

Aus der Poliklinik für Kieferorthopädie
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. dent. Dieter Drescher

**Einfluss kieferorthopädischer Apparaturen und
dosissparender Bildrekonstruktionsalgorithmen auf die
klinische Auswertbarkeit von DVT-Aufnahmen bei
Kindern und Jugendlichen**

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin
der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität
Düsseldorf

vorgelegt von
Johanna Kinga Kantert
2025

Als Inauguraldissertation gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

gez.:

Dekan: Prof. Dr. med. Nikolaj Klöcker

Erstgutachter: Prof. Dr. med. dent. Dieter Drescher

Zweitgutachterin: Prof. Dr. phil. nat. Freifrau Charlotte von Gall

meiner Familie gewidmet

Zusammenfassung

Bislang ist unklar, ob Artefakte kieferorthopädischer Apparaturen die Erkennbarkeit von Pathologien auf digitalen Volumentomographie (DVT)-Aufnahmen beeinträchtigen können. Ziel der vorliegenden Studie war es, den Einfluss von Artefakten durch kieferorthopädische Apparaturen auf die Erkennbarkeit von Pathologien auf DVT-Aufnahmen mit und ohne Dosisreduktion zu untersuchen.

Ein humaner Kadaver-Schädel, der unterschiedliche Pathologien enthielt, wurde mit weichgewebesimulierendem Material ummantelt und kieferorthopädische Apparaturen und Brackets wurden temporär inseriert. Anschließend wurden Röntgenaufnahmen an 6 DVT-Geräten verschiedener Hersteller mit (*Ultra-*) *Low-Dose*, *Standard Dose* und *High-Definition* Programmen (sofern vorhanden) aufgenommen. Alle DVT-Aufnahmen wurden mit der Software Amira registriert. Zudem wurden korrespondierende Schichten extrahiert, die von 11 kalibrierten Ratern an für die Befundung geeigneten Monitoren ausgewertet wurden. Die statistische Analyse (Kruskal-Wallis-Test bzw. Mann-Whitney-U-Test) erfolgte mit der Software SPSS.

Der Intraklassen-Korrelations-Koeffizient (ICC) lag bei 0,93. Einige kieferorthopädische Apparaturen beeinträchtigten die Erkennbarkeit von Pathologien auch unabhängig vom Modus signifikant ($p < 0,003$), besonders jedoch bei der Verwendung des HD-Modus oder beim Vorhandensein eines Transpalatinalbogens (TPA) und von Molarenbändern. Zudem variierte die Erkennbarkeit von Pathologien in Abhängigkeit des gewählten Protokolls ($p < 0,001$). Insbesondere dezente Pathologien (z. B. Kronenfraktur) waren bei dosissparenden Protokollen schlechter erkennbar.

Unter den Limitationen einer Kadaver-Studie deuten die vorliegenden Daten an, dass einige kieferorthopädische Apparaturen im *Field-of-View* die Erkennbarkeit von Pathologien herabsetzen können. Das Herausnehmen größerer metallischer Apparaturen (z. B. TPA, kieferorthopädische Bögen, Molarenbänder) sollte bei Verdacht auf Pathologien, z. B. Kronenfrakturen, erwogen werden.

Abstract

It is not yet clear whether orthodontic appliances can produce artefacts in cone beam computed tomography (CBCT) images that impede the detectability of pathologies. Therefore, the study aimed to assess the impact of artefacts caused by orthodontic appliances on the detectability of pathologies in CBCT images with and without dose reduction.

A human cadaver exhibiting different oral pathologies was covered with a soft tissue emulation material. Orthodontic appliances and brackets were temporarily inserted. Radiographs were taken using six different CBCT machines at different settings, i. e. (ultra)-low-dose, standard dose, and high-definition programs (if available). All CBCT images were registered and corresponding slices were extracted. Detectability of pathologies was scored by 11 calibrated raters utilizing diagnostic monitors. Statistical analysis (Kruskal-Wallis-test or Mann-Whitney-U-test) was performed using SPSS.

The ICC amounted to 0.93. Some orthodontic appliances significantly ($p < 0.003$) affected the detectability of pathologies regardless of the CBCT setting/dose reduction. Especially within the HD-mode the detectability of pathologies was impaired when a transpalatal arch and molar bands were present. Additionally, the detectability of pathologies varied on the protocol chosen ($p < 0.001$), especially discreet pathologies (e. g. crown fracture) were less visible in dose saving protocols.

Within the limitations of a cadaver study, the present data suggest that orthodontic appliances in the field of view might impede the detectability of oral pathologies. Removal of larger metallic orthodontic appliances such as transpalatal arches, archwires and molarbands should be considered especially when the presence of pathologies (e. g. crown fracture) is suspected.

Abkürzungsverzeichnis:

ALARA	<i>As low as reasonably achievable</i>
ANOVA	<i>Analysis of Variance</i> (dt. Varianzanalyse)
CAD/CAM	<i>computer aided design/computer aided manufacturing</i>
CBCT	<i>Cone beam computed tomography</i> (dt. DVT)
CMD	kranio-mandibuläre Dysfunktion
CT	Computertomographie
DAP	<i>dose area product</i> (dt. Dosis-Flächen-Produkt)
DFP	Dosis-Flächen-Produkt
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i> (Speicherformat eines 3D-Datensatzes)
DIMITRA	<i>dentomaxillofacial paediatric imaging: an investigation towards low dose radiation induced risks</i> (Forschungsgruppe)
DVT	digitale Volumentomografie
FOV	<i>Field-of-View</i> (Größe des anatomischen Ausschnitts, welcher bei der DVT-Aufnahme abgebildet wird)
H₀/H₁	Nullhypothese/Alternativhypothese
HD	<i>High-Definition</i>
ICC	Intraklassen-Korrelations-Koeffizient
LD	<i>Low-Dose</i>
MAR	<i>Metal artifact reduction</i> (Metall-Artefakt-Reduktion)
MIX-D	weichgewebssimulierendes Material mit Hauptbestandteil Paraffin-Wachs
MRT	Magnetresonanztomographie
OPTG	Orthopantomogramm (2D-Röntgenverfahren in der Zahnmedizin)
ROI	<i>Region of interest</i> (Untersuchungsbereich)
SD	<i>Standard Dose</i>
ULD	<i>Ultra-Low-Dose</i>

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung	1
1.1 Digitale Volumentomografie.....	1
1.1.1 Funktionsprinzip einer klassischen Röntgenröhre.....	2
1.1.2 Funktionsweise eines DVT-Gerätes.....	2
1.2 Anwendungsgebiete der DVT	4
1.2.1 Kieferorthopädie.....	5
1.2.2 Konservierende Zahnheilkunde	6
1.2.3 Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie.....	7
1.2.4 Endodontie.....	7
1.2.5 Diagnostik von CMD-Erkrankungen	8
1.2.6 Diagnostik parodontaler Erkrankungen	8
1.3 Artefakte	9
1.3.1 Auslöschungsartefakte.....	10
1.3.2 Aufhärungsartefakte.....	10
1.4 Weitere Störfaktoren der Bildqualität	10
1.4.1 Rauschen.....	11
1.4.2 Streuung	11
1.4.3 Auflösung.....	12
1.5 Dosisbegriffe.....	13
1.6 Ziele der Arbeit	15
2 Material und Methoden	16
2.1 Ethikvotum.....	16
2.2 Vorversuche	16
2.3 Vorbereitungen des Schädel-Phantoms	16
2.4 Vorbereitung des weichgewebssimulierenden Materials Mix-D.....	19
2.5 Erstellung der DVT-Aufnahmen.....	21

2.6 Überlagerung der Aufnahmen und Extraktion der Einzelschichten.....	25
2.7 Befragung zur Auswertbarkeit der Bilder	28
2.8 Statistische Verfahren und Auswertung.....	29
2.9 Hypothesen	30
3 Ergebnisse	31
3.1 Deskriptive Statistik	31
3.2 Intraklassenkorrelation.....	32
3.3 Ergebnisse der Varianzanalyse	33
4 Diskussion.....	59
4.1 Methodendiskussion.....	59
4.2 Diskussion der Ergebnisse	62
4.3 Schlussfolgerung	68
5 Literaturverzeichnis.....	70
6 Anhang.....	78

1 Einleitung

Seit der Entdeckung der Röntgentechnik im Jahr 1895 durch den deutschen Physiker Wilhelm Conrad Röntgen entwickelte sich dieses Verfahren rasch weiter und wurde zu einem Grundpfeiler der Diagnostik und der Therapieplanung in Medizin und Zahnmedizin [1, 2]. Knapp 40 % aller Röntgenuntersuchungen in Deutschland entfielen 2021 laut Bundesamt für Strahlenschutz auf die Zahnmedizin (inklusive Kieferorthopädie) [3]. Da die meisten Patienten, die kieferorthopädisch behandelt werden, auf die besonders strahlenempfindliche Gruppe der Kinder- und Jugendliche entfallen, ist es besonders wichtig, den diagnostischen Nutzen gegen das Strahlenrisiko nach dem ALARA-Prinzip (*as low as reasonably achievable*) abzuwägen [4]. Des Weiteren fällt auf, dass die einstellbaren Geräteparameter zwischen den Geräten der verschiedenen Hersteller sehr stark variieren und noch kaum einheitliche Empfehlungen zur Verwendung der Geräteparameter bei der digitalen Volumentomographie (DVT) für Kinder- und Jugendliche vorhanden sind [5].

1.1 Digitale Volumentomografie

Die Ende der 1990er Jahre eingeführte DVT ermöglicht – im Gegensatz zur konventionellen Röntgentechnik – eine dreidimensionale Darstellung anatomischer Strukturen. In der Vergangenheit waren in der zahnmedizinischen Diagnostik lediglich zweidimensionale Darstellungsmethoden zugänglich, die keine genaue räumliche Einordnung von Strukturen zuließen und somit zusätzliche Aufnahmen in anderen Projektions-Ebenen notwendig machten. Ein Nachteil der Orthopantomographie (OPTG) ist, dass z. B. überlagernde Nachbarstrukturen die Untersuchung der zu diagnostizierenden Strukturen zusätzlich erschweren. Auch wegen der verhältnismäßig niedrigen Strahlenbelastung, der geringen Kosten und der besseren Zugänglichkeit im Vergleich zur Computertomographie (CT) ist die DVT zunehmend beliebt – sowohl in der Zahnmedizin als auch in der Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde sowie anderen Fachgebieten [6].

1.1.1 Funktionsprinzip einer klassischen Röntgenröhre

Wie bei allen gängigen Röntgenapparaten entsteht die Röntgenstrahlung mithilfe einer Röntgenröhre, schematisch dargestellt in Abbildung 1. Die Glühkathode wird stark erhitzt, sodass negativ geladene Teilchen, die Elektronen, frei werden (thermische Emission). Aufgrund der elektrischen Spannung zwischen der positiv geladenen Anode und der negativ geladenen Kathode (sog. Röhrenspannung) werden die freigewordenen Elektronen in Richtung Anode beschleunigt, wo sie auftreffen und abrupt abgebremst werden. Die freiwerdende Energie erzeugt zu einem großen Teil Wärme sowie zu einem kleineren Teil Röntgenstrahlung. Die freiwerdende Röntgenstrahlung trifft dann auf einen Röntgenfilm oder einen Röntgensensor und kann zur Bildgebung genutzt werden [7, 8].

