al</sub> (3.34).

Der durchschnittliche Wert der Standardabweichung von KRV<sub>Luft</sub> liegt bei 0.05, obwohl die anderen Werte zwischen 0 und 0.02 liegen. Dies ist dadurch bedingt, dass ein Wert beim DVT-Gerät Pax Duo 3D mit dem Aufnahmemodus von 86 kV mit 4 mA einen Wert von 0.62 aufweist. Ähnlich ist es bei HA100, bei dem ebenfalls ein relativ hoher mittlerer Standardabweichungswert von 0.1 besteht. Dies ist bedingt durch die Werte

von 0.76 (3D eXam, Auflösung: 0.3 mm, Expositionszeit: 4 s) und 0.11 (3D eXam, Auflösung: 0.4 mm, Expositionszeit: 4 s).

#### 4.1.2 Quart DVT\_ap

DVT-Gerät	Expositionsparameter	$\bar{x}$	Std	Min	$\tilde{x}$	Max
3D Accuitomo MCT-1	86 kV, 4 mA	<b>2.08</b>	0.01	2.06	2.08	2.09
	90 kV, 8 mA	<b>2.09</b>	0.01	2.07	2.09	2.10
3D eXam	Auflösung: 0.25 mm, E <sub>T</sub> : 4 s	<b>2.01</b>	0.00	2.00	2.01	2.01
	Auflösung: 0.25 mm, E <sub>T</sub> : 7 s	<b>2.05</b>	0.00	2.05	2.05	2.06
	Auflösung: 0.3 mm, E <sub>T</sub> : 2 s	<b>2.11</b>	0.01	2.10	2.11	2.13
	Auflösung: 0.3 mm, E <sub>T</sub> : 4 s	<b>2.12</b>	0.00	2.12	2.12	2.13
	Auflösung: 0.4 mm, E <sub>T</sub> : 4 s	<b>2.14</b>	0.00	2.13	2.13	2.14
PaX Duo 3D	86 kV, 4 mA	<b>2.09</b>	0.00	2.08	2.09	2.09
	90 kV, 10 mA	<b>2.10</b>	0.01	2.07	2.11	2.11
Scanora® 3dx	90 kV, 4 mA	<b>2.03</b>	0.00	2.02	2.03	2.03
	90 kV, 10 mA	<b>2.07</b>	0.00	2.06	2.07	2.08
Veraviewepocs 3D	85 kV, 5 mA	<b>2.02</b>	0.00	2.02	2.02	2.03
	90 kV, 8 mA	<b>2.05</b>	0.00	2.05	2.05	2.06
	90 kV, 8 mA (Dose Reduction)	<b>2.02</b>	0.00	2.01	2.02	2.02

**Tabelle 8** Statistische Auswertung des Bildgüteparameters „Kontrast-Rausch-Verhältnis (KRV)“ ( $KRV_{HA}$ ) bei Quart DVT\_ap;

E<sub>T</sub>: Expositionszeit;  $\bar{x}$ : arithmetisches Mittel, Std: Standardabweichung, Min: Minimum,  $\tilde{x}$ : Median, Max: Maximum

Der Prüfkörper Quart DVT\_ap bietet nur die Möglichkeit der Erfassung vom KRV-Wert des Hydroxylapatits mit unbekannter Dichte. Der KRV-Wert liegt im Bereich von  $2.02 < KRV_{HA} < 2.14$ . Der durchschnittliche  $KRV_{HA}$  Wert beträgt 2.07 und die Mittelwerte stimmen mit den Medianwerten bei allen verschiedenen Expositionsparametern außer beim Gerät von 3D eXam (Auflösung 0.4 mm, Expositionszeit: 4 s) und Pax Duo 3D (90 kV, 10 mA) mit einem Unterschied von 0.01 überein. Dies zeigt auch die relativ niedrige Standardabweichung mit dem Minimalwert von 0 und dem Maximalwert von 0.01. Der durchschnittliche Standardwert aller ausgegebenen Werte beträgt 0.003. Ein Trend ist zu erkennen, dass sich die KRV-Werte mit der Erhöhung der Expositionsparameter ebenfalls erhöhen.

## 4.2 Rauschen

### 4.2.1 SedentexCT IQ

DVT-Gerät	Expositionsparameter	$\bar{x}$	Std	Min	$\tilde{x}$	Max
3D Accuitomo MCT-1	86 kV, 4 mA	<b>191.74</b>	6.89	183.94	195.93	197.97
	90 kV, 8 mA	<b>186.11</b>	2.34	183.57	186.70	188.60
3D eXam	Auflösung: 0.25 mm, E <sub>T</sub> : 4 s	<b>107.47</b>	7.32	102.03	102.21	115.55
	Auflösung: 0.25 mm, E <sub>T</sub> : 7 s	<b>65.11</b>	5.20	62.42	62.94	74.41
	Auflösung: 0.3 mm, E <sub>T</sub> : 2 s	<b>79.06</b>	0.33	78.61	79.23	79.39
	Auflösung: 0.3 mm, E <sub>T</sub> : 4 s	<b>38.03</b>	0.14	37.83	38.04	38.22
	Auflösung: 0.4 mm, E <sub>T</sub> : 4 s	<b>37.14</b>	0.18	36.85	37.17	37.34
PaX Duo 3D	86 kV, 4 mA	<b>103.19</b>	0.93	102.44	102.98	104.80
	90 kV, 10 mA	<b>71.31</b>	0.65	70.45	71.28	72.28
Scanora® 3dx	90 kV, 4 mA	<b>103.69</b>	0.26	103.42	103.72	103.97
	90 kV, 10 mA	<b>83.06</b>	0.86	81.92	83.48	83.99
Veraviewepocs 3D	85 kV, 5 mA	<b>117.01</b>	0.27	116.76	116.93	117.46
	90 kV, 8 mA	<b>87.34</b>	0.21	87.05	87.40	87.59
	90 kV, 8 mA (Dose Reduction)	<b>114.70</b>	0.35	114.26	114.76	115.03

**Tabelle 9** Statistische Auswertung des Bildgüteparameters „Rauschen [Grauwertstufen]“ bei SedentexCTIQ; E<sub>T</sub>: Expositionszeit,  $\bar{x}$ : arithmetisches Mittel, Std: Standardabweichung, Min: Minimum,  $\tilde{x}$ : Median, Max: Maximum

Die Ergebnisse beim Rauschen erstrecken sich von 37.14 bis 191.74 Grauwertstufen. Hier stellt man im Vergleich mit der vorangegangenen Untersuchung einen umgekehrten Trend fest: Die Werte werden mit der Erhöhung der Aufnahmemodi niedriger. Die Ergebnisse der Standardabweichung reichen von 0.14 bis 7.32, der stärksten Streuung. Die geringste Streuung der Messwerte liegt vor beim Gerät von 3D eXam (Auflösung 0.3 mm, Expositionszeit: 4 s) mit einem Mittelwert von 38.03 und einer Standardabweichung von 0.14. Die größte Abweichung verzeichnet ebenfalls das 3D eXam (Auflösung 0.25 mm, Expositionszeit: 4 s) mit einem Mittelwert von 107.47 mit der Standardabweichung von 7.32.

## 4.2.2 Quart DVT\_ap

DVT-Gerät	Expositionsparameter	$\bar{x}$	Std	Min	$\tilde{x}$	Max
3D Accuitomo MCT-1	86 kV, 4 mA	<b>113.79</b>	5.54	107.85	113.41	122.69
	90 kV, 8 mA	<b>102.93</b>	1.25	101.13	103.47	104.24
3D eXam	Auflösung: 0.25 mm, E <sub>T</sub> : 4 s	<b>99.33</b>	6.36	96.35	96.52	110.71
	Auflösung: 0.25 mm, E <sub>T</sub> : 7 s	<b>63.97</b>	0.14	63.74	64.04	64.07
	Auflösung: 0.3 mm, E <sub>T</sub> : 2 s	<b>55.72</b>	11.28	35.55	60.69	60.99
	Auflösung: 0.3 mm, E <sub>T</sub> : 4 s	<b>35.04</b>	0.15	34.83	35.04	35.20
	Auflösung: 0.4 mm, E <sub>T</sub> : 4 s	<b>36.28</b>	0.16	36.15	36.25	36.55
PaX Duo 3D	86 kV, 4 mA	<b>67.90</b>	0.61	67.23	67.87	68.85
	90 kV, 10 mA	<b>53.75</b>	4.52	50.60	52.16	61.73
Scanora® 3dx	90 kV, 4 mA	<b>80.31</b>	0.20	79.99	80.35	80.54
	90 kV, 10 mA	<b>48.84</b>	0.18	48.61	48.81	49.09
Veraviewepocs 3D	85 kV, 5 mA	<b>126.35</b>	0.37	125.87	126.37	126.79
	90 kV, 8 mA	<b>91.61</b>	0.29	91.30	91.50	91.99
	90 kV, 8 mA (Dose Reduction)	<b>129.84</b>	0.25	129.49	129.89	130.16

**Tabelle 10** Statistische Auswertung des Bildgüteparameters „Rauschen [Grauwertstufen]“ bei Quart DVT\_ap; E<sub>T</sub>: Expositionszeit,  $\bar{x}$ : arithmetisches Mittel, Std: Standardabweichung, Min: Minimum,  $\tilde{x}$ : Median, Max: Maximum

Mit dem Prüfkörper von Quart DVT\_ap beträgt der höchste Wert des Rauschens 129.84 Grauwertstufen, und zwar bei der Einheit von Veraviewepocs 3D mit dem Aufnahmemodus 90 kV, 8 mA und mit der Zusatzfunktion „Dose Reduction“. Der niedrigste Wert liegt bei 36.28 Grauwertstufen bei 3D eXam (Auflösung: 0.4 mm, Expositionszeit: 4 s). Außerdem ist wie beim Prüfkörper von SedentexCT IQ ein Trend festzustellen, dass die Ergebnisse von Rauschen mit steigendem Aufnahmemodus kleiner werden. Bei der Streuung der Werte liegt hier ein Wertebereich von 0.14 bis 11.28 vor.

## 4.3 Uniformität

### 4.3.1 SedentexCT IQ

DVT-Gerät	Expositionsparameter	$\bar{x}$	Std	Min	$\tilde{x}$	Max
<b>3D Accuitomo MCT-1</b>	86 kV, 4 mA	<b>87.08</b>	3.60	84.05	85.03	91.26
	90 kV, 8 mA	<b>89.95</b>	0.08	89.82	89.97	90.02
<b>3D eXam</b>	Auflösung: 0.25 mm, E <sub>T</sub> : 4 s	<b>44.12</b>	0.46	43.69	43.94	44.86
	Auflösung: 0.25 mm, E <sub>T</sub> : 7 s	<b>85.17</b>	0.16	84.89	85.21	85.32
	Auflösung: 0.3 mm, E <sub>T</sub> : 2 s	<b>19.06</b>	0.46	18.44	19.24	19.50
	Auflösung: 0.3 mm, E <sub>T</sub> : 4 s	<b>56.46</b>	0.79	55.60	56.92	57.10
	Auflösung: 0.4 mm, E <sub>T</sub> : 4 s	<b>51.42</b>	0.41	50.87	51.44	51.90
<b>PaX Duo 3D</b>	86 kV, 4 mA	<b>57.97</b>	0.90	57.01	57.94	58.95
	90 kV, 10 mA	<b>78.89</b>	0.46	78.23	79.00	79.47
<b>Scanora® 3dx</b>	90 kV, 4 mA	<b>32.83</b>	0.27	32.40	32.91	33.09
	90 kV, 10 mA	<b>36.55</b>	1.12	35.18	36.21	37.86
<b>Veraviewepocs 3D</b>	85 kV, 5 mA	<b>98.92</b>	0.37	98.49	98.82	99.42
	90 kV, 8 mA	<b>99.35</b>	0.50	98.83	99.42	99.96
	90 kV, 8 mA (Dose Reduction)	<b>93.46</b>	1.77	92.15	92.41	96.28

**Tabelle 11** Statistische Auswertung des Bildgüteparameters „Uniformität [%]“ bei SedentexCT IQ; E<sub>T</sub>: Expositionszeit,  $\bar{x}$ : arithmetisches Mittel, Std: Standardabweichung, Min: Minimum,  $\tilde{x}$ : Median, Max: Maximum

Bei der Uniformität liegen die Werte im Bereich von 19.06 % bis 99.35 %. Hierbei handelt es sich um den prozentualen Unterschied zwischen dem niedrigsten und dem höchsten durchschnittlichen Voxelwert. Der niedrigste Wert, also die inhomogenste Aufnahme, wurde beim Gerät 3D eXam (Auflösung 0.3 mm, Expositionszeit: 2 s) ermittelt, der höchste Wert, bei dem die Aufnahme am homogensten ist, bei Veraviewepocs 3D (90 kV, 8 mA).

Dabei stellt man einen Trend fest, dass bei höherer Einstellung des Aufnahmeparameters die Werte von Uniformität steigen und damit die Aufnahmen homogener werden.

Die Standardabweichung liegt bei den verschiedenen Parametern der unterschiedlichen DVT-Geräte zwischen 0.08 und 3.6.

## 4.3.2 Quart DVT\_ap

DVT-Gerät	Expositionsparameter	$\bar{x}$	Std	Min	$\tilde{x}$	Max
3D Accuitomo MCT-1	86 kV, 4 mA	<b>64.27</b>	1.96	62.88	64.27	65.65
	90 kV, 8 mA	<b>79.07</b>	0.74	78.26	79.52	79.66
3D eXam	Auflösung: 0.25 mm, E <sub>T</sub> : 4 s	<b>45.82</b>	0.27	45.47	45.73	46.10
	Auflösung: 0.25 mm, E <sub>T</sub> : 7 s	<b>94.25</b>	0.35	93.90	94.09	94.63
	Auflösung: 0.3 mm, E <sub>T</sub> : 2 s	<b>13.07</b>	0.13	12.97	13.01	13.26
	Auflösung: 0.3 mm, E <sub>T</sub> : 4 s	<b>59.19</b>	0.40	58.90	59.06	59.89
	Auflösung: 0.4 mm, E <sub>T</sub> : 4 s	<b>59.03</b>	1.05	57.59	58.93	60.45
PaX Duo 3D	86 kV, 4 mA	<b>67.27</b>	2.09	64.34	67.14	70.07
	90 kV, 10 mA	<b>68.58</b>	0.70	68.01	68.46	69.75
Scanora® 3dx	90 kV, 4 mA	<b>94.16</b>	0.12	94.05	94.12	94.31
	90 kV, 10 mA	<b>95.15</b>	0.34	94.87	95.01	95.71
Veraviewepocs 3D	85 kV, 5 mA	<b>34.87</b>	1.85	33.21	33.88	37.34
	90 kV, 8 mA	<b>47.23</b>	0.99	45.73	47.11	48.19
	90 kV, 8 mA (Dose Reduction)	<b>37.21</b>	0.28	36.89	37.13	37.56

**Tabelle 12** Statistische Auswertung des Bildgüteparameters „Uniformität [%]“ bei Quart DVT\_ap; E<sub>T</sub>: Expositionszeit,  $\bar{x}$ : arithmetisches Mittel, Std: Standardabweichung, Min: Minimum,  $\tilde{x}$ : Median, Max: Maximum

Die Ergebnisse der Bildgüteparameter der Uniformität liegen beim Prüfkörper Quart DVT\_ap zwischen 13.07 % und 95.15 %. Im Vergleich zum Prüfkörper SedentexCT IQ wird der niedrigste Wert wieder bei 3D eXam mit der gleichen Auflösung 0.3 mm, E<sub>T</sub>: 2 s ermittelt. Die homogenste Aufnahme, also die mit dem höchsten Wert findet sich bei Scanora® 3Dx (90kV, 10 mA). Beim Quart DVT\_ap kann ebenfalls der Trend festgestellt werden, dass die Aufnahmen umso homogener werden, je höher die Aufnahmeparameter werden.

Die Streuung der Werte liegt hierbei im Bereich von 0.12 bis 2.09 und fällt im Vergleich zum SedentexCT IQ-Prüfkörper niedriger aus. Niedrigste Streuung wird bei der Einheit von Scanora® 3Dx, die höchste Streuung bei Pax Duo 3D verzeichnet.

### 4.4 Modulationstransferfunktion (MTF)

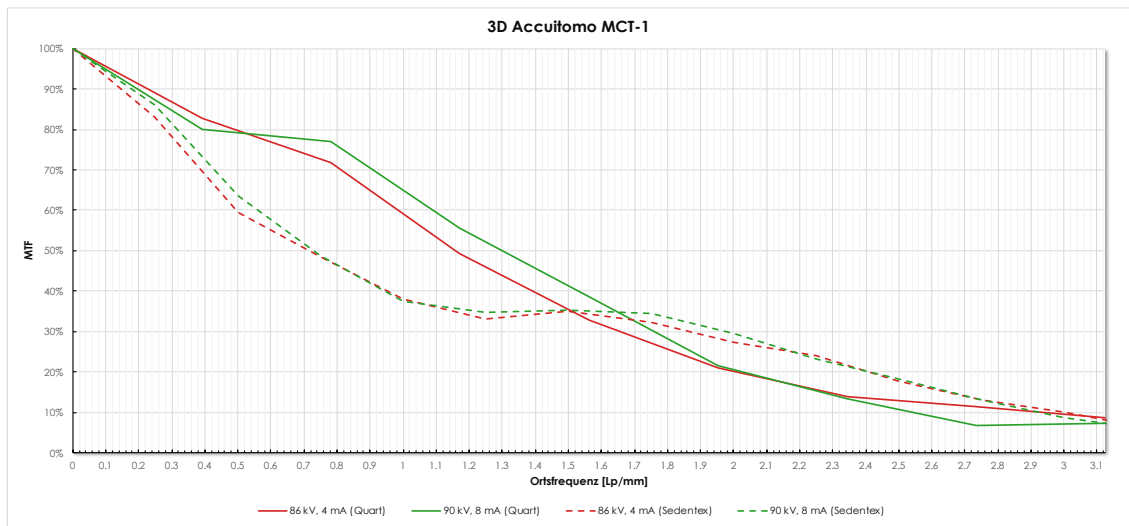


Abbildung 10 MTF-Vergleich von SedentexCT IQ und Quart DVT\_ap bei 3D Accutomo MCT-1