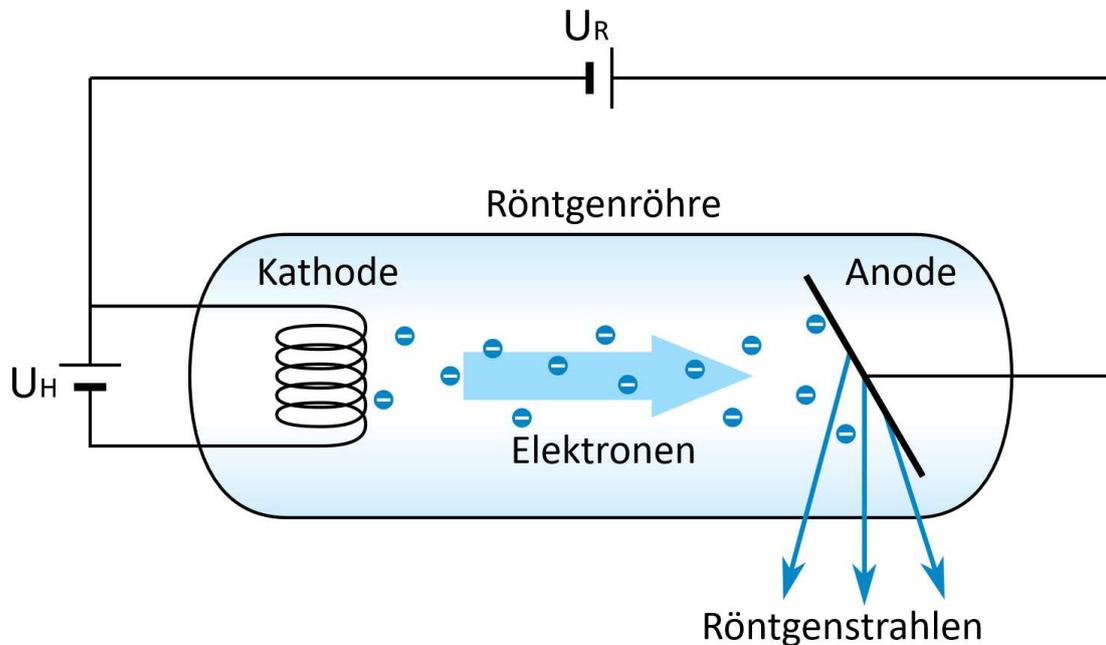


Abb. 1: Schematische Darstellung einer Röntgenröhre

U_H : Heizspannung, U_R : Röhrenspannung (eigene Darstellung, angelehnt an Harms, V., Physik für Mediziner und Pharmazeuten 2016 [7])

1.1.2 Funktionsweise eines DVT-Gerätes

Der Patient kann je nach Gerätetyp entweder in sitzender, stehender oder liegender Position eingestellt werden. Mithilfe eines Lichtvisiers wird die Positionierung des Patienten vorgenommen. Die Kopfposition wird mittels einer

Kinnstütze oder einer Aufbiss-Vorrichtung sowie mit Kopfstützen gesichert. An einem C-förmigen Rotationsarm sind auf gegenüberliegenden Seiten der Röntgenstrahler und der Detektor angebracht. Dieser Arm rotiert während der Aufnahme in horizontaler Ausrichtung um den Kopf des Patienten (beim liegenden Patienten entsprechend vertikal) [9, 10].

Die Eingrenzung des *Field-of-View* (FOV) erlaubt es, die Darstellung auf medizinisch relevante Bereiche zu beschränken und somit die Strahlenbelastung zu reduzieren [11]. Viele Geräte bieten bereits voreingestellte Protokolle. Die Spannung (kV) ist in den meisten Fällen fest eingestellt. Variiert werden können, je nach benötigter Bildqualität und diagnostisch notwendigem Bildausschnitt, die Stromstärke (mA), das FOV sowie die Expositionszeit (s). Je nach Gerätetyp dauert die Rotation etwa 10 bis 40 Sekunden. Man unterscheidet zwischen gepulster und kontinuierlicher Exposition. Bei einer gepulsten Exposition kommt es zu großen Unterschieden zwischen der Umlaufzeit des Rotationsarms und der Expositionszeit [9].

Anders als bei der CT kommen bei der DVT nicht fächerförmige Strahlenbündel, sondern konus- oder pyramidenförmige Strahlenbündel zum Einsatz, weshalb im englischsprachigen Raum die Bezeichnung *cone-beam-computed tomography* (CBCT) gängig ist [10]. In Abbildung 2 ist die Strahlengeometrie der beiden Geräte schematisch abgebildet. Die Strahlung trifft nach Abschwächung durch das Gewebe auf einen Detektor. Hierbei unterscheidet man zwischen Festkörperdetektor (*Flat-Panel-Detector*) und Bildverstärkersystemen [9]. Heutzutage werden meist Flächendetektoren verwendet, da diese im Vergleich zu Verstärkersystemen eine bessere Bildschärfe aufweisen und es auch bei größeren Aufnahmebereichen zu weniger Bildverzerrungen kommt [12].

Während der Aufnahme entstehen mehrere hundert einzelne Aufnahmen, aus denen mittels mathematischer Algorithmen ein dreidimensionales Volumen rekonstruiert wird. Die meisten Algorithmen basieren auf dem Prinzip der gefilterten Rückprojektion (FBP – *filtered backprojection*) nach der Feldkamp-Davis-Kress-Methode [9, 13]. Dies bedeutet, dass das gescannte Objekt als 3D-Matrix bestehend aus würfelförmigen Volumenanteilen, den Voxeln, rekonstruiert wird. Diese kann man sich wie eine dreidimensionale Variante eines Pixels

(Bildpunkt) vorstellen. Jedes Voxel wird einem Grauwert zugeordnet [9]. Üblicherweise erzeugen DVT-Geräte Aufnahmen mit einer Auflösung von 12 Bit, was $2^{12} = 4096$ Graustufenwerten entspricht [14]. Die Aufnahme wird meist im DICOM-Format gespeichert und kann anschließend mit den von den Geräteherstellern oder Drittanbietern angebotenen Viewern in Schnittbildern oder als 3D-Volumen angezeigt werden [10].

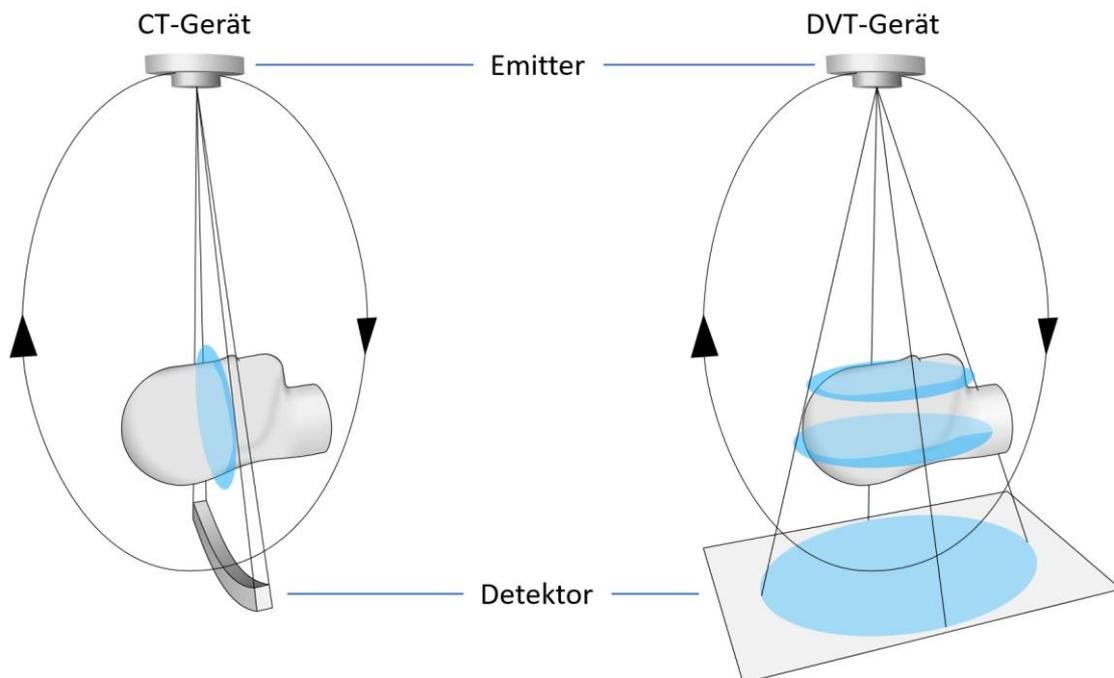


Abb. 2: Schematische Darstellung der Funktionsweise eines CT- bzw. DVT-Gerätes

Die Abbildung zeigt die Funktionsweise eines CT-Gerätes mit fächerförmigem Strahlenbündel (links) und die eines DVT-Gerätes mit konusförmigem Strahlenbündel (rechts) (eigene Darstellung angelehnt an Scarfe, WC, 2006 [15])

1.2 Anwendungsgebiete der DVT

Eine Studie von Alamri et al. untersuchte die Anzahl der verfügbaren Artikel auf PubMed zur Anwendung der DVT in den einzelnen Fachrichtungen. Die meisten Artikel stammten laut Studie aus dem Bereich der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie mit 26,3 %, gefolgt von der Endodontie mit 24,6 %, der Implantatchirurgie mit 16,3 % und der Kieferorthopädie mit 11,6 %. Kleinere Anteile entfielen auf die konservierende Zahnheilkunde, die Diagnostik von Erkrankungen des

kranio-mandibulären Systems (CMD-Erkrankungen) und die Parodontologie [16]. Da die Anwendungsmöglichkeiten der DVT sehr vielfältig sind, wird im Folgenden nur auf eine Auswahl eingegangen.

1.2.1 Kieferorthopädie

Bedingt durch die Möglichkeit der dreidimensionalen Darstellung der Lagebeziehung verschiedener Strukturen nimmt die Bedeutung der DVT auch in der kieferorthopädischen Praxis immer weiter zu. Verwendet wird sie vor allem, wenn durch die konventionelle Diagnostik keine ausreichenden diagnostischen Informationen gewonnen werden können. Bei Behandlung von Patienten mit impaktierten Zähnen, Lippen-Kiefer-Gaumenspalten oder kraniofazialen Anomalien sowie zur Planung von kieferchirurgisch-kieferorthopädischen Kombinationsbehandlungen kann eine dreidimensionale Aufnahme zusätzlichen diagnostischen Nutzen liefern [17]. Andere diagnostische Fragestellungen, die eine Indikation für eine DVT-Aufnahme rechtfertigen, können z. B. überzählige Zähne, degenerative Veränderungen der Kiefergelenke in Form einer Arthrose, Wurzelresorptionen an Zähnen durch benachbarte, verlagerte Zahnkeime sowie die Beurteilung des Wachstums oder der Luftwege sein [16]. Auch zur Planung kieferorthopädischer Mini-Implantate zur skelettalen Verankerung kann in begründeten Fällen eine DVT-Aufnahme indiziert sein [18].