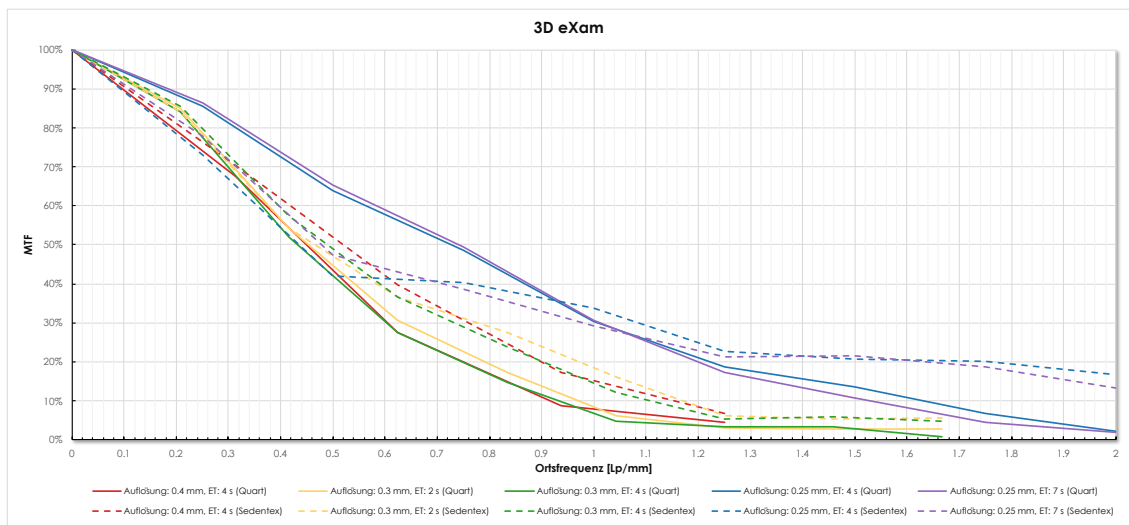


Abbildung 11 MTF-Vergleich von SedentexCT IQ und Quart DVT\_ap bei 3D eXam

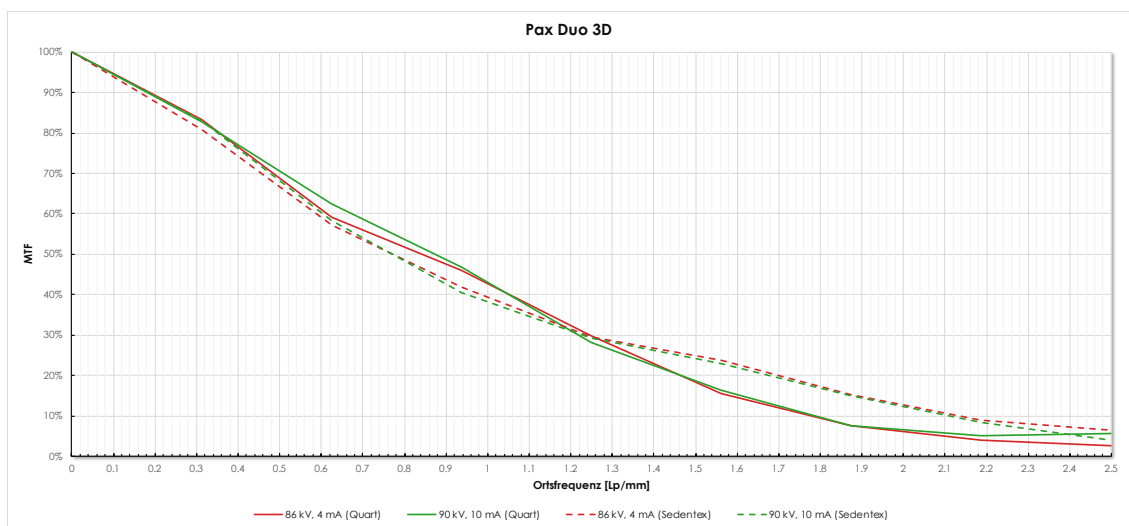


Abbildung 12 MTF-Vergleich von SedentexCT IQ und Quart DVT\_ap bei Pax Duo 3D



## Ergebnisse

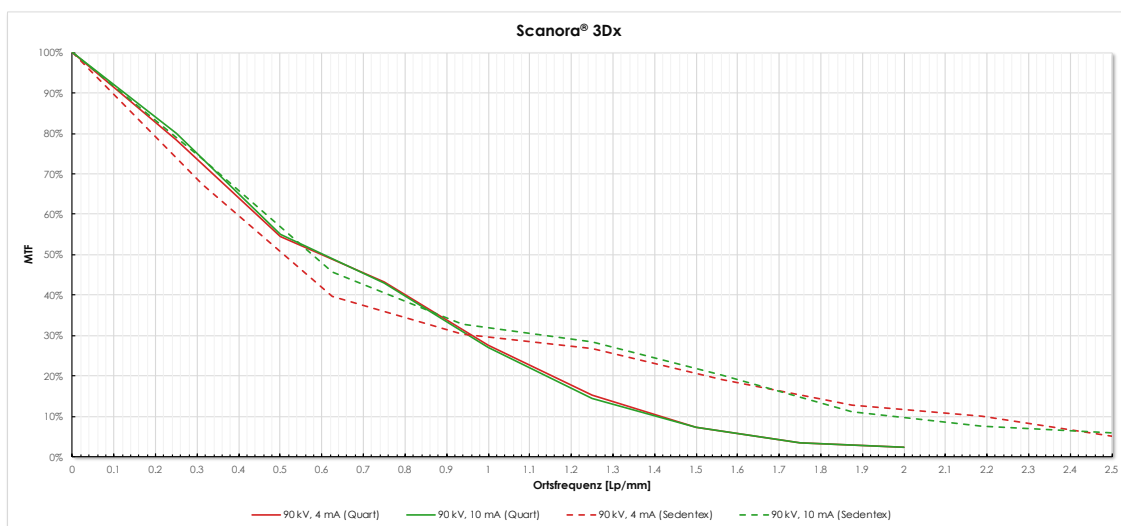


Abbildung 13 MTF-Vergleich von SedentexCT IQ und Quart DVT\_ap bei Scanora® 3Dx

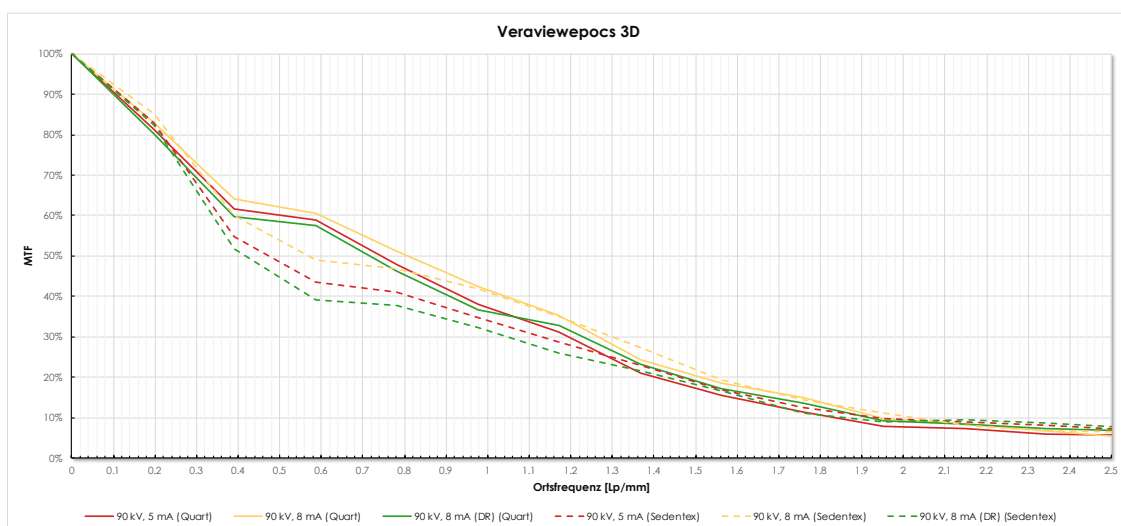


Abbildung 14 MTF-Vergleich von SedentexCT IQ und Quart DVT\_ap bei Verviewepocs 3D

DVT-Gerät	Aufnahmeparameter	SedentexCT IQ		Quart DVT_ap	
		MTF <sub>10%</sub>	MTF <sub>50%</sub>	MTF <sub>10%</sub>	MTF <sub>50%</sub>
3D Accutomo MCT-1	86 kV, 4 mA	2.98	0.71	2.9	1.16
	90 kV, 8 mA	2.93	0.73	2.53	1.3
3D eXam	Auflösung: 0.25 mm, Er: 4 s	> 2	0.45	1.63	0.73
	Auflösung: 0.25 mm, Er: 7 s	> 2	0.48	1.53	0.74
	Auflösung: 0.3 mm, Er: 2 s	1.17	0.465	0.97	0.455
	Auflösung: 0.3 mm, Er: 4 s	1.11	0.49	0.935	0.43
PaX Duo 3D	Auflösung: 0.4 mm, Er: 4 s	1.15	0.52	0.92	0.45
	86 kV, 4 mA	2.12	0.77	1.77	0.84
Scanora® 3dx	90 kV, 10 mA	2.11	0.77	1.78	0.87
	90 kV, 4 mA	1.96	0.51	1.4	0.595
Verviewepocs 3D	90 kV, 10 mA	2.18	0.58	1.41	0.6
	85 kV, 5 mA	1.93	0.47	1.82	0.74
	90 kV, 8 mA	2.02	0.57	1.93	0.81
	90 kV, 8 mA (Dose Reduction)	1.84	0.42	1.91	0.72

Tabelle 13 Gegenüberstellung der Ergebnisse des Bildgüteparameters „MTF (MTF<sub>10%</sub> & MTF<sub>50%</sub>) [Lp/mm]“ von SedentexCT IQ und Quart DVT\_ap

Bei den Ergebnissen der Modulationstransferfunktion werden Ergebnisse vom Auflösungsindikator 10 % und 50 % ( $MTF_{10\%}$ ,  $MTF_{50\%}$ ) notiert. Dabei ist es für den Wert bei 10 % relevant, dass dieser bei der Ortsfrequenz größer als 1 Lp/mm ist.

Auffällig sind die Ergebnisse des Prüfkörpers Quart DVT\_ap beim Gerät 3D eXam. Bei den drei Aufnahmeparametern mit der Auflösung 0.3 mm und Expositionszeit 2 s, mit der Auflösung 0.3 mm und Expositionszeit 4 s und mit der Auflösung 0.4 mm und Expositionszeit 4 s liegen die  $MTF_{10\%}$ -Werte unterhalb der Ortsfrequenz 1 Lp/mm. Alle anderen Werte liegen oberhalb von 1Lp/mm und sind unauffällig.

Außerdem lässt sich feststellen, dass die jeweiligen DVT-Geräte und die jeweiligen Prüfkörper unterschiedlich sensitiv sind. Beim DVT-Gerät Pax Duo 3D kann bei beiden Prüfkörpern festgestellt werden, dass sich die Werte bei unterschiedlichen Aufnahmeparametern kaum voneinander unterscheiden.

Bei den Geräten Scanora® 3Dx und Veraviewepocs 3D steigen die Werte mit dem Anstieg der Aufnahmeparameter ebenfalls an. Dagegen verhält sich dies beim Gerät 3D Accuitomo MCT-1 bei beiden Prüfkörpern umgekehrt. Beim Gerät 3D eXam mit den Prüfkörpern verläuft der Graph bei den Aufnahmeparametern Auflösung 0.25 mm und Expositionszeit 4 s und bei Auflösung 0.25 mm und Expositionszeit 7 s nicht durch den Wert von  $MTF_{10\%}$ . Dennoch kann gesagt werden, dass dieser Wert über der Norm von 1 Lp/mm liegt.

## **5. Diskussion**

Die Gründe für das rasante Wachstum der Anwendung von DVT-Geräten in der Zahnmedizin sind die vielfältigen Anwendungsmöglichkeiten in allen zahnmedizinischen Fachbereichen. Auch die verhältnismäßig niedrigen Anschaffungskosten, die geringe Größe des Gerätes und die Benutzerfreundlichkeit verglichen mit der CT spielen dabei eine Rolle.