In den meisten Fällen ist jedoch für die kieferorthopädische Planung und Diagnostik die konventionelle Röntgendiagnostik ausreichend. Auch impaktierte Eckzähne stellen nicht automatisch eine Indikation für eine DVT-Aufnahme dar. Die Studie von Björksved et al. z. B. verglich die Achsen verlagerteter Eckzähne in Relation zur Sagittalebene im OPTG sowie in der DVT und fand heraus, dass sich die Position der verlagerten Zähne auf der OPTG-Aufnahme häufig etwas schwerwiegender darstellten als in der DVT-Aufnahme. Klinisch schätzen die Autoren die Unterschiede als gering ein und empfehlen die Anfertigung einer zusätzlichen DVT-Aufnahme lediglich bei stark verlagerten Eckzähnen oder bei Verdacht auf Wurzelresorption der seitlichen und mittleren Schneidezähne, um die Zugrichtung bei orthodontischer Einordnung des Zahnes nach chirurgischer

Freilegung besser planen zu können [19]. Die Autoren Haney et al. hingegen kamen zu dem Ergebnis, dass die Behandler die Lage der verlagerten Eckzähne auf einer DVT Aufnahme deutlich anders einschätzen als auf einer OPTG-Aufnahme und deshalb auch zu abweichenden Therapieplanungen gelangten [20].

Die s2k-Leitlinie zur dentalen digitalen Volumentomographie spricht sich wegen der erhöhten Strahlendosis im Vergleich zur konventionellen zweidimensionalen Röntgendiagnostik gegen den routinemäßigen Einsatz der DVT zur Diagnostik in der Kieferorthopädie aus. Eine Ausnahme bilden laut Autoren der Leitlinie atypische Befunde, wie überzählige Zahnanlagen, Mesiodentes und verlagerte bzw. impaktierte Zähne. Eine DVT-Aufnahme kann dann indiziert sein, wenn die genaue Lagebeziehung von therapeutischer Bedeutung ist und z. B. eine chirurgische Intervention notwendig ist. Die Leitlinie empfiehlt dann jedoch, auf besonders dosissparende Techniken zurückzugreifen [21]. Die DVT-Aufnahme kann in diesen Fällen zusätzlich die für die kieferorthopädische Diagnostik und Planung benötigten Röntgenbilder, etwa das OPTG und das seitliche Fernröntgenbild, ersetzen [22]. Aus der Studie von Yeh et al. geht hervor, dass trotzdem im Hinblick auf die effektive Dosis und das strahlenassoziierte Krebsrisiko der konventionellen Röntgendiagnostik immer noch der Vorzug gegeben werden sollte. Vor allem bei der Anwendung bei Kindern und Jugendlichen sollte das Risiko-Nutzen-Verhältnis besonders sorgfältig abgeschätzt werden [23, 24].

1.2.2 Konservierende Zahnheilkunde

In der konservierenden Zahnheilkunde findet die DVT wenig Anwendung. Zwar weist sie laut Studie von Walsh et al. [25] bei der Diagnostik von kariösen Läsionen eine bessere Sensitivität als konventionelle Röntgenbilder auf, wird aber wegen der fehlenden Zugänglichkeit und der erhöhten Strahlenexposition kaum in der täglichen Praxis angewendet. Auch metallische Restaurationen, die Karies-ähnliche Artefakte produzieren, können die Diagnostik zusätzlich erschweren [25].

1.2.3 Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie

In der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie findet die DVT in sehr vielfältigen Bereichen Anwendung, beispielsweise bei der Erkennung und Behandlung von überzähligen, impaktierten oder verlagerten Zähnen. Eine Indikation bei Osteotomie der Weisheitszähne kann laut Expertenkonsens in der DGZMK-Leitlinie auch gegeben sein, wenn eine enge Lagebeziehung zwischen dem Canalis mandibulae (Nervenkanal des Unterkiefers) und den Wurzeln der Weisheitszähne vermutet wird [21]. Außerdem wird die DVT in komplizierten Fällen zur Beurteilung des Knochenangebotes vor Knochenaugmentation oder zur Planung der Position dentaler Implantate herangezogen [16, 26]. Ebenfalls indiziert ist sie zur Erkennung des Ausmaßes einer Osteonekrose oder in der Traumatologie zur Diagnostik von Frakturen im Bereich des Unterkiefers, des Mittelgesichts oder des Orbitabodens sowie zur Planung und Vorbereitung kieferorthopädisch indizierter Umstellungsosteotomien [16]. Des Weiteren gewinnt die DVT bei der Erstellung von personalisierten CAD-CAM-Implantaten zum Ersatz unfall- oder krankheitsbedingt verlorengegangener Schädel- oder Kieferfragmente an Bedeutung. [27].

1.2.4 Endodontie

In der Endodontie werden besonders hochauflösende Aufnahmen benötigt, um auch feine Strukturen erkennen zu können. Mithilfe einer DVT-Aufnahme können gerade bei einer komplizierten Anatomie des Zahnes die Anzahl, der Verlauf und die Länge der Wurzelkanäle sowie periapikale Läsionen besser beurteilt werden [28, 29]. Nachteilig ist, dass die für die Endodontie benötigte hohe Auflösung mit einer höheren Strahlenexposition des Patienten einhergeht. Allerdings wird meist nur ein kleiner Ausschnitt benötigt, sodass die effektive Dosis durch Wahl eines kleinen FOV positiv beeinflusst werden kann. Brüllmann et al. geben noch weitere Limitationen an, z. B., dass die tatsächlich erreichbare Ortsauflösung schon durch kleine Bewegungen des Patienten während des Scans bzw. durch metallische Restaurationen, Wurzelstifte oder Guttapercha herabgesetzt wird

[30]. Auch hier wird empfohlen, die Indikation für jeden Patienten und jede Behandlungssituation individuell zu treffen [31].

1.2.5 Diagnostik von CMD-Erkrankungen

Diagnostik und Behandlung von Kiefergelenkerkrankungen sind wegen ihrer Komplexität und der multifaktoriellen Ursachen anspruchsvoll [32]. DVT-Aufnahmen können aufgrund der guten Darstellung der Hartgewebe (Knochen) Informationen über den Zustand und die Form der Kondylen und der Fossa mandibularis liefern. Defizite ergeben sich hingegen durch die mangelnde Darstellung der Weichgewebe, z. B. des Discus articularis und des Bandapparates, die eine Rolle bei CMD-Erkrankungen spielen. Zu deren Untersuchung gilt wegen der besseren Darstellung der Weichgewebe weiterhin die Magnetresonanztomographie (MRT) das Mittel der Wahl [33].

1.2.6 Diagnostik parodontaler Erkrankungen

Auch in der Parodontologie entwickelt sich die DVT zu einem hilfreichen Werkzeug, wenn es um die dreidimensionale Beurteilung horizontaler und vertikaler Knochendefekte geht. Gerade bei den vertikalen Defekten und Furkationsbeteiligung ist eine Beurteilung aus allen Richtungen für die weiterführende Behandlung wichtig. Für die Beurteilung von Weichgewebsdefekten ist die DVT wegen der schlechten Darstellung der Weichgewebe weniger gut geeignet [34]. Die DVT kann also, genau wie die konventionelle Technik, nur ergänzend genutzt werden und die weiterführende Diagnostik durch Messung der Taschentiefen nicht ersetzen. In der Studie von Mol et al. ergab die Untersuchung, dass die Erkennbarkeit von Knochendefekten auf DVT-Aufnahmen signifikant besser war als bei konventionellen Röntgen-Aufnahmen. Eine Ausnahme stellten sie im Frontzahnbereich fest: Hier waren laut Studie keine signifikanten Verbesserungen der Erkennbarkeit ersichtlich [35]. Ein weiterer Vorteil könnte in einer zeiteffizienteren und für den Patienten im

Vergleich zur Aufnahme eines gesamten Einzelzahnfilm-Status angenehmeren Untersuchung liegen.

1.3 Artefakte

Von Bild-Artefakten generell spricht man, wenn im rekonstruierten Datensatz Strukturen auftauchen, die im untersuchten Bereich physisch nicht vorhanden sind [36]. Artefakte können in zahlreichen Erscheinungsformen auftreten und zeichnen sich dadurch aus, dass sich die Grauwerte im Umfeld des Artefakts von den Grauwerten des tatsächlich durchstrahlten Objektes unterscheiden [37]. Häufig entstehen Artefakte auch infolge fehlerhafter Rekonstruktion der Aufnahme durch den mathematischen Rekonstruktions-Algorithmus. Da Artefakte die Diagnostik von Pathologien erheblich beeinflussen können, sollten Anwender der DVT-Technik mit möglichen Artefakten vertraut sein, um diese besser einordnen zu können [36].

Schulze et al. (2011) teilen die Artefakte folgendermaßen ein [36]

- Auslöschungsartefakte
- Aufhärtungsartefakte
- Partielle Volumeneffekte
- Alias-Artefakte
- Ringartefakte
- Bewegungsartefakte

Im Folgenden werden nur die dominierenden Artefakte erläutert. Die in der Studie untersuchten Auswirkungen durch metallische Artefakte werden, mit Ausnahme der Bewegungsartefakte, durch alle oben genannten Effekte ausgelöst. Wegen der hohen Dichte des Materials kommt es zu einer starken Abschwächung der Röntgenstrahlung. Infolge der fehlenden Information kommt es bei der Rekonstruktion der Daten zu Fehlern, die als Artefakte sichtbar werden und verschiedene Formen, z. B. dunkle streifenförmige oder radiär strahlenförmige Strukturen, aufweisen können [36, 38].

1.3.1 Auslöschungsartefakte

Auslöschungsartefakte entstehen, wenn Röntgenstrahlen auf sehr dichte Materie wie metallische Zahnkronen, Molarenbänder oder Brackets treffen. Die Strahlen werden so stark abgeschwächt, dass keine oder nur noch sehr schwache Signale auf den Detektor treffen. Bedingt durch die fehlenden Grauwert-Informationen kann es zur fehlerhaften Rekonstruktion des Bildes kommen – und somit zur Artefaktbildung [36].

1.3.2 Aufhärtungsartefakte

Da Metalle eine hohe Röntgendichte besitzen, absorbieren sie die langwellige, niedrigenergetische Strahlung des polychromatischen Spektrums stärker als Knochen oder gar Weichgewebe. In der Konsequenz treffen im Bereich des dichten Materials nur die hochenergetischen und kurzwelligen Strahlen auf den Detektor, sodass sich das Spektrum zu den höherenergetischen Strahlen hin verschiebt. Man spricht in dem Fall von einer Aufhärtung der Röntgenstrahlung. Es kommt zu einer Diskrepanz im Spektrum zwischen der emittierten Strahlung und der durch den Detektor aufgefangenen Strahlung. Relativ zur Umgebung wird im Bereich der stark absorbierenden Materialien eine Strahlung mit zu hoher Energie detektiert, was dann in einer stärkeren Aufhellung und somit in den typischen bandförmigen, dunklen Artefakten resultiert [36, 39].

1.4 Weitere Störfaktoren der Bildqualität

Neben den klassischen Artefakten gibt es noch zahlreiche andere Einflüsse, die sich negativ auf die Bildqualität und somit auch auf die Auswertbarkeit der Röntgenaufnahme auswirken können. An dieser Stelle sind nur einige wesentliche aufgeführt.