Kritisiert wird jedoch das Fehlen eines geeigneten Qualitätssicherungsprogramms. Die Sicherstellung der diagnostisch notwendigen Informationen bei Minimierung des Strahlenrisikos für die Patienten muss gewährleistet sein. Normierte Verfahrensweisen und ein einheitlicher Prüfkörper für die Qualitätsprüfung, die bei allen unterschiedlichen DVT-Geräten mit verschiedenen Aufgaben zur Anwendung kommen können, werden gebraucht und müssen immer der technischen Modernisierung und Weiterentwicklung der DVT-Geräte nachkommen.

Die europäische Kommission begann daraufhin im Jahr 2008 mit dem Projekt SedentexCT. In Kooperation mit der Leeds Test Objects Ltd wurde der Prüfkörper SedentexCT IQ entwickelt. Auf deutscher Ebene wurde ein Prüfkörper namens Quart DVT\_ap, der mit der DIN 6868-161 konform ist, von der Quart GmbH entwickelt.

Gegenstand dieser Arbeit ist der direkte Vergleich dieser beiden unterschiedlichen Prüfkörper: SedentexCT IQ vs. Quart DVT\_ap. Dies wurde anhand der Untersuchung technischer Bildgüteparameter bei 5 verschiedenen DVT-Geräten durchgeführt.

### **5.1 Methodendiskussion**

#### **5.1.1 Auswahl der Prüfkörper**

Zunächst gab es keinen einheitlichen Prüfkörper, der für die Durchführung der Abnahme- sowie Konstanzprüfung bei allen DVT-Geräten angewendet werden konnte, weil dies von den jeweiligen Herstellern gewährleistet werden sollte. Durch das von der europäischen Kommission initiierte Projekt SedentexCT wurde der erste zylindrische Prüfkörper (SedentexCT IQ) für die Validierung der DVT-Geräte zusammen mit der Leeds Test Objects Ltd. entwickelt (European Commission, 2012; Leeds Test Objects Ltd, 2019).

Der zweite Prüfkörper, der für diese Arbeit untersucht wurde, war der erste Prüfkörper, der im Rahmen der Normentwicklung (DIN 6868-161) entwickelt und auf den Markt

gebracht. Er wurde von der Quart GmbH unter dem Namen Quart DVT\_ap entwickelt (DIN Deutsches Institut für Normung e. V., 2013; Quart GmbH, 2019).

Beide Prüfkörper ahmen die Größe des menschlichen Kopfes mit einem Durchmesser von 16 cm nach, haben aber keine anthropomorphen Eigenschaften. Das führt zu Limitationen bei der Durchführung einer klinischen Studie, weil diese Prüfkörper nicht der menschlichen Anatomie entsprechen und die Differenzierungsmöglichkeit zwischen Hart- und Weichgewebe fehlt. Manger et al. kritisieren, dass der Zusammenhang zwischen der im Rahmen einer Qualitätsprüfung erhobenen Bildgüteparameter und der klinisch sichtbaren Bildqualität besser untersucht werden müsste (Manger *et al.*, 2019).

Die Intention der Herstellung und Entwicklung der beiden Prüfkörper gilt allerdings der Validierung und der Durchführung der Qualitätsprüfung nach der Richtlinie und der DIN-Norm und insofern erfüllen sie die Maßgaben.

Inzwischen werden Prüfkörper, die der Norm entsprechend aufgebaut sind, ebenfalls von den Herstellern angeboten, aber bei der Untersuchung dieser Arbeit wurden die Prüfkörper SedentexCT IQ und Quart DVT\_ap gewählt, weil diese die ersten Phantome waren, die den Richtlinien und der Norm entsprachen.

Ein wesentlicher Vorteil des SedentexCT IQs ist, dass die Qualitätsprüfung mit Hilfe von unterschiedlichen Materialien sehr detailliert durchgeführt werden kann. Acht zylindrische Prüfeinheiten (Hydroxylapatit 50, Hydroxylapatit 100, Hydroxylapatit 200, Aluminium, Luft, Draht aus Stahl von Luft umgeben, drei Titaniumstifte), die exakt in die Hohlräume platziert werden können, sind enthalten. Im unteren Teil des Prüfkörpers gibt es 2 weitere Abschnitte. Der erste Abschnitt ist ein axiales Feld, das mit Luftspalten von 2 mm Durchmesser im Abstand von 1 cm durch die ganze Scheibe versehen ist. Der zweite Abschnitt besteht aus einem homogenen PMMA-Bereich. Mit dem Prüfkörper und den Prüfeinheiten können die Bildgüteparameter Rauschen, Uniformität, geometrische Genauigkeit, Ortsauflösung, Kontrastauflösung, Pixeldichte und Aufhärungsartefakte untersucht werden. Weil die unterschiedlichen Materialien in einzelne Prüfeinheiten eingebettet sind, ist der schnelle Austausch der zu untersuchenden Materialien einfach, praktisch und handlich. Anhand dieser Möglichkeiten könnte dieser Prüfkörper ebenfalls für die technische Entwicklung der DVT-Geräte benutzt werden.

Dieser Vorteil birgt aber den wesentlichen Nachteil, dass entweder ein großes FOV von 16 x 16 cm benötigt wird oder mehrere Aufnahmen mit dem zusätzlichen

Austauschen der Prüfeinheiten durchgeführt werden müssen. Im Alltag wäre die Durchführung der Konstanzprüfung unbequem und zeitraubend und damit ineffektiv. Der Prüfkörper Quart DVT\_ap verfügt nicht über die verschiedenen Prüfeinheiten mit unterschiedlichen Materialien, sondern besteht aus drei unterschiedlichen Materialien (PMMA, Luft und PVC) im Quadratmuster, die Knochen, Luft und Weichteilgewebe repräsentieren sollen. Hierbei genügt ein FOV von 4 x 4 cm, um die Konstanzprüfung mit einer einzigen Aufnahme durchzuführen. Die Durchführung der Konstanzprüfung wird so für das Praxispersonal einfach und zeitsparend, für die Praxis letztendlich wirtschaftlich. Die Untersuchung der Bildgüteparameter Nyquist-Frequenz, KRV, Uniformität, MTF, Artefakte, Bildstörung und Abnahmeindikator ist möglich. Bei der geometrischen Genauigkeit und bei der Artefaktfreiheit ist die subjektive Betrachtung gefordert, was allerdings einen Nachteil darstellen könnte. Die subjektive Beurteilung könnte von der Qualität des Befundungsmontors, der Helligkeit des Röntgenraums und vom Betrachter selbst beeinflusst werden. Dieser Prüfkörper von Quart DVT\_ap erfüllt die Ansprüche, ein dem technischen Fortschritt entsprechendes und für verschiedene DVT-Geräte anwendbares Phantom zu sein. Mit ihm kann der Anwender einfach, zeitsparend und kostengünstig standardisierte, reproduzierbare und konsistente Werte für die Qualitätssicherung ermitteln (Steiding *et al.*, 2014).

Außerdem bietet Quart GmbH die anwenderfreundliche Software "Quart DVT<sub>pro</sub>" für die automatische Auswertung der DVT-Konstanzprüfung nach DIN 6868-15 an. Für die Positionierung der Prüfkörper verfügt der SedentexCT IQ über mehrere Zentriermarkierungen im vertikalen und im axialen Bereich ohne Libelle. Beim Quart DVT\_ap ist an der Oberseite eine Zentriermarkierung mit einer Libelle vorhanden.

### 5.1.2 DVT Aufnahmen

Für die Aufnahmen der beiden Prüfkörper standen 5 verschiedene DVT-Geräte aus unterschiedlichen namenhaften Unternehmen zur Verfügung. Bei einer Auswahl von 5 Geräten kann nicht von einer statistisch repräsentativen Auswahl ausgegangen werden, sondern diese Geräte wurden nach der Verfügbarkeit bei der zahnärztlichen Röntgenabteilung der Klinik und Polikliniken für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten der Universitätsmedizin Mainz und beim Digitalen Diagnostik Zentrum in Freiburg ausgewählt.

Bei der Auswahl der Aufnahmeparameter wurden die im Praxisalltag benutzten und die höchstmöglichen Parameter gewählt. Ein Nachteil dabei war, dass die Einstellungsmöglichkeiten aller DVT-Geräte unterschiedliche FOV, Röhrenspannung, Röhrenstrom, Expositionszeit und Voxelgrößen aufwiesen und somit kein direkter Vergleich zwischen den DVT-Geräten möglich war. Bamba et al. stellten dies ebenfalls fest und sagten, dass die Bildqualität von den jeweiligen Aufnahmeparametern und den unterschiedlichen DVT-Geräten Unterschiede aufwies (Bamba *et al.*, 2013). Insbesondere wurden beim 3D eXam-Gerät für die Untersuchung weitere Aufnahmeparameter einbezogen, um zu klären, inwiefern die Ergebnisse der Bildgüteparameter innerhalb eines DVT-Gerätes sich voneinander unterscheiden. Außerdem sind nur beim Gerät von 3D eXam die Auflösung und die Expositionszeit einstellbar. Bei allen anderen Geräten sind die Röhrenspannung (kV) und der Röhrenstrom (mA) einstellbar. Speziell hat das DVT-Gerät Veraviewepocs 3D die Zusatzfunktion der „Dose Reduction“. Es wurde ebenfalls betrachtet, inwiefern diese spezielle Funktion Einfluss auf die Bildqualität hat.

Bei der Auswahl des FOV wurde die größtmögliche Einstellung gewählt, damit die zu analysierenden Strukturen möglichst mit einer Aufnahme erfasst werden konnten. Das kleinste FOV betrug 80 x 80 mm beim Gerät 3D Accuitomo MCT-1, das größte FOV wies 3D eXam mit 160 x 160 mm auf.

Für die Positionierung der Prüfkörper wurde ein Fotostativ für die Ausrichtung gewählt. Die Prüfkörper konnten an der unteren Seite jeweils mit dem Stativgewinde festgeschraubt und fixiert werden. Die Nivellierung der Prüfkörper wurde mit den Libellen und den Zentriermarkierungen an der Oberfläche der Prüfkörper durch das Laservisier der DVT-Geräte angepasst. Quart DVT\_ap verfügt über eine eigene Libelle im Prüfkörper, bei der SedentexCT IQ konnte die horizontale Ausrichtung mit einer externen kreisförmigen Wasserwaage, die man auf dem Prüfkörper platziert hatte,

durchgeführt werden. Mit diesen Hilfsmitteln konnten die Positionierung und Ausrichtung der Prüfkörper hinreichend gesichert werden um Reproduzierbarkeit zu gewährleisten.