1.4.1 Rauschen

Der Effekt des Bildrauschens imponiert mit einem „körnigen“ Erscheinungsbild. Man unterscheidet das elektronische Rauschen, das durch die Eigenschaften des Sensors bestimmt ist, vom Quantenrauschen, welches durch die Natur der Quanten hervorgerufen wird. Bei modernen Flächendetektoren ist das elektronische Rauschen so gering, dass sich vor allem das Quantenrauschen auf die Bildschärfe auswirkt. Das Quantenrauschen ist charakterisiert durch lokale Helligkeitsschwankungen, die durch statistische Schwankungen der Zahl der auftreffenden Photonen auf den Sensor hervorgerufen werden. Die Bildqualität wird unter anderem durch das Signal-Rausch-Verhältnis bestimmt, welches aus dem Quotienten von Signalamplitude und Rauschamplitude gebildet wird:

Signal-Rausch-Verhältnis = Signalamplitude / Rauschamplitude

Wird die Dosis, also die Signalamplitude, erhöht, steigt auch die Rauschamplitude an. Dies geschieht jedoch in einem geringeren Maß als bei der Signalamplitude, sodass das Signal-Rausch-Verhältnis dadurch insgesamt verbessert wird [40].

1.4.2 Streuung

Die Streuung tritt als Wechselwirkung der Strahlung mit Materie auf. Es treten zwei Haupteffekte auf: zum einen die klassische Rayleigh-Streuung (auch elastische Streuung) und zum anderen die Compton-Streuung. Im Gegensatz zur Compton-Streuung wird bei der Rayleigh-Streuung keine Energie übertragen. Es kommt lediglich zu einer Richtungsänderung des auf die Materie auftreffenden Photons. Die Compton-Streuung entsteht, wenn das einfallende Photon mit hoher Energie auf ein Hüllenelektron eines Atoms trifft. Dabei überträgt es einen Teil seiner kinetischen Energie auf das Elektron, welches dadurch aus der Atomhülle herausgelöst wird. Das Elektron besitzt nun den Betrag der übertragenen kinetischen Energie abzüglich der Bindungsenergie, die benötigt wird, um es aus der Atomhülle herauszulösen. Das gestreute Photon bewegt sich somit mit niedriger Energie weiter [40]. Die gestreuten Photonen verstärken das Signal am

Detektor, da sie zusätzlich zu den geradlinig (regulär) verlaufenden Photonen vom Detektor registriert werden. Der Rekonstruktionsalgorithmus nimmt jedoch an, dass sich die Strahlung gradlinig ausbreitet [36]. Dieser Umstand führt dazu, dass die Schwächung der Röntgenstrahlung durch das Gewebe durch den mathematischen Algorithmus unterschätzt wird. Es kommt also zu einer stärkeren Schwärzung und den typischen dunklen Streifenartefakten.

1.4.3 Auflösung

Die räumliche Auflösung ist ein objektives Bewertungskriterium der Bildqualität und wird häufig fälschlicherweise mit der Voxel-Größe gleichgesetzt. Es wirken sich jedoch einige weitere technische Faktoren, z. B. die Pixelgröße des Sensors, die Graustufenauflösung, der angewandte Rekonstruktionsalgorithmus, die Röhrenspannung, der Röhrenstrom, die Scan-Zeit und die Bewegung des Patienten während der Aufnahme auf die tatsächliche räumliche Auflösung und somit auch auf die Bildqualität aus. Die räumliche Auflösung wird anhand einer Linien-Paar-Messung ermittelt. Hierfür wird geprüft, wie viele Linienpaare pro Millimeter noch als getrennte Linien wahrgenommen werden können. In der Literatur findet man für DVT-Geräte Angaben von 0,6 bis 2,8 Linienpaaren/Millimeter. Bezieht man realistische Patienten-Parameter, wie die Bewegung des Patienten, Streueffekte und andere Effekte ein, die beim lebenden Patienten auftreten, findet man in der Literatur Werte von knapp über 1 Linienpaar/Millimeter [30].

1.5 Dosisbegriffe

Energiedosis: Die Energiedosis beschreibt die aufgenommene Strahlungsenergie eines Körpers (J/kg). Bei der Energiedosis wird weder die Strahlen-Art noch die biologische Wirkung auf den Körper berücksichtigt. Die Einheit wird in Gray angegeben [40].

$$\text{Energiedosis } D = \frac{\text{aufgenommene Strahlungsenergie (E)}}{\text{Masse (m)}}$$

Äquivalentdosis: Die Äquivalentdosis gewichtet die Energiedosis unter Berücksichtigung der biologischen Wirkung der Strahlenarten (α -; β -; γ -; Röntgen-Strahlung). Die Einheit wird zur besseren Unterscheidbarkeit zur Energiedosis in Sievert angegeben. Der Qualitätsfaktor hat keine Einheit und ist abhängig von der Strahlenart. Für die Röntgenstrahlung beträgt dieser z. B. 1 [40].

$$\text{Äquivalentdosis (H)} = \text{Energiedosis (D)} \times \text{Qualitätsfaktor (Q)}$$

Effektive Dosis: Die effektive Dosis bezieht – zusätzlich zur Wirkung der Strahlenart – auch die biologische Wirkung auf bestimmte Gewebe oder Organe ein. Für jedes Gewebe oder Organ wird ein spezifischer Gewebewichtungsfaktor angegeben, der unter Zuhilfenahme einer entsprechenden Tabelle bestimmt werden kann. Die effektive Dosis wird in Sievert angegeben [7, 40].

$$\text{Effektive Dosis (H}_{\text{eff}}) = \text{Äquivalentdosis (H)} \times \text{Gewebewichtungsfaktor (w)}$$

Die effektive Dosis wird in der Literatur häufig verwendet, um das individuelle stochastische Strahlen-Expositions-Risiko abzuschätzen. Für einen standardisierten Vergleich von verschiedenen Geräten und Modi ist dieser Parameter schwer anwendbar, da er neben den Einstellungsparametern des DVT-Gerätes (Stromstärke, Spannung, FOV) je nach Geschlecht, Alter, Größe und individuellen Faktoren des Patienten variiert. Durch die geringere Größe bei Kindern liegen strahlenempfindlichere Gewebe, z. B. die Schilddrüse und das Gehirn, näher am untersuchten Bereich und werden durch Streustrahlung ebenfalls belastet. Außerdem findet bei Kindern infolge der Organentwicklung stärkeres zelluläres Wachstum statt, was die Strahlenempfindlichkeit der Gewebe ebenfalls erhöht [41].

In einer Metaanalyse untersuchten Ludlow et al. die effektiven Dosen verschiedener DVT-Geräte. Die Werte lagen für den durchschnittlichen Erwachsenen bei 46-1073 μSv bei einem großen FOV, bei 9-560 μSv bei einem mittleren FOV und bei 5-652 μSv bei einem kleinen FOV. Bei Kindern lagen die Werte bei einem großen oder mittleren FOV 13-769 μSv sowie bei einem kleinen FOV bei 7-521 μSv [41].

Die Bestimmung der effektiven Dosis ist ein aufwändiges Verfahren und kann z. B. mit speziellen Phantomen (etwa Alderson-Rando-Phantom) oder sogenannten Monte-Carlo-Simulations-Verfahren, einem mathematischen Simulationsverfahren, vorgenommen werden.

Dosisflächenprodukt: Das Dosisflächenprodukt (DFP) – oder im Englischen „*dose area product*“ (DAP) – ist eine gängige und bewährte Messgröße, die zur Bestimmung der Dosis bei Verwendung von DVT-Geräten verwendet wird. Das DFP lässt sich im Vergleich zur effektiven Dosis leichter ermitteln. Die meisten gängigen modernen DVT-Geräte messen das DFP automatisch bei jeder Exposition, sodass eine gute Vergleichbarkeit zwischen den verschiedenen Geräteeinstellungen und Geräteherstellern möglich ist [42, 43]. Obwohl die effektive Dosis die individuelle Patientendosis und das individuelle Risiko am besten abbildet, werden für Empfehlungen zum Strahlenschutz – wegen der oben genannten Gründe – zur Annäherung häufig die Werte in Form des DFP angegeben. So werden auch folgende Empfehlungen des Bundesamts für Strahlenschutz für die dentale Volumentomografie mithilfe des DFP angegeben: Für dentale Untersuchungen mit einem FOV von unter 5 cm x 5 cm lautet die Empfehlung, ein maximales DFP von 500 mGy cm^2 einzuhalten, und für FOVs größer 5 cm x 5 cm ein maximales DFP von 1000 mGy cm^2 . Für bestimmte Fragestellungen (z. B. in der Endodontie) können diese Werte in begründeten Fällen überschritten werden. Die Empfehlungen gelten für Erwachsene. Allerdings liegen hierfür noch keine Empfehlungen für Kinder oder Jugendliche vor [44].

1.6 Ziele der Arbeit

Trotz steigender Anwendung der DVT-Technik und des Wunsches vieler Behandler, dreidimensionale, umfassende und möglichst genaue Informationen für die Diagnostik zu erhalten, gibt es noch wenige Studien zu dem Thema Risiko-Nutzenbewertung der DVT nicht nur vor, sondern auch während einer kieferorthopädischen Behandlung. Das Ziel der vorliegenden Studie ist es, zu untersuchen, in welchem Maß das Vorhandensein verschiedener kieferorthopädischer Apparaturen die Erkennbarkeit unterschiedlicher Untersuchungskriterien bzw. Pathologien auf DVT-Aufnahmen herabsetzt und somit eine ordnungsgemäße und auf die spezielle diagnostische Fragestellung bezogene Befundung erschwert. Da die Gruppe der kieferorthopädisch behandelten Patienten zu einem großen Teil von Kindern und Jugendlichen gebildet wird, die im Vergleich zu erwachsenen Patienten sensibler auf eine Strahlenexposition reagieren, ist hier die Anwendung des ALARA-Prinzips von besonderer Wichtigkeit. Deshalb wird in der Studie zusätzlich geprüft, wie sich dosissparende (*ULD: Ultra-Low-Dose; LD: Low-Dose*), Standard (*SD: Standard Dose*) bzw. hochauflösende Einstellungen (*HD: High-Definition*) der verschiedenen Gerätehersteller auf die Bildqualität und somit auf die Erkennbarkeit der Pathologie und die Befundungsqualität auswirken. Darüber hinaus soll geklärt werden, ob das Herausnehmen kieferorthopädischer Apparaturen vor Erstellung von DVT-Aufnahmen erwogen werden sollte.

2 Material und Methoden

2.1 Ethikvotum

Die Bewilligung des Ethikantrages (2018-130-FmB) durch die Ethikkommission der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf erfolgte vor Beginn der Studie.

2.2 Vorversuche

Zur Auswahl des geeigneten Bracket-Systems wurden Vorversuche mit einigen der verbreitetsten Bracket-Systemen durchgeführt, um Unterschiede zwischen den verschiedenen Stahl- und Keramik-Brackets der einzelnen Hersteller zu untersuchen. Hierzu wurden die verschiedenen Brackets mithilfe von doppelseitigem Klebeband auf einem, zuvor hergestellten, dünnen Styropor-Ständer befestigt. Dieser besitzt eine sehr geringe Röntgendichte, sodass ausschließlich die Artefakt-Bildung der Brackets untersucht werden konnte. Anschließend wurden Aufnahmen der verschiedenen Brackets mit dem DVT-Gerät der Marke Sirona Orthophos SL 3D erstellt. Die visuelle Untersuchung der Aufnahmen ergab, dass sich hinsichtlich der Artefakt-Bildung kaum Unterschiede innerhalb der Gruppe der Stahlbrackets und innerhalb der Gruppe der Keramikbrackets ergaben. Stellvertretend für metallische Bracket-Systeme wurde für die folgende Studie ein Bracket-System der Marke Ormco (mini diamond) ausgewählt, für die keramischen Bracket-Systeme wurden Brackets der Marke 3M (Clarity Advanced) gewählt.

2.3 Vorbereitungen des Schädel-Phantoms

Für alle Untersuchungen wurde ein humaner, knöcherner Schädel verwendet, der vom Institut für Anatomie II der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf gestellt wurde. Um mögliche Auswirkungen auf das Ergebnis durch die vorhandenen Amalgamfüllungen zu vermeiden, wurden diese zuvor gegen Komposit-Füllungen getauscht (Abb. 3). Anschließend wurde der Zahn 26 extrahiert und

eine palatinale Wurzelfraktur herbeigeführt. Der Zahn wurde danach wieder in die Extraktionsalveole eingesetzt. Der fehlende Zahn 12 wurde durch einen menschlichen seitlichen Schneidezahn ersetzt. Außerdem wurde die Verlagerung des Zahnes 24 simuliert und die Extraktionsalveole des Zahnes 22 mit Knochenersatzmaterial (Geistlich Bio-Oss) gefüllt.



a)



b)



c)



d)

Abb. 3: Aufsichtsaufnahme auf den Oberkiefer des Schädels

a) mit vorhandenen Amalgamfüllungen b) entfernte Amalgamfüllungen, c) inserierte Composite-Füllungen, d) Schädel mit iatrogen zugefügten Pathologien und eingesetzten Molarenbändern

Durch Testaufnahmen des Schädels mit dem DVT-Gerät (Sirona Orthophos SL 3D) wurden die experimentell zugefügten Pathologien überprüft. Des Weiteren fiel bei der Untersuchung eine natürlich vorkommende Kronenfraktur auf. Auch die Beurteilung der Knochenstruktur der bukkalen Knochenlamelle am Zahn 13

wurde als Untersuchungskriterium aufgenommen. Die Beurteilung der Position des verlagerten Zahns 24 erschien für die Untersuchung zu trivial und wurde letztendlich nicht mit als Untersuchungskriterium in die Studie einbezogen.

Daraus ergaben sich folgende – in Tabelle 1 dargestellte – zu untersuchende Kriterien

Ist das volle Ausmaß der Kronenfraktur des Zahnes 26 ersichtlich?
Ist die vollständige Beurteilung der Begrenzung der Extraktionsalveole des Zahnes 22 zum Knochenersatzmaterial möglich?
Lässt sich die Mikrostruktur (Spongiosa und Kompakta) der bukkalen Knochenlamelle im Bereich des Zahnes 13 vollständig beurteilen?
Ist die Wurzelfraktur der palatinalen Wurzel des Zahnes 26 vollständig erkennbar?

Tabelle 1: Für die Studie festgelegte Untersuchungskriterien im Bereich des Oberkiefers

Zur Abformung des Oberkieferzahnbogens wurde ein mit Alginate-Abformmaterial befüllter zahnärztlicher Abformlöffel verwendet. Die Abformung wurde im Anschluss mit zahntechnischem Gips ausgegossen. Nach Abbinden des Gipses konnte das Modell aus seiner Form herausgelöst und das daraus entstandene Kiefermodell zur Erstellung von Tiefziehschienen verwendet werden. Hierfür wurden 1,0 mm dicke Duran-Folien der Firma Scheu Dental genutzt. Vor dem Tiefziehen wurden Unterschnitte auf dem Modell mit Wachs ausgeblockt, um das anschließende Lösen der Schiene von dem Modell zu ermöglichen. Für das Tiefziehverfahren wurden die Kunststoff-Folien nach Herstellerangaben kurzzeitig erhitzt, sodass sie formbar wurden. Das Tiefziehverfahren funktioniert folgendermaßen: Die erhitzte Folie legt sich durch das Ansaugen mittels Vakuums und das darauffolgende rasche Abkühlen des thermoplastischen Materials eng und passgenau um das zuvor erstellte Modell. Die tiefgezogenen Schienen wurden dann vom Modell abgelöst, zugeschnitten und mit der Fräse ausgearbeitet. Auf diese Weise wurden 3 identische Schienen erstellt und anschließend jeweils mit Stahl- oder Keramikbrackets beklebt. Eine Schiene wurde nicht mit Brackets versehen und wurde für die DVT-Aufnahmen der Kontrollgruppe verwendet. Für einen besseren Halt der Brackets wurde die Oberfläche der Schiene an den entsprechenden Stellen mit der Fräse angeraut. Als Haftvermittler zwischen Schiene und Klebstoff wurde Light Bond Resin 7cc

der Firma Reliance und als Klebstoff wurde konventioneller, lichthärtender Bracket-Klebstoff (*Reliance Light Bond Paste, medium*) verwendet. Anschließend wurde ein .014 Nickel-Titan-Runddrahtbogen mit 0,014 Zoll Durchmesser mithilfe von Gummi-Ligaturen an den Brackets befestigt. Des Weiteren wurden für die Zähne 16 und 26 kieferorthopädische Molarenbänder zur Aufnahme eines Transpalatinalbogens, bestehend aus 0,9 mm dickem federhartem Stahldraht, angepasst (Abb. 4).

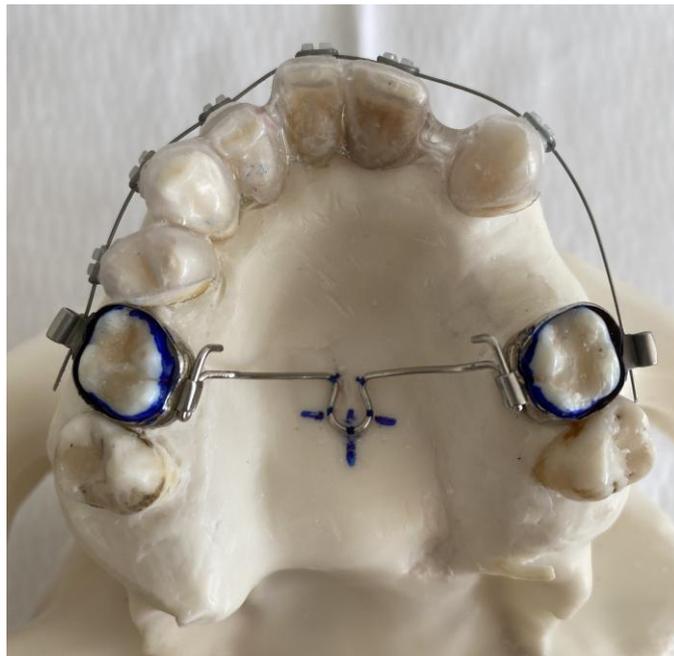


Abb. 4: Aufsichtsaufnahme auf den Oberkiefer des Schädelfantoms mit fertiger Tiefziehschiene mit Keramikbrackets und kieferorthopädischen Molarenbändern und mit eingesetztem Transpalatinalbogen

Die blauen Markierungen dienen der genauen und reproduzierbaren Positionierbarkeit des Transpalatinalbogens.

2.4 Vorbereitung des weichgewebssimulierenden Materials Mix-D

Um auch die Weichgewebssituation zu simulieren, wurde nach Vorbild der Forschungsgruppe DIMITRA (*Dentomaxillofacial paediatric imaging: an Investigation towards low dose radiation induced risks*) ein als Mix-D bezeichnetes Material hergestellt, welches eine dem Weichgewebe sehr ähnliche röntgendichte besitzt. Dieses sollte dazu dienen, für möglichst realistische

Voraussetzungen für die folgende Untersuchung zu sorgen [45]. Das beschriebene Material wurde schon von Jones und Raine [46] im Jahr 1949 beschrieben und später von Brand et al. [47] weiterentwickelt. Für die Herstellung von 500 g Material wurden 304 g Paraffin Wachs, 152 g Polyethylen, 32 g Magnesiumoxid und 12 g Titandioxid abgewogen. Anschließend wurden alle Zutaten (außer Polyethylen) in einem hitzebeständigen Glasgefäß vermischt sowie bei 105 °C erwärmt und geschmolzen. Sobald die Zutaten geschmolzen waren, wurde das Polyethylen hinzugefügt und die Masse weitere 20 Minuten erwärmt. Das Erwärmen fand aus Sicherheitsgründen unter einer Laborabzugshaube statt. Die zähflüssige, erhitzte Masse, die zur gewebesimulierenden Ummantelung des humanen Schädels verwendet wurde, ist in Abbildung 5 dargestellt.

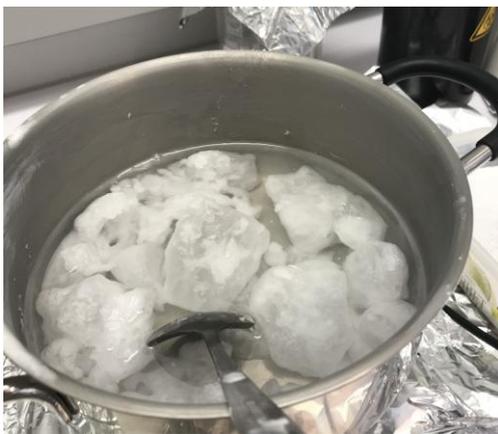


Abb. 5: Zubereitung des weichgewebssimulierenden Materials (Mix-D) auf einer Heizplatte und unter einer Dunstabzugshaube

Um das Eindringen des zähflüssigen Materials in die größeren Schädelöffnungen, beispielsweise das Foramen magnum, die Orbitahöhlen, die Schädelbasis und die Foraminae mandibulae, die Foraminae mentale sowie die Interdentalräume zu verhindern, wurden diese mit Tape (3M Allzweck-Kreppband 101E 24 mm x 50 m) verschlossen (Abb. 6).

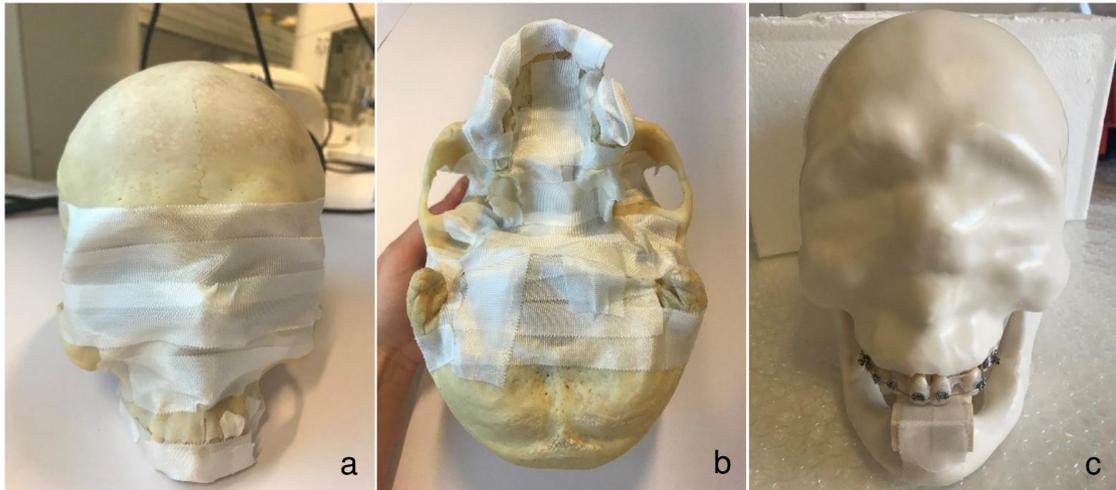


Abb. 6: Vorbereitende Maßnahmen am Schädel

a) + b) Verschluss der Schädelöffnungen mit Tape, c) fertiges Schädelphantom mit eingesetzter Tiefziehschiene, die mit Stahl-Brackets versehen ist.