Die Auswahl der unterschiedlichen DVT-Geräte spielt beim Vergleich der beiden Prüfkörper für die Betrachtung der unterschiedlichen Bildgüteparameter eine wichtige Rolle, weil z.B. die Werte von Kontrast, Uniformität oder Rauschen seitens der verschiedenen Hersteller abweichen (Manger *et al.*, 2019). Außerdem ist die Positionierung der Prüfkörper ebenfalls bei der Auswertung der Bildgüteparameter sehr wichtig. Abweichungen könnten hier eine potenzielle Fehlerquelle darstellen. Dies wurde von Hwang *et al.* untersucht. Sie stellten fest, dass eine Positionsänderung des Prüfkörpers Quart DVT\_ap die Ergebnisse von KRV, Uniformität und  $MTF_{10\%}$  statistisch signifikant beeinflusst. So betragen beispielsweise die durchschnittlichen Unterschiede zwischen dem Zentrum und dem peripheren Bereich bei KRV 31,27 %, bei Homogenität 70,49 % und bei  $MTF_{10\%}$  13,64 % (Hwang *et al.*, 2016).

Insgesamt wurden für die Reproduzierbarkeit der Messungen 5 aufeinanderfolgende Aufnahmen je Aufnahmeparameter der jeweiligen DVT-Geräte durchgeführt. Außerdem wurde zwischen den jeweiligen Aufnahmen mindestens 5 Minuten gewartet, damit der Röntgenstrahler sich nicht überhitzt und beschädigt wird.

Die Sicherung der Daten wurde in DICOM-Format abgespeichert. Weil die Daten bei der zahnärztlichen Röntgenabteilung der Klinik und Polikliniken für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten der Universitätsmedizin Mainz und beim Digitalen Diagnostik Zentrum in Freiburg erhoben wurden, mussten wegen der möglichen Virusübertragung und der damit einhergehenden Gefahr für die Sicherheit der Daten der Patienten zwei neue Festplatten für die zwei Institutionen vorbereitet werden. Bis die Erhebung aller Aufnahmen abgeschlossen war, durften sie nicht an persönliche oder fremde Laptops oder PCs angeschlossen werden.

### 5.1.3 Auswahl der Bildgüteparameter

Die Auswahl der Bildgüteparameter und die Berechnung waren schwierig, weil sich die Prüfkörper und deren Beschaffenheit stark voneinander unterschieden. Nicht alle oben aufgelisteten Bewertungen der Bildgüte konnten durchgeführt werden. Daher musste entschieden werden, welche Parameter ermittelt und verglichen werden konnten. Als Bildgüteparameter wurden schließlich KRV, Rauschen, Uniformität und MTF als die wichtigsten berücksichtigt. Wie im Bereich der Literaturrecherche dargestellt, gibt es Kontroversen, welche Parameter gemessen und in welcher Häufigkeit dies durchgeführt werden sollte. Laut Martin et al. wird der Bildqualität entscheidend von drei physikalischen Faktoren (Kontrast, Rauschen und Bildschärfe) beeinflusst (Martin *et al.*, 1999) und KRV, Rauschen, Uniformität und MTF sind die entsprechenden Parameter, die diese Faktoren repräsentieren. Außerdem werden diese Werte nicht subjektiv vom Betrachter, sondern physikalisch und objektiv erhoben.

Takeshita et al. bekräftigen ebenfalls, dass quantitative Messungen der Bildgüteparameter nützlicher und zeitsparender sind als die vom Betrachter durchgeführten subjektiven Beurteilungen (Takeshita *et al.*, 2017).

Die Ersten, die mit Hilfe von SedentexCT IQ die verschiedenen Bildgüteparameter untersuchten, waren Pauwels et al. (Pauwels *et al.*, 2011a). Bei der Durchführung dieser Arbeit wurde auf sie Bezug genommen.

### 5.1.4 Analyse der Ergebnisse

Die Analyse der in DICOM-Format vorliegenden Daten wurde mit dem Open Source Software ImageJ bearbeitet. Dieses Programm dient der Erfassung, Analyse und Verarbeitung von verschiedenen Bildformaten. Durch seine vielfältigen Funktionen und möglichen benutzerdefinierten Plug-Ins wird es in vielen wissenschaftlichen Arbeiten genutzt und ist somit repräsentativ.

Damit ein genügender Stichprobenumfang der Messdaten vorlag, wurden für die Analyse der Bildgüteparameter jeweils 10 konsekutive Axialbilder pro Aufnahmeparameter der DVT-Geräte eingesetzt.



## 5.2 Ergebnisdiskussion

Der Vergleich der beiden Prüfkörper von SedentexCT IQ und von Quart DVT\_ap bietet die Möglichkeit der Gegenüberstellung der einzelnen Bildgüteparameter der verschiedenen DVT-Geräte zu den jeweiligen Aufnahmeparametern. Er zeigt vor allem, wie sich die beiden Prüfkörper bei den Aufnahmeparametern verhalten.

Weil sich die beiden Prüfkörper in Bauweise, Beschaffenheit und Material unterscheiden, ist allerdings kein direkter Vergleich der einzelnen Eigenschaften der Bildgüteparameter möglich. Betrachtet man aber, wie sich die einzelnen Bildgüteparameter zueinander verhalten, kann ausgesagt werden, dass eine Signifikanz zwischen den beiden Prüfkörpern besteht, denn die Werte bei den unterschiedlichen DVT-Geräten und die einzelnen Aufnahmeparameter zeigen einen ähnlichen Verlauf.

Die Werte der einzelnen Bildgüteparameter liegen im erwarteten Bereich, aber aufgrund der unterschiedlichen Auswahlmöglichkeiten für einzelne Aufnahmeparameter, technischer Divergenz und unterschiedlich genutzter Algorithmen bei den verschiedenen DVT-Geräten ist eine Festlegung des absoluten Wertebereichs der Bildgüteparameter nicht möglich und nicht definierbar.

Im Folgenden werden die analysierten Ergebnisse der einzelnen Bildgüteparameter der beiden Prüfkörper verglichen und diskutiert.

### 5.2.1 Kontrast-Rausch-Verhältnis (KRV)

Das Kontrast-Rausch-Verhältnis (KRV) ist das Verhältnis des Kontrasts zwischen zwei verschiedenen Materialien und dem zugeordneten mittleren Rauschen. Anhand dieses Parameters kann ermittelt werden, inwieweit ein sichtbarer Kontrast sich von den statistischen Hintergrundschwankungen abhebt. Dieser Wert dient der Differenzierbarkeit von unterschiedlichen Geweben.

Aus den KRV-Werten vom Prüfkörper SedentexCT IQ bei den Hydroxylapatiten ( $0.11 < KRV_{HA50} < 1$ ,  $0.66 < KRV_{HA100} < 1.93$ ,  $1.34 < KRV_{HA200} < 3.03$ ) kann entnommen werden, dass die Werte von KRV niedrig ausfallen, wenn das Dichteverhältnis ebenfalls niedrig ist und dass die KRV-Werte steigen, wenn die Auswahlmöglichkeiten der Aufnahmeparameter erhöht werden.

Anhand der Werte bei Aluminium ( $3.17 < KRV_{Al} < 3.47$ ) und Luft ( $2.9 < KRV_{Luft} < 3.48$ ) kann festgestellt werden, dass diese Materialien sich deutlicher vom umliegenden Bereich differenzieren lassen und der KRV-Wert somit höher ausfällt.

Bei der Betrachtung der Werte kann davon ausgegangen werden, dass die Werte von  $KRV_{HA}$  vom Prüfkörper Quart DVT\_ap tendenziell ähnliche Dichteigenschaften aufweisen wie die von SedentexCT IQ,  $KRV_{HA200}$ . Aus diesem Grund wurden diese beiden Werte für den Vergleich der beiden Prüfkörper untersucht.

Der Korrelationskoeffizient der Werte  $KRV_{HA200}$  und  $KRV_{HA}$  beträgt 0.81. Daraus kann gefolgert werden, dass zwischen diesen Werten ein starker Zusammenhang besteht und sich die beiden Prüfkörper bei den Aufnahmen der DVT-Geräte ähnlich verhalten. Anhand der Werte von SedentexCT IQ ( $1.34 < KRV_{HA200} < 3.03$ ) kann festgestellt werden, dass die Werte innerhalb der Geräte von unterschiedlichen Herstellern stärker voneinander abweichen als bei den Werten von  $KRV_{HA}$  ( $2.01 < KRV_{HA} < 2.14$ ).

### 5.2.2 Rauschen

Für die Werte vom Rauschen kann festgestellt werden, dass sie sich umgekehrt verhalten wie die vom Kontrast-Rausch-Verhältnis.

Mit der Auswahl einer höheren Röhrenspannung (kV) und eines höheren Röhrenstroms (mA) sinken die Werte des Rauschens. Insbesondere aufgrund der Auswahlmöglichkeit für die Aufnahmeparameter nach Auflösung und Zeit, die es nur für das 3D eXam-Gerät gibt, kann Folgendes festgestellt werden: Bei der Einstellung mit höherer Auflösung steigt der Wert von Rauschen. Bei gleicher Auswahl an Auflösung mit erhöhter Expositionszeit sinken die Werte sowohl beim Prüfkörper SedentexCT IQ als auch beim Quart DVT\_ap.

Der Korrelationskoeffizient bei den beiden Prüfkörpern beträgt 0.75. So kann ebenfalls bei den Werten vom Rauschen von einem starken Zusammenhang ausgegangen und erwartet werden, dass die beiden Prüfkörper vergleichbare Ergebnisse liefern.

### 5.2.3 Uniformität

Bei der Uniformität werden in einem homogenen Bereich des Prüfkörpers 5 verschiedene ROIs, die sich im Zentrum, oben, unten, links und rechts ( $H_z$ ,  $H_o$ ,  $H_u$ ,  $H_l$ ,  $H_r$ ) befinden, markiert und die durchschnittlichen Voxelwerte miteinander verglichen. Bei der Uniformität kann ebenfalls von beiden Prüfkörpern ausgesagt werden, dass sich die Uniformität bei höheren Aufnahmeparametern verbessert. Bei beiden Prüfkörpern wird der niedrigste Wert für das Gerät 3D eXam bei Auflösung 0.3 mm und Expositionszeit 2 s gefunden. Daraus kann geschlossen werden, dass die Uniformität zwar von Auflösung, Expositionszeit, Röhrenspannung und Röhrenstrom abhängig ist, aber der Faktor Zeit noch eher relevant sein könnte.