Im Folgenden wurde der vorbereitete Schädel mehrere Male in die flüssige Masse eingetaucht, bis eine gleichmäßige und ausreichende Schichtdicke erreicht wurde. Wegen der besseren Handhabbarkeit wurde der Schädel zunächst nur bis zur Hälfte eingetaucht. Nach Aushärten der Masse wurde der Prozess mit der anderen Hälfte des Schädels wiederholt. Kleinere Anpassungen konnten mit einem erwärmten Wachsesser vorgenommen werden.

Das Ergebnis wurde radiologisch auf ausreichende Schichtdicke und Homogenität überprüft.

2.5 Erstellung der DVT-Aufnahmen

Nach Fertigstellung des Phantoms konnte mit der Erstellung der Aufnahmen an sechs verschiedenen DVT-Geräten begonnen werden. Hierfür wurde eine Styropor-Vorrichtung mit Bauschaum ausgeschäumt, um eine vorgegebene Auflagefläche für den Schädel zu schaffen und somit eine immer gleiche Positionierung des Schädels im DVT-Gerät und eine konstante Orientierung der Maxilla zur Mandibula zu gewährleisten. Bei den Geräten 3D Accuitomo 170 und Newtom VGi evo wurde die Styropor-Kiste auf eine eigens für die DVT-Geräte angefertigte Plattformen gestellt. Die Plattform konnte über die Anschlussstelle der Kinnstütze bzw. des Aufbisses angebracht werden (Abb. 7).

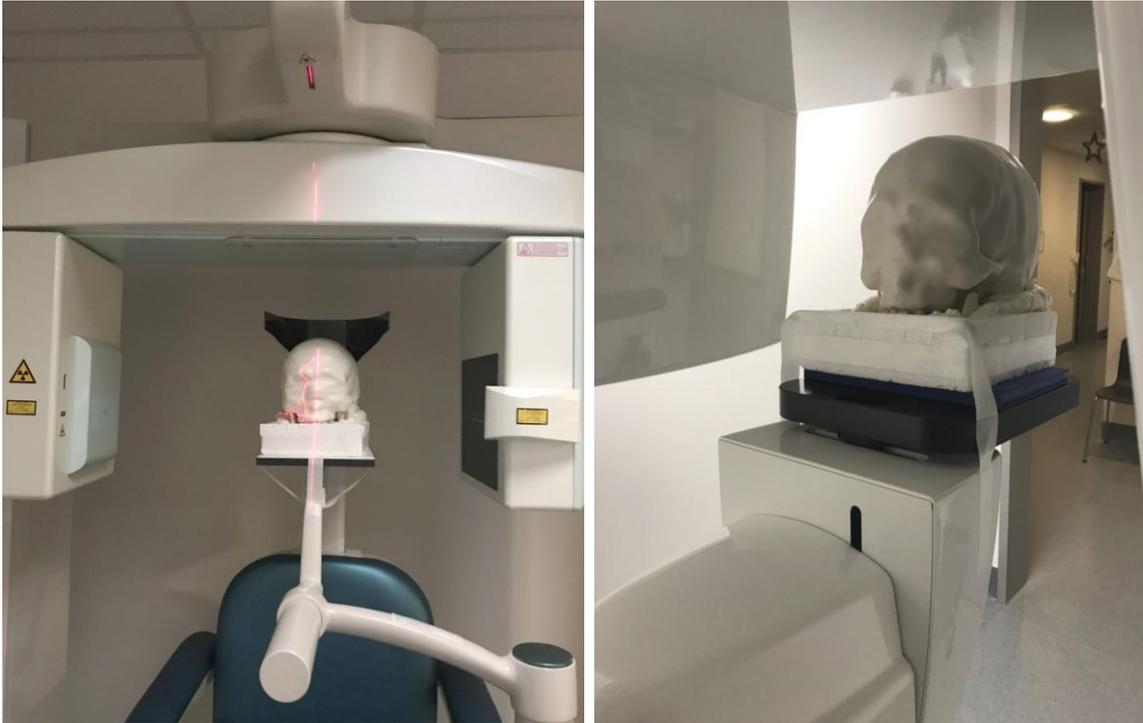


Abb. 7: Positionierung des Schädels im DVT-Gerät mithilfe einer Plattform
links im 3D Accuitomo 170; rechts im Newtom VGi evo

Für die anderen vier verwendeten DVT-Geräte gab es keine entsprechende vorgefertigte Haltevorrichtung, sodass die Schädelpositionierung, wie in Abbildung 8 dargestellt, mithilfe eines Fotostativs mit einer dafür angepassten Styroporaufgabe vorgenommen werden musste.

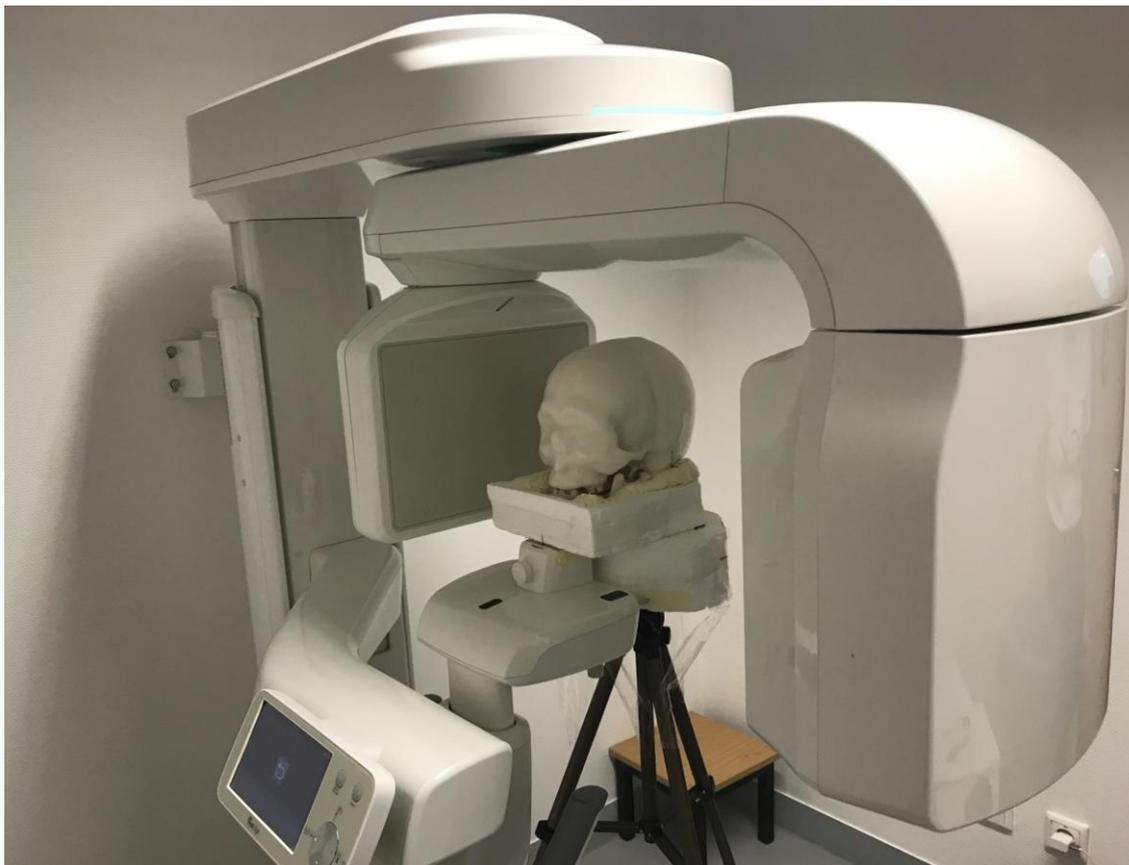


Abb. 8: Positionierung des Schädelphantoms mithilfe eines Fotostativs im VaTech PaX-i3D green

Da die Programmbezeichnungen (*Ultra-Low-Dose*, *Low-Dose*, *Standard Dose*, *High-Definition*) nicht genormt sind und von den einzelnen DVT-Herstellern festgelegt werden, variieren die Bezeichnungen enorm. Um eine bessere Vergleichbarkeit zwischen den einzelnen Programmen zu gewährleisten, wurde eine geeignet erscheinende Einteilung der Geräte-Programme auf Grundlage des Dosis-Flächen-Produktes (DAP) gewählt (Tabelle 2).

Modus	DAP (mGy cm²)
ULD	0-100
LD	101-350
SD	351-800
HD	>800

Tabelle 2: Für diese Studie gewählte Einteilung der Geräte-Programme auf Grundlage des Dosis-Flächen-Produktes

Tabelle 3 fasst alle verwendeten Geräte mit den jeweiligen Einstellungsparametern zusammen:

Gerätehersteller	FOV [cm]	Voxelgröße [mm]	Modus	Stromstärke [mA]	Spannung [kV]	Stromstärke-Zeit-Produkt [mAs]	DAP [mGy cm ²]
Sirona Orthophos SL 3D	8x8	0,16	ULD	10	85	21	47
	8x8	0,16	LD	10	85	43	334
	8x8	0,16	SD	6	85	85	657
VaTech PaX-i3D green	8x8	0,2	LD	4,7	95	27,73	148
	8x8	0,3	LD	4,7	95	27,73	148
	8x8	0,12	SD	8,5	95	50,15	591
	8x8	0,2	SD	8,5	95	50,15	591
Planmeca Promax 3D	8x8	0,4	ULD	2,2	90	6,6	63
	8x8	0,2	LD	4,5	90	18	173
	8x8	0,4	LD	4,5	90	27	260
	8x8	0,15	LD	5,6	90	28	269
	8x8	0,2	SD	6,3	90	75,6	726
	8x8	0,15	HD	8,0	90	120	1152
Vatech PaxDuo 3D	8,5x8,5	0,2	SD	5,5	90	N/A	595
	8,5x8,5	0,3	SD	5,5	90	N/A	595
	8,5x8,5	0,2	HD	5,5	90	N/A	945
	8,5x8,5	0,3	HD	5,5	90	N/A	945
3D Accuitomo 170	8x8	0,2	HD	5	90	87,5	1310
	8x8	0,3	HD	5	90	87,5	1310
	8x8	0,16	HD	5	90	154	2300
Newtom VGi evo	8x8	0,2	LD	3	110	15	195
	8x8	0,3	LD	3	110	15	195
	8x8	0,15	LD	3	110	39	330

Tabelle 3: Auflistung der verwendeten Aufnahmeparameter

An den sechs in Tabelle 3 angegebenen Geräten wurden jeweils Aufnahmen mit sechs verschiedenen kieferorthopädischen Setups angefertigt (Tabelle 4):

Kontrollgruppe: ohne jegliche kieferorthopädische Apparatur
nur Molarenbänder an den Zähnen 16 und 26 + Transpalatinalbogen
nur Stahlbrackets
nur Keramikbrackets
Stahlbrackets und Molarenbänder an 16 und 26 + Transpalatinalbogen
Keramikbrackets und Molarenbänder an 16 und 26 + Transpalatinalbogen

Tabelle 4: Verwendete kieferorthopädische Setups

Zwischen den verschiedenen Setups konnte mithilfe der Tiefziehschienen, die zuvor mit Brackets beklebt worden waren, gewechselt werden. Jedes dieser Setups wurde mit jeder der obengenannten Geräteeinstellung (Tabelle 3) aufgenommen, woraus sich insgesamt 138 DVT-Aufnahmen ergaben.