### 5.2.4 Modulationstransferfunktion

Die Modulationstransferfunktion (MTF) misst die Darstellung scharf voneinander abgegrenzter feinstrukturierter Objekte. Sie wird für die Quantifizierung der Bildschärfe, also der Ortsauflösung bestimmt. Es wird vermutet, dass das menschliche Auge nur bis zu einem MTF-Wert von 10 % diesen Unterschied wahrnehmen kann. Somit wird von der DIN-Norm gefordert, dass bei  $MTF_{10\%}$  die Ortsauflösung mindestens 1 Lp/mm betragen soll.

Beim Prüfkörper von Quart DVT\_ap und insbesondere beim 3D eXam-Gerät liegen bei den drei Werten mit den Aufnahmeparametern Auflösung 0.3 mm und Expositionszeit 2 s, mit Auflösung 0.3 mm und Expositionszeit 4 s und mit Auflösung 0.4 mm und Expositionszeit 4 s die  $MTF_{10\%}$  Werte unterhalb der Ortsfrequenz 1 Lp/mm. Ähnliche Ergebnisse wurden auch von Blendl et al. festgestellt. Die Werte zeigen ebenfalls bei der 3D eXam beim Auflösungsindikator 10 ( $MTF_{10\%}$ ) eine Ortsauflösung von 0.72 Lp/mm auf (Blendl et al. 2012).

Bei der Studie von Ballrick et al. wurde eine Ortsauflösung von 0.86 Lp/mm, also niedriger als 1 LP/mm ermittelt. Dabei wurde kritisiert, dass dieser Wert bei einem Phantom ermittelt wurde. Obwohl dieser Wert das technische Limit des Gerätes zeigt, kann die Aussage nicht auf Menschen übertragen werden, weil ein Mensch Bewegungsartefakte hervorrufen kann und unterschiedliche Kontrastmerkmale im Körper hat. Eine bessere Ortsauflösung könnte man mit zwei Faktoren erreichen, wenn man z.B. kleinere Voxelgrößen und längere Expositionszeiten wählt. Dies würde

aber bedeuten, dass die Patienten einer höheren Strahlenbelastung ausgesetzt wären und auch die Wahrscheinlichkeit von Patientenbewegung steigt (Ballrick *et al.*, 2008). Außerdem wird empfohlen, dass das zu untersuchende Objekt sich immer in der Mitte des FOVs befinden soll, weil die Ortsauflösung von der Lokalisation abhängig ist und beeinflusst werden kann (Ozaki *et al.*, 2013).

## 6. Zusammenfassung

Ziel der Arbeit war es, mit zwei unterschiedlichen Prüfkörpern (SedentexCT IQ vs. QUART DVT\_ap) technische Parameter zu erheben, mit denen die Qualität verschiedener DVT-Geräte bestimmt und beschrieben werden kann. Auch sollte untersucht werden, ob und wie weit die beiden Prüfkörper für das gleiche Gerät unterschiedliche Ergebnisse für spezifische Qualitätsparameter liefern. Dafür wurden 5 verschiedene DVT-Geräte von unterschiedlichen Herstellern gewählt (Tab. 4).

Für die Positionierung der beiden Prüfkörper wurde ein Fotostativ benutzt, wenn kein Auflagetisch des DVT-Gerätes vorhanden war. Die Ausrichtung wurde für hinreichende Reproduzierbarkeit und Genauigkeit mittels Positionierungshilfen wie z.B. Libelle, Zentriermarkierung und eine Fixierhilfe durchgeführt.

Bei allen gemessenen Bildgüteparametern wurden ebenfalls für die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse 5 DVT-Aufnahmen zu den jeweiligen Einstellungsparametern der 5 unterschiedlichen DVT-Geräte durchgeführt. Die einzelnen Expositionsparameter der gewählten DVT-Geräte sind in Tabelle 5 dargestellt. Diese Parameter spiegeln die Standardeinstellungen im klinischen Alltag und die höchste Auflösung wider. Außerdem wurden für die Berechnung der jeweiligen Parameter 10 aufeinander folgende Axialbilder herangezogen, damit ein ausreichender Stichprobenumfang für die Messung vorlag.

Die beiden Prüfkörper unterscheiden sich stark in ihrer Beschaffenheit und daher musste entschieden werden, welche Bildgüteparameter ermittelt und verglichen werden konnten. Die Bildqualität wird von drei physikalischen Faktoren (Kontrast, Rauschen und Bildschärfe) entscheidend beeinflusst und folglich wurden die objektiv physikalischen Bildgüteparameter KRV, Rauschen und Uniformität entsprechend bewertet.

Die Werte von KRV beim Prüfkörper von SedentexCT IQ fallen niedrig aus, wenn das Dichteverhältnis ebenfalls niedrig ist ( $0.11 < KRV_{HA50} < 1$ ,  $0.66 < KRV_{HA100} < 1.93$ ,  $1.34 < KRV_{HA200} < 2.78$ ). Außerdem kann anhand der Tabelle 7 entnommen werden, dass die KRV-Werte steigen, wenn die Auswahlmöglichkeiten der Aufnahmeparameter erhöht werden. Wenn sich die Materialien deutlicher vom umliegenden Bereich differenzieren lassen, steigen die KRV-Werte wie bei den Beispielen von Aluminium ( $3.17 < KRV_{Al} < 3.47$ ) und Luft ( $2.9 < KRV_{Luft} < 3.48$ ). Bei den Werten von KRV beim

Prüfkörper von Quart DVT<sub>ap</sub> stellt man eine ähnliche Tendenz der Steigerung der Werte bei der Erhöhung der Auswahlmöglichkeiten der Aufnahmeparameter fest.

Bei den Werten vom Rauschen bei beiden Prüfkörpern kann ein umgekehrtes Verhalten wie bei denen zum KRV festgestellt werden. Bei der Erhöhung der Aufnahmeparameter sinken die Werte. Speziell für die Aufnahmeparameter nach Auflösung und Zeit kann Folgendes gesagt werden: Mit höherer Auflösung steigen die Werte und bei gleicher Auswahl an Auflösung mit erhöhter Expositionszeit sinken die Werte.

Die Uniformität verbessert sich ebenfalls bei Erhöhung der Aufnahmeparameter und ist von Auflösung, Expositionszeit, Röhrenspannung und Röhrenstrom abhängig, aber der Faktor Zeit könnte hierbei noch eher relevant sein.

Die Ergebnisse von MTF zeigen, dass der Auflösungsindikator 10 bei den meisten DVT-Geräten mit den entsprechenden Aufnahmeparametern  $>1\text{Lp/mm}$  liegt. Allein beim Prüfkörper von Quart DVT<sub>ap</sub> und speziell nur beim DVT-Gerät von 3D eXam liegt der Wert bei 3 Expositionsparametern unterhalb des Grenzwertes von  $1\text{Lp/mm}$ . Bei einer Studie von Blendl et al. wurde Auflösungsindikator 10 von  $0.72\text{Lp/mm}$  beim DVT Einheit 3D eXam Einheit verzeichnet (Blendl *et al.* 2012).

Resultierend kann gesagt werden, dass beide geometrisch standardisierten Prüfkörper für die Durchführung einer Qualitätsprüfung der DVT-Geräte geeignet sind. Mit den Werten, die mit ihnen erhoben werden, lässt sich die Konstanz der Bildgüte objektiv messen und sicherstellen, dass die Röntgengeräte technisch einwandfrei arbeiten und der Schutz der Patienten vor überflüssigen ionisierenden Strahlen gewährleistet ist.

Die Erhebung der unterschiedlichen Bildgüteparameter anhand der beiden Prüfkörper auf 5 verschiedenen DTV-Geräten sollte durch Untersuchungen an weiteren DTV-Geräten erweitert werden. So könnte man weitere Werte untereinander vergleichen und dem Anwender eine Empfehlung anbieten, welcher Aufnahmeparameter am jeweiligen DTV-Gerät für eine rechtfertigende Indikation zu wählen ist. Damit würde man zur Einhaltung des Prinzips ALADA (as low as diagnostically acceptable) einen wesentlichen Beitrag leisten.

## 7. Literaturverzeichnis

**Abouei, E., Lee, S. and Ford, N.L. (2015)**, "Quantitative performance characterization of image quality and radiation dose for a CS 9300 dental cone beam computed tomography machine", *Journal of Medical Imaging*, Vol. 2 No. 4.

**Alamri, H.M., Sadrameli, M., Akshalhoob, M.A., Sadrameli, M. and Alshehri, M.A. (2012)**, "Applications of CBCT in dental practice: A review of the literature", *General dentistry*, pp. 390–400.

**Ali, A.S., Fteita, D. and Kulmala, J. (2015)**, "Comparison of physical quality assurance between Scanora 3D and 3D Accuitomo 80 dental CT scanners", *Libyan Journal of Medicine*, Vol. 10.

**Ballrick, J.W., Palomo, J.M., Ruch, E., Amberman, B.D. and Hans, M.G. (2008)**, "Image distortion and spatial resolution of a commercially available cone-beam computed tomography machine", *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, Vol. 134 No. 4, pp. 573–582.

**Bamba, J., Araki, K., Endo, A. and Okano, T. (2013)**, "Image quality assessment of three cone beam CT machines using the SEDENTEXCT CT phantom", *Dentomaxillofacial Radiology*, Vol. 42.

**Bamba, J., Ishida, H. and Araki, K. (2019)**, "A NEWLY DEVELOPED PHANTOM FOR PHYSICAL QUALITY ASSURANCE OF DENTAL CONE-BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY", *Radiation Protection Dosimetry*, Vol. 183 No. 3, pp. 303–311.

**Batista, W.O., Navarro, M.V.T. and Maia, A.F. (2013)**, "Development and implementation of a low-cost phantom for quality control in cone beam computed tomography", *Radiation Protection Dosimetry*, Vol. 157 No. 4, pp. 552–560.

**Batista, W.O.G. (2016)**, "Development and validation of two phantoms for quality control in cone-beam CT", *Applied Radiation and Isotopes*, Vol. 138, pp. 29–34.

**Bissonnette, J.-P., Moseley, D.J. and Jaffray, D.A. (2008)**, "A quality assurance program for image quality of cone-beam CT guidance in radiation therapy", *American Association of Physicists in Medicine*, Vol. 35 No. 5, pp. 1807–1815.

**Blendl, C., Fiebich, M., Voigt, J.M., Selbach, M. and Iphoff, C., (2012)**, "Untersuchung zur geometrischen 3-D-Genauigkeit und zur Bildqualität (MTF, SRV und W) von Volumentomografie-Einrichtungen (CT, CBCT und DVT). Investigation on the 3 D Geometric Accuracy and on the Image Quality (MTF, SNR and NPS) of Volume Tomography Units (CT, CBCT and DVT)", *RöFo - Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren*, Vol. 2012 No. 184, pp. 24–31.

**Brown, J., Jacobs, R., Levring Jäghagen, E., Lindh, C., Baksi, G., Schulze, D. and Schulze, R. (2014)**, "Basic training requirements for the use of dental CBCT by dentists: a position paper prepared by the European Academy of DentoMaxilloFacial Radiology", *Dentomaxillofacial Radiology*, Vol. 43 No. 1.

**Brüllmann, D. and Schulze, R.K.W. (2015)**, "Spatial resolution in CBCT machines for dental/maxillofacial applications-what do we know today?", *Dentomaxillofacial Radiology*, Vol. 44 No. 1, p. 20140204.

**Carter, L., Farman, A.G., Geist, J., Scarfe, W.C., Angelopoulos, C., Nair, M.K., Hildebolt, C.F., Tyndall, D. and Shrout, M. (2008)**, "American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology executive opinion statement on performing and interpreting diagnostic cone beam computed tomography", *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, Vol. 106 No. 4, pp. 561–562.

**Choi, J.-W., Lee, S.-S., Choi, S.-C., Heo, M.-S., Huh, K.-H., Yi, W.-J., Kang, S.-R., Han, D.-H. and Kim, E.-K. (2015)**, "Relationship between physical factors and subjective image quality of cone-beam computed tomography images according to diagnostic task", *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, Vol. 119 No. 3, pp. 357–365.

**Dawood, A., Patel, S. and Brown, J. (2009)**, "Cone beam CT in dental practice", *British dental journal*, Vol. 207 No. 1, pp. 23–28.

**Dillenseger, J.-P., Gros, C.-I., Sayeh, A., Rasamimanana, J., Lawniczak, F., Leminor, J.-M., Matern, J.-F., Constantinesco, A., Bornert, F. and Choquet, P. (2017)**, "Image quality evaluation of small FOV and large FOV CBCT devices for oral and maxillofacial radiology", *Dentomaxillofacial Radiology*, Vol. 46 No. 1.

**Dillenseger, J.-P., Matern, J.-F., Gros, C.-I., Bornert, F., Goetz, C., Le Minor, J.-M., Constantinesco, A. and Choquet, P. (2015)**, "MSCT versus CBCT: evaluation of high-resolution acquisition modes for dento-maxillary and skull-base imaging", *European radiology*, Vol. 25 No. 2, pp. 505–515.

**DIN Deutsches Institut für Normung e. V. (2013)**, *DIN 6868-161: Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben – Teil 161: Abnahmeprüfung nach RöV an zahnmedizinischen Röntgeneinrichtungen zur digitalen Volumentomographie*, ICS 11.040.50; 37.040.25, Beuth Verlag GmbH.

**DIN Deutsches Institut für Normung e. V. (2015)**, *DIN 6868-15: Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben – Teil 15: Konstanzprüfung nach RöV an zahnmedizinischen Röntgeneinrichtungen zur digitalen Volumentomographie*, ICS 11.040.50, Beuth Verlag GmbH.

**Dössel, O. (2016)**, *Bildgebende Verfahren in der Medizin: Von der Technik zur medizinischen Anwendung*, 2. Auflage, *Springer-Lehrbuch*, 2nd ed., Springer Vieweg.

**Elstrøm, U.V., Muren, L.P., Petersen, J.B.B. and Grau, C. (2011)**, "Evaluation of image quality for different kV cone-beam CT acquisition and reconstruction methods in the head and neck region", *Acta Oncologica*, Vol. 50 No. 6, pp. 908–917.

**European Commission (2004)**, *Radiation protection No. 136. European guidelines on radiation protection in dental radiology: The safe use of radiographs in dental practice*, Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities, available at: <https://ec.europa.eu/energy/sites/ener/files/documents/136.pdf>.



**European Commission (2012)**, *RADIATION PROTECTION No.172: Cone beam CT for dental and maxillofacial radiology - Evidence Based Guidelines*, Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities, available at:  
<https://ec.europa.eu/energy/sites/ener/files/documents/172.pdf>.

**European Federation of Organisations for Medical Physics (2019)**, *Quality control in cone-beam computed tomography (CBCT) EFOMP-ESTRO-IAEA Protocol*, available at:  
[https://www.efomp.org/uploads/2d23d153-b77c-4161-802c-5b8422d15e29/EFOMP\\_IAEA\\_ESTRO\\_%20CBCT\\_2019\\_05\\_27.pdf](https://www.efomp.org/uploads/2d23d153-b77c-4161-802c-5b8422d15e29/EFOMP_IAEA_ESTRO_%20CBCT_2019_05_27.pdf).

**FDI World Dental Federation (2014)**, “FDI policy statement on radiation safety in dentistry: adopted by the FDI General Assembly: 13 September 2014, New Delhi, India”, *International dental journal*, Vol. 64 No. 6, pp. 289–290.

**Gaêta-Araujo, H., Alzoubi, T., Vasconcelos, K.d.F., Orhan, K., Pauwels, R., Casselman, J.W. and Jacobs, R. (2020)**, “Cone beam computed tomography in dentomaxillofacial radiology: a two-decade overview”, *Dento maxillo facial radiology*, Vol. 49 No. 8, p. 20200145.

**Horner, K., Islam, M., Flygare, L., Tsiklakis, K. and Whaites, E. (2009)**, “Basic principles for use of dental cone beam computed tomography: consensus guidelines of the European Academy of Dental and Maxillofacial Radiology”, *Dentomaxillofacial Radiology*, Vol. 38 No. 4, pp. 187–195.

**Horner, K., Jacobs, R. and Schulze, R. (2013)**, “Dental CBCT equipment and performance issues”, *Radiation Protection Dosimetry*, Vol. 153 No. 2, pp. 212–218.

**Hwang, J.J., Park, H., Jeong, H.-G. and Han, S.-S. (2016)**, “Change in Image Quality According to the 3D Locations of a CBCT Phantom”, *PLoS ONE*, Vol. 11 No. 4.

**Jacobs, R., Salmon, B., Codari, M., Hassan, B. and Bornstein, M.M. (2018)**, “Cone beam computed tomography in implant dentistry: recommendations for clinical use”, *BMC oral health*, Vol. 18 No. 1.

**Jaju, P.P. and Jaju, S.P. (2015)**, “Cone-beam computed tomography: Time to move from ALARA to ALADA”, *Imaging Science in Dentistry*, Vol. 45 No. 4, pp. 263–265.

**Kosalagood, P., Silkosessak, O.C., Pittayapat, P., Pisarnaturakit, P., Pauwels, R. and Jacobs, R. (2015)**, “Linear Measurement Accuracy of Eight Cone Beam Computed Tomography Scanners”, *Clinical implant dentistry and related research*, Vol. 17 No. 6, pp. 1217–1227.

**Las Heras Gala, H. de, Torresin, A., Dasu, A., Rampado, O., Delis, H., Hernández Girón, I., Theodorakou, C., Andersson, J., Holroyd, J., Nilsson, M., Edyvean, S., Gershan, V., Hadid-Beurrier, L., Hoog, C., Delpon, G., Sancho Kolster, I., Peterlin, P., Garayoa Roca, J., Caprile, P. and Zervides, C. (2017)**, “Quality control in cone-beam computed tomography (CBCT) EFOMP-ESTRO-IAEA protocol (summary report)”, *Physica Medica - European Journal of Medical Physics*, Vol. 39, pp. 67–72.

**Leeds Test Objects Ltd (2019)**, “SedentexCT IQ Specification Sheet”.

- Liang, X., Jacobs, R., Hassan, B., Li, L., Pauwels, R., Corpas, L., Souza, P.C., Martens, W., Shahbazian, M., Alonso, A. and Lambrichts, I. (2010), "A comparative evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT) Part I. On subjective image quality", *European journal of radiology*, Vol. 75 No. 2, pp. 265–269.
- Lofthag-Hansen, S., Thilander-Klang, A. and Gröndahl, K. (2011), "Evaluation of subjective image quality in relation to diagnostic task for cone beam computed tomography with different fields of view", *European journal of radiology*, Vol. 80 No. 2, pp. 483–488.
- Loubele, M., Maes, F., Jacobs, R., van Steenberghe, D., White, S.C. and Suetens, P. (2008), "Comparative study of image quality for MSCT and CBCT scanners for dentomaxillofacial radiology applications", *Radiation Protection Dosimetry*, Vol. 129 No. 1-3, pp. 222–226.
- Ludlow, J.B. and Ivanovic, M. (2008), "Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology", *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, Vol. 106 No. 1, pp. 106–114.
- Ludlow, J.B. and Walker, C. (2013), "Assessment of phantom dosimetry and image quality of i-CAT FLX cone-beam computed tomography", *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, Vol. 144 No. 6, pp. 802–817.
- Lukat, T.D., Perschbacher, S.E., Pharoah, M.J. and Lam, E.W.N. (2015), "The effects of voxel size on cone beam computed tomography images of the temporomandibular joints", *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, Vol. 119 No. 2, pp. 229–237.
- Manger, R.P., Pawlicki, T., Hoisak, J. and Kim, G.-Y. (2019), "Technical Note: Assessing the performance of monthly CBCT image quality QA", *Medical Physics*, Vol. 46 No. 6, pp. 2575–2579.
- Martin, C.J., Sharp, P.F. and Sutton, D.G. (1999), "Measurement of image quality in diagnostic radiology", *Applied radiation and isotopes including data, instrumentation and methods for use in agriculture, industry and medicine*, Vol. 50 No. 1, pp. 21–38.
- McGuigan, M.B., Duncan, H.F. and Horner, K. (2018), "An analysis of effective dose optimization and its impact on image quality and diagnostic efficacy relating to dental cone beam computed tomography (CBCT)", *Swiss Dental Journal SSO*, Vol. 128 No. 4, pp. 297–316.
- Mozzo, P., Procacci, C., Tacconi, A., Martini, P.T. and Andreis, I.A. (1998), "A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results", *European radiology*, Vol. 8 No. 9, pp. 1558–1564.
- Nemtoi, A., Czink, C., Haba, D. and Gahleitner, A. (2013), "Cone beam CT: a current overview of devices", *Dentomaxillofacial Radiology*, Vol. 42 No. 8.
- Oliveira, M.V.L. de, Santos, A.C., Paulo, G., Campos, P.S.F. and Santos, J. (2017a), "Application of a newly developed software program for image quality assessment in cone-beam computed tomography", *Imaging Science in Dentistry*, Vol. 47 No. 2, pp. 75–86.