2.6 Überlagerung der Aufnahmen und Extraktion der Einzelschichten

In der Referenzaufnahme (aufgenommen mit dem 3D Accuitomo 170, FOV: 8x8, HD-Modus, Voxelgröße 0,16 mm) wurden die für die Erstellung der Fragebögen geeigneten zweidimensionalen Schnittbilder ausgewählt und anschließend aus dem dreidimensionalen Datensatz extrahiert. Für jede der vier Untersuchungskriterien (Tabelle 1) wurde eine stellvertretende Schicht gewählt, auf welcher das zu untersuchende Kriterium gut zu beurteilen war. Um aus den anderen 138 Aufnahmen die gleichen, korrespondierenden Schichten zu erhalten, war es nötig, zunächst die einzelnen Aufnahmen mit der Referenzaufnahme zu überlagern (Abb. 9).

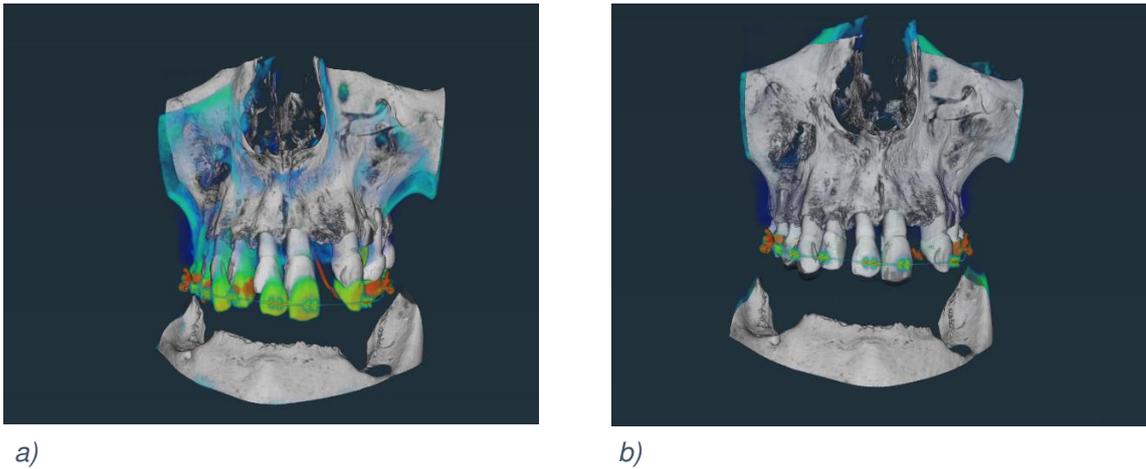


Abb. 9: Überlagerung zweier DVT-Aufnahmen in der Amira-Software

a) unvollständig Überlagerung einer DVT-Aufnahme (dargestellt in Bunt) mit der Referenzaufnahme (dargestellt in Grau) und b) vollständige Überlagerung einer DVT-Aufnahme mit der Referenzaufnahme

Anschließend konnten die gewünschten Schichten in der Referenzaufnahme eingeblendet werden sowie manuell im überlagerten 3D-Volumen ausgewählt und ebenfalls extrahiert werden (Abb. 10). Der Vorgang wurde für alle Aufnahmen wiederholt. Die gewonnenen Schichten wurden im PNG-Datei-Format gespeichert, um möglichen Qualitätsverlusten vorzubeugen. Sowohl die Überlagerung als auch die Extraktion der Einzelbilder wurde mithilfe der Amira-Software vorgenommen.

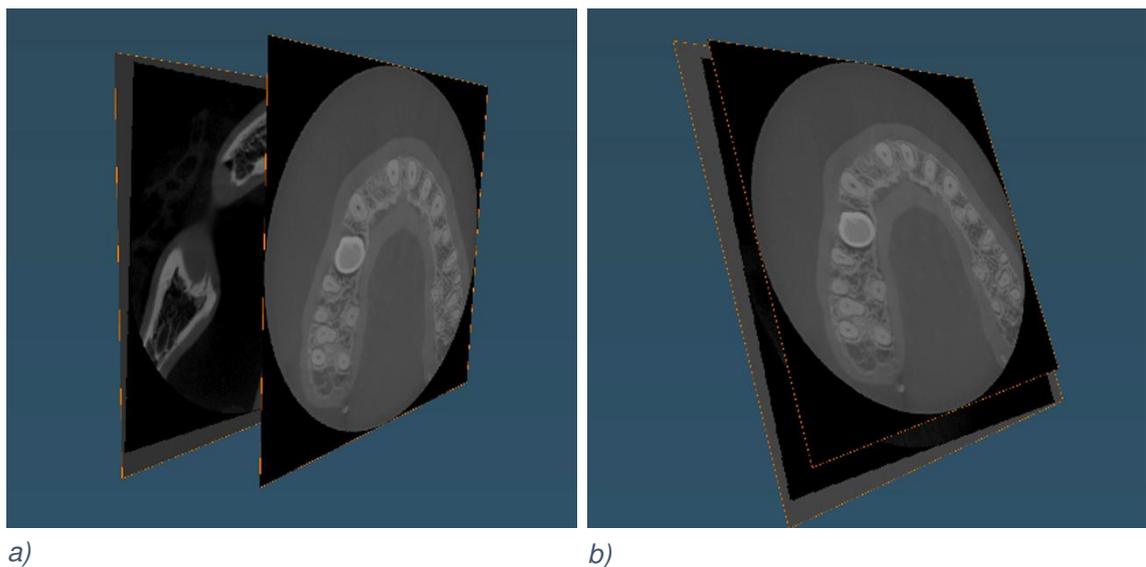


Abb. 10: Überlagerung von zwei Schnittbildern in der Amira-Software

a) zwei unterschiedliche Schichten zweier Aufnahmen; b) korrespondierende Schichten zweier Aufnahmen

Aus den 138 DVT-Aufnahmen wurden auf diese Weise 552 Einzelbilder gewonnen. Vier der Bildausschnitte sind exemplarisch in Abbildung 11 dargestellt. Zuletzt wurden die Bildausschnitte, die Helligkeit und der Kontrast auf allen Bildern angeglichen sowie Beschriftungen und Pfeile zur besseren Übersichtlichkeit eingefügt.

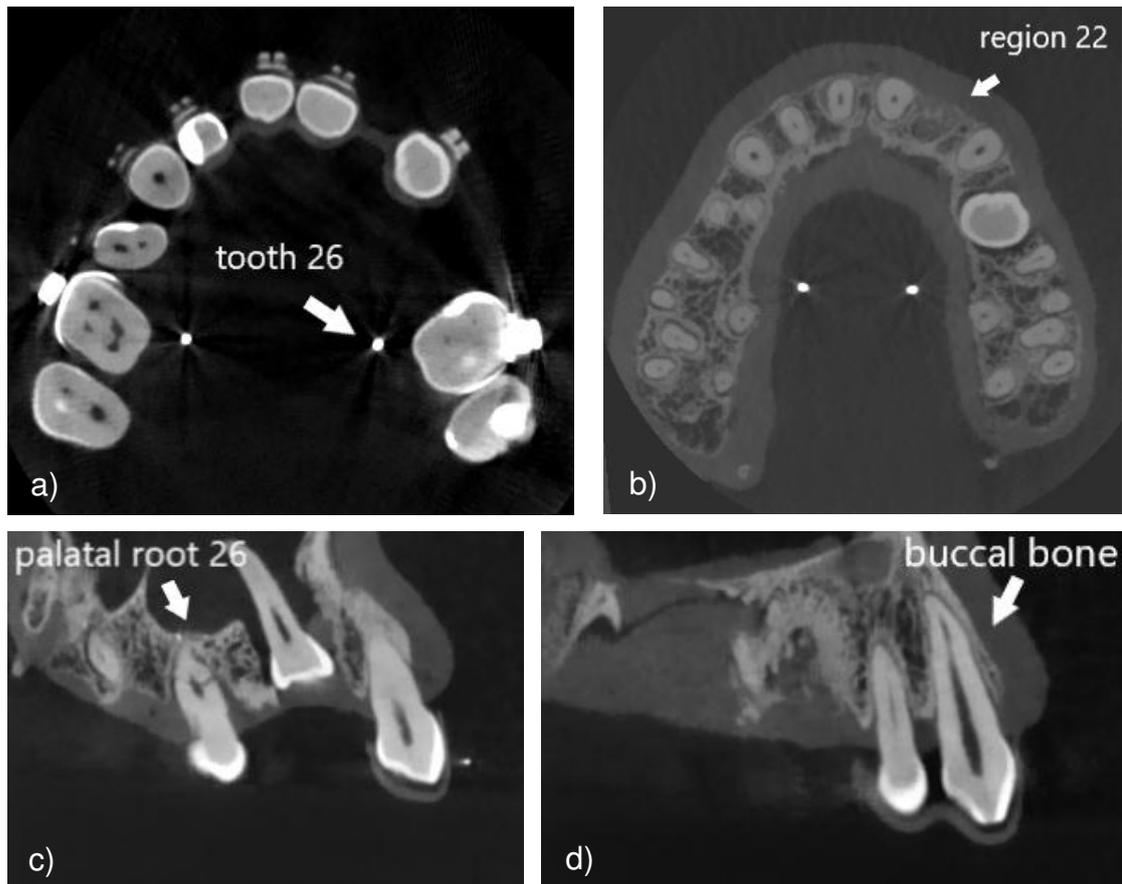


Abb. 11: Exemplarische Schnittbilder

a) Kronenfraktur in axialer Ansicht; Gerät: Newtom im LD-Modus mit Voxelgröße 0,2 mm; Setup: Keramikbrackets und Transpalatinalbogen

b) Extraktionsalveole mit Knochenersatzmaterial gefüllt in axialer Ansicht; Gerät: Newtom im LD-Modus mit Voxelgröße 0,2 mm; Setup: Keramikbrackets und Transpalatinalbogen

c) Wurzelfraktur in sagittaler Ansicht, Gerät: Newtom im LD-Modus mit Voxelgröße 0,2 mm; Setup: Keramikbrackets und Transpalatinalbogen

d) bukkale Knochenlamelle in sagittaler Ansicht; Gerät: Newtom im LD-Modus mit Voxelgröße 0,2 mm; Setup: Kontrollgruppe