- Oliveira, M.V.L. de, Wenzel, A., Campos, P.S.F. and Spin-Neto, R. (2017b), "Quality assurance phantoms for cone beam computed tomography: a systematic literature review", *Dentomaxillofacial Radiology*, Vol. 46.
- Ozaki, Y., Watanabe, H., Nomura, Y., Honda, E., Sumi, Y. and Kurabayashi, T. (2013), "Location dependency of the spatial resolution of cone beam computed tomography for dental use", *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, Vol. 116 No. 5, pp. 648–655.
- Pahn, G., Skornitzke, S., Schlemmer, H.-P., Kauczor, H.-U. and Stiller, W. (2016), "Toward standardized quantitative image quality (IQ) assessment in computed tomography (CT): A comprehensive framework for automated and comparative IQ analysis based on ICRU Report 87", *Physica medica PM an international journal devoted to the applications of physics to medicine and biology official journal of the Italian Association of Biomedical Physics (AIFB)*, Vol. 32 No. 1, pp. 104–115.
- Panzarella, F.K., Junqueira, J.L.C., Oliveira, L.B., Araújo, N.S. de and Costa, C. (2011), "Accuracy assessment of the axial images obtained from cone beam computed tomography", *Dentomaxillofacial Radiology*, Vol. 40 No. 6, pp. 369–378.
- Park, H.-N., Min, C.-K., Kim, K.-A. and Koh, K.-J. (2019), "Optimization of exposure parameters and relationship between subjective and technical image quality in cone-beam computed tomography", *Imaging Science in Dentistry*, Vol. 49 No. 2, pp. 139–151.
- Pauwels, R., Araki, K., Siewerdsen, J.H. and Thongvigitmanee, S.S. (2015a), "Technical aspects of dental CBCT: state of the art", *Dentomaxillofacial Radiology*, Vol. 44 No. 1.
- Pauwels, R., Beinsberger, J., Stamatakis, H., Tsiklakis, K., Walker, A., Bosmans, H., Bogaerts, R., Jacobs, R. and Horner, K. (2012), "Comparison of spatial and contrast resolution for cone-beam computed tomography scanners", *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, Vol. 114 No. 1, pp. 127–135.
- Pauwels, R., Seynaeve, L., Henriques, J.C.G., Oliveira-Santos, C. de, Souza, P.C., Westphalen, F.H., Rubira-Bullen, I.R.F., Ribeiro-Rotta, R.F., Rockenbach, M.I.B., Haiter-Neto, F., Pittayapat, P., Bosmans, H., Bogaerts, R. and Jacobs, R. (2015b), "Optimization of dental CBCT exposures through mAs reduction", *Dentomaxillofacial Radiology*, Vol. 44 No. 9, p. 20150108.
- Pauwels, R., Silkosessak, O., Jacobs, R., Bogaerts, R., Bosmans, H. and Panmekiate, S. (2014), "A pragmatic approach to determine the optimal kVp in cone beam CT: balancing contrast-to-noise ratio and radiation dose", *Dentomaxillofacial Radiology*, Vol. 43 No. 5.
- Pauwels, R., Stamatakis, H., Bosmans, H., Bogaerts, R., Jacobs, R., Horner, K. and Tsiklakis, K. (2011a), "Quantification of metal artifacts on cone beam computed tomography images", *Clinical Oral Implants Research*, Vol. 24 No. A100, pp. 94–99.
- Pauwels, R., Stamatakis, H., Manousaridis, G., Walker, A., Michielsen, K., Bosmans, H., Bogaerts, R., Jacobs, R., Horner, K., Tsiklakis, K. and The SEDENTEXCT Project Consortium (2011b), "Development and applicability of a quality control phantom for dental cone-beam CT", *Journal of Applied Clinical Medical Physics (JACMP)*, Vol. 12 No. 4.

Quart GmbH (2019), "ConeBeam CT/DVT Technical Test Phantom".

Robb, R.A. (1982), "The Dynamic Spatial Reconstructor: An X-Ray Video-Fluoroscopic CT Scanner for Dynamic Volume Imaging of Moving Organs", *IEEE transactions on medical imaging*, Vol. 1 No. 1, pp. 22–33.

Scarfe, W.C. (2011), "The use of cone-beam computed tomography in dentistry. An advisory statement from the American Dental Association Council on Scientific Affairs", *Journal of the American Dental Association*, Vol. 111 No. 4, pp. 402–408.

Scarfe, W.C. and Farman, A.G. (2008), "What is cone-beam CT and how does it work?", *The Dental Clinics of North America*, Vol. 52 No. 4, 707-730.

Scarfe, W.C., Farman, A.G. and Sukovic, P. (2006), "Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice", *Journal (Canadian Dental Association)*, Vol. 72 No. 1, pp. 75–80.

Scarfe, W.C., Li, Z., Aboelmaaty, W., Scott, S.A. and Farman, A.G. (2012), "Maxillofacial cone beam computed tomography: essence, elements and steps to interpretation", *Australian dental journal*, Vol. 57, pp. 46–60.

Schöfer, F.H. (2015), "DIN Norm 6868-161 - Messmethoden der Abnahmeprüfung an zahnmedizinischen Röntgeneinrichtungen zur digitalen Volumentomografie", *RöFo - Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren*, Vol. 187 No. 04, pp. 234–235.

Schulze, R. (2019), *Lehrbuch Zahnärztliches Röntgen: Grundlagen, Technik, Anwendung – Hintergrundinformationen* –, 1st ed., Johannes Gutenberg-Universität Mainz.

Schulze, R., Heil, U., Gross, D., Bruellmann, D.D., Dranischnikow, E., Schwanecke, U. and Schoemer, E. (2011), "Artefacts in CBCT: a review", *Dentomaxillofacial Radiology*, Vol. 40 No. 5, pp. 265–273.

Schulze, R.K.W. and Drage, N.A. (2020), "Cone-beam computed tomography and its applications in dental and maxillofacial radiology", *Clinical radiology*, Vol. 75 No. 9, pp. 647–657.

Steiding, C., Kolditz, D. and Kalender, W. (2015), "Comparison of methods for acceptance and constancy testing in dental cone-beam computed tomography", *RöFo Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen und der Nuklearmedizin*, Vol. 187 No. 4, pp. 283–290.

Steiding, C., Kolditz, D. and Kalender, W.A. (2014), "A quality assurance framework for the fully automated and objective evaluation of image quality in cone-beam computed tomography", *Medical Physics*, Vol. 41 No. 3.

Takeshita, Y., Shimizu, M., Okamura, K., Yoshida, S., Weerawanich, W., Tokumori, K., Jasa, G.R. and Yoshiura, K. (2017), "A new method to evaluate image quality of CBCT images quantitatively without observers", *Dentomaxillofacial Radiology*, Vol. 46 No. 3.

- Tapiovaara, M.J. (2008)**, "Review of relationships between physical measurements and user evaluation of image quality", *Radiation Protection Dosimetry*, Vol. 129 No. 1-3, pp. 244–248.
- Thwaites, D.I. and Verellen, D. (2010)**, "Vorsprung durch Technik: Evolution, implementation, QA and safety of new technology in radiotherapy", *Radiotherapy and Oncology*, Vol. 94 No. 2, pp. 125–128.
- Tiago Ferreira & Wayne Rasband (2011)**, "The ImageJ User Guide – Version 1.44".
- Torgersen, G.R., Hol, C., Møystad, A., Hellén-Halme, K. and Nilsson, M. (2014)**, "A phantom for simplified image quality control of dental cone beam computed tomography units", *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, Vol. 118 No. 5, pp. 603–611.
- Tsapaki, V. (2017)**, "Radiation protection in dental radiology - Recent advances and future directions", *Physica medica PM an international journal devoted to the applications of physics to medicine and biology official journal of the Italian Association of Biomedical Physics (AIFB)*, Vol. 44, pp. 222–226.
- Vassileva, J. and Stoyanov, D. (2010)**, "Quality control and patient dosimetry in dental cone beam CT", *Radiation Protection Dosimetry*, Vol. 139 No. 1-3, pp. 310–312.
- White, S.C. and Pharoah, M.J. (2008)**, "The evolution and application of dental maxillofacial imaging modalities", *Dental clinics of North America*, Vol. 52 No. 4, 689-705, v.

## **8. Danksagung**

Hier möchte ich mich bei allen bedanken, mit deren Hilfe ich die Forschungsarbeiten und die Anfertigung dieser Dissertation durchführen konnte.

Mein besonderer Dank gilt meinem Doktorvater Prof. R. Schulze für die Überlassung des interessanten Dissertationsthemas und für seine Hilfsbereitschaft und seine Unterstützung bei der Durchführung und der wissenschaftlichen Betreuung der Arbeit. Außerdem danke ich ihm für die Bereitstellung der beiden Prüfkörper aus Belgien und von Quart GmbH sowie für die Möglichkeit, an der zahnärztlichen Röntgenabteilung der Klinik und Polikliniken für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten der Universitätsmedizin Mainz und beim Digitalen Diagnostik Zentrum in Freiburg weitere Messungen durchführen zu können.

Für die Bereitstellung des Prüfkörpers Quart DVT\_ap möchte ich mich der Firma Quart GmbH bedanken, ebenfalls beim DDZ Freiburg, dass ich weitere DVT-Aufnahmen für die Messungen durchführen konnte. Darüber hinaus möchte ich mich bei den Mitarbeiterinnen der Röntgenabteilung der Klinik und Polikliniken für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten der Universitätsmedizin Mainz für die Motivation und freundliche Unterstützung danken.

Zuletzt möchte ich meinen Eltern und meiner Frau danken, die mich während meines Studiums und der Zeit der Vorbereitung auf die Promotion motiviert und unterstützt haben.

## **9. Lebenslauf**

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