2.7 Befragung zur Auswertbarkeit der Bilder

Für die Studie wurden 11 Teilnehmer ausgewählt, die alle zum Zeitpunkt der Studie einen Universitätsabschluss im Fach Zahnmedizin hatten. Sie wurden gebeten, die Bewertung der einzelnen Bilder in abgedunkelter Umgebung an einem für eine Befundung zugelassenen Monitor durchzuführen. Die DIN-Norm 6868-157 teilt je nach Gegebenheiten zahnärztliche Arbeitsplätze in Raumklassen ein. Hierbei unterscheidet man zwischen der Raumklasse 5 mit maximaler Beleuchtungsstärke nach Abdunkelung von unter 100 Lux und der Raumklasse 6 mit maximaler Beleuchtungsstärke von 1000 Lux. Als Befundungsmonitore können Monitore mit einer minimalen Leuchtkraft von 200 cd/m² bei einer Raumklasse 5 oder Monitore mit einer minimalen Leuchtkraft von 300 cd/m² bei einer Raumklasse 6 verwendet werden [48]. Vor der Befragung wurde eine Kalibrierung der Teilnehmer vorgenommen, damit alle von ihnen möglichst gleiche Maßstäbe für die Bewertung ansetzen konnten. Dieser Schritt war wichtig, da auf den präsentierten Bildausschnitten nicht nur die reine Erkennbarkeit beurteilt werden sollte, sondern auch, inwieweit das gesamte Ausmaß der Pathologie erkennbar ist. Zur Kalibrierung der Teilnehmer wurden mithilfe einer PowerPoint-Präsentation exemplarisch verschiedene, bereits beurteilte Bildausschnitte der gleichen Pathologie gezeigt. Auf den gezeigten Beispielbildern war das Ausmaß der jeweiligen Pathologie einmal sehr gut, einmal mäßig und einmal sehr schlecht zu erkennen. Nach erfolgter Einführung und Kalibrierung konnten die Teilnehmer den Fragebogen bearbeiten. Mithilfe eines Schiebereglers mit einer Skalierung von 0-100 sollten die Teilnehmer die Vollständigkeit der Erkennbarkeit der Pathologie oder des zu untersuchenden Kriteriums bewerten. 552 Fragen wurden den Teilnehmern in randomisierter Reihenfolge mithilfe eines Online-Umfragetools (Survey Monkey) präsentiert.

Zur Beurteilung der Intrarater-Reliabilität wurden 6 Wochen später erneut randomisiert 20 % der Bilder präsentiert und durch die Teilnehmer bewertet.

2.8 Statistische Verfahren und Auswertung

Die statistische Berechnung wurde unter Zuhilfenahme der IBM SPSS-Software Version 29.0 durchgeführt. Zur Verwaltung der erhobenen Daten wurde Microsoft Excel genutzt. Die spätere Veranschaulichung der Daten in Form von Boxplots erfolgte mit der IBM SPSS Software Version 29.0 und mit Microsoft Excel.

Um das Ausmaß der Übereinstimmung der Rater untereinander zu bestimmen (*Interrater*-Reliabilität), wurde die Intraklassenkorrelation (ICC) bestimmt. Zur Beurteilung der Reproduzierbarkeit der Ergebnisse nach 6 Wochen durch den jeweils selben Rater wurde zusätzlich die *Intrarater*-Reliabilität erhoben, um so die Qualität des Studiendesigns und die Verlässlichkeit der Daten zu überprüfen. Als Grundlage für den Grad der Übereinstimmung wurde folgende, von den Autoren Koo und Li vorgeschlagene Einteilung zugrunde gelegt [49]: ICC < 0,5 schlechte Übereinstimmung, ICC = 0,5-0,75 mäßige Übereinstimmung, ICC = 0,75-0,9 gute Übereinstimmung, ICC > 0,9 sehr gute Übereinstimmung.

Die vorliegenden Daten wurden mittels des *Levene-Tests* auf Varianzhomogenität untersucht. Um die fehlende Varianzhomogenität auszugleichen, wurde als Varianzanalyse zwischen den verschiedenen Gruppen – statt einer klassischen, mehrfaktoriellen ANOVA – das nichtparametrische Äquivalent, der *Kruskal-Wallis-Test*, verwendet. Für die Fälle, in denen nur zwei Gruppen vorlagen, wurde stattdessen der *Mann-Whitney-U-Test* gerechnet. Das Signifikanzniveau wurde für alle Vergleiche auf $p < 0,05$ festgelegt. Bei den multivariaten Tests wurde zur Adjustierung des Signifikanzniveaus zusätzlich eine *Bonferroni*-Korrektur angewendet.

2.9 Hypothesen

Folgende Haupthypothesen wurden aufgestellt:

1. **H₀: Kieferorthopädische Apparaturen, die während einer DVT-Aufnahme in situ sind, haben keinen signifikanten Einfluss auf die Erkennbarkeit von Pathologien und andere Untersuchungskriterien.**

H₁: Kieferorthopädische Apparaturen, die während einer DVT-Aufnahme in situ sind, haben einen signifikanten Einfluss auf die Erkennbarkeit von Pathologien und andere Untersuchungskriterien.

2. **H₀: Die DVT-Geräteparameter haben keinen signifikanten Einfluss auf die Erkennbarkeit von Pathologien und andere Untersuchungskriterien.**

H₁: Die DVT-Geräteparameter haben einen signifikanten Einfluss auf die Erkennbarkeit von Pathologien und andere Untersuchungskriterien.

3 Ergebnisse

3.1 Deskriptive Statistik

Insgesamt wurden für die folgende Statistik 552 Aufnahmen von 11 Ratern betrachtet. Daraus ergab sich 6072 Einzelwerte. Davon stammten jeweils 792 Werte von den Geräten 3D Accuitomo 170, Newtom VGi evo und Sirona Orthophos SL 3D, jeweils 1056 Werte von den Geräten VaTech PaX-i3D green und Vatech PaxDuo 3D sowie 1584 Werte vom Planmeca Promax 3D Gerät.

Sechs verschiedene kieferorthopädische Behandlungssituationen wurden simuliert. Diese sind in Tabelle 5 dargestellt.

Behandlungssituation	Anzahl der Werte
Kontrollgruppe: ohne jegliche kieferorthopädische Apparatur	1012
nur Molarenbänder an den Zähnen 16 und 26 + Transpalatinalbogen	1012
nur Stahlbrackets	1012
nur Keramikbrackets	1012
Stahlbrackets und Molarenbänder an 16 und 26 + Transpalatinalbogen	1012
Keramikbrackets und Molarenbänder an 16 und 26 + Transpalatinalbogen	1012

Tabelle 5: Untersuchte kieferorthopädische Behandlungssituationen

Vier verschiedene voreingestellte Aufnahme-Modi der Geräte wurden verwendet. Von den daraus entstandenen Aufnahmen konnten jeweils 1584 Werte dem HD- und dem SD-Modus, 2376 Werte dem LD-Modus sowie 528 Werte dem ULD-Modus zugeordnet werden.

Außerdem wurden verschiedene Einstellungen der Voxelgröße vorgenommen. Daraus ergaben sich 539 Werte für die Voxelgröße 0,12 mm, jeweils 729 Werte für die Voxelgrößen 0,15 mm und 0,16 mm sowie 2101 Werte für die Voxelgröße

0,2 mm. Für die Voxelgröße 0,3 mm ergaben sich 1320 Werte, für die von 0,4 mm 528 Werte.

Die folgenden vier Pathologien bzw. Untersuchungskriterien wurden betrachtet: eine Kronenfraktur des Zahnes 26, die Abgrenzung der Extraktionsalveole des Zahnes 22 zum Knochenersatzmaterial, die Erkennbarkeit der Struktur der bukkalen Knochenlamelle des Zahnes 13 und die palatinale Wurzelfraktur an Zahn 26. Daraus ergaben sich jeweils 1518 Werte für die einzelnen Pathologien bzw. Untersuchungskriterien.

3.2 Intraklassenkorrelation

Die Berechnung des Intraklassenkoeffizienten ergab einen Wert von ICC = 0,93, welcher nach der Bewertungsskala der Autoren Ko und Li für eine sehr gute Übereinstimmung zwischen den einzelnen Ratern spricht [49]. Betrachtet man das 95%-Konfidenzintervall, liegt die Untergrenze bei 0,92 und die Obergrenze bei 0,94, was ebenfalls auf eine sehr gute Übereinstimmung hindeutet. Die Ergebnisse sind in Tabelle 6 dargestellt.

	Korrelationskoeffizient	95 %- Konfidenzintervall Untergrenze	95 %- Konfidenzintervall Obergrenze
Gesamtmodell	0,93	0,92	0,94

Tabelle 6: Interrater-Reliabilität

Für die Intrarater-Reliabilität nach 6 Wochen ergaben sich die in Tabelle 7 dargestellten Werte:

Rater	Korrelationskoeffizient	95 %- Konfidenzintervall Untergrenze	95 %- Konfidenzintervall Obergrenze
Rater 1	0,78	0,68	0,85
Rater 2	0,86	0,80	0,91
Rater 3	0,87	0,81	0,91
Rater 4	0,84	0,76	0,89
Rater 5	0,81	0,73	0,87
Rater 6	0,78	0,68	0,85
Rater 7	0,65	0,50	0,76
Rater 8	0,61	0,43	0,73
Rater 9	0,88	0,31	0,92
Rater 10	0,54	0,34	0,69
Rater 11	0,71	0,58	0,80

Tabelle 7: Intrarater-Reliabilität

Farbcodierung: blau → sehr gute Übereinstimmung nach 6 Wochen; grün → gute Übereinstimmung nach 6 Wochen; gelb → moderate Übereinstimmung nach 6 Wochen; rot → schwache Übereinstimmung nach 6 Wochen

Für einen Großteil der Rater ergibt sich insgesamt eine gute Übereinstimmung. Lediglich bei den Ratern 7, 8, 10 und 11 fällt der Korrelationskoeffizient in die Kategorie einer moderaten Übereinstimmung. Betrachtet man den Mittelwert der vergebenen Prozentpunkte fällt auf, dass 7 der 11 Rater in der Befragung nach 6 Wochen im Durchschnitt höhere Prozentwerte für die Erkennbarkeit abgegeben haben. Bei 2 Ratern waren die Durchschnittswerte nahezu gleich, bei 2 Ratern fielen die Werte geringer aus.

3.3 Ergebnisse der Varianzanalyse

Im folgenden Teil der Arbeit werden die einzelnen untersuchten Einflussfaktoren nacheinander betrachtet. In jedem Abschnitt wird der Schwerpunkt auf andere Parameter gelegt.

Die Erkennbarkeit der Pathologien und anderer Untersuchungskriterien abhängig vom Vorhandensein einer kieferorthopädischen Apparatur:

Sowohl der *Kruskal-Wallis-Test* als auch der *Mann-Whitney-U-Test* deuten darauf hin, dass das Vorhandensein einer kieferorthopädischen Apparatur die Erkennbarkeit von Pathologien oder anderen Untersuchungskriterien signifikant beeinflusst ($p = 0,003$) (Abb. 12).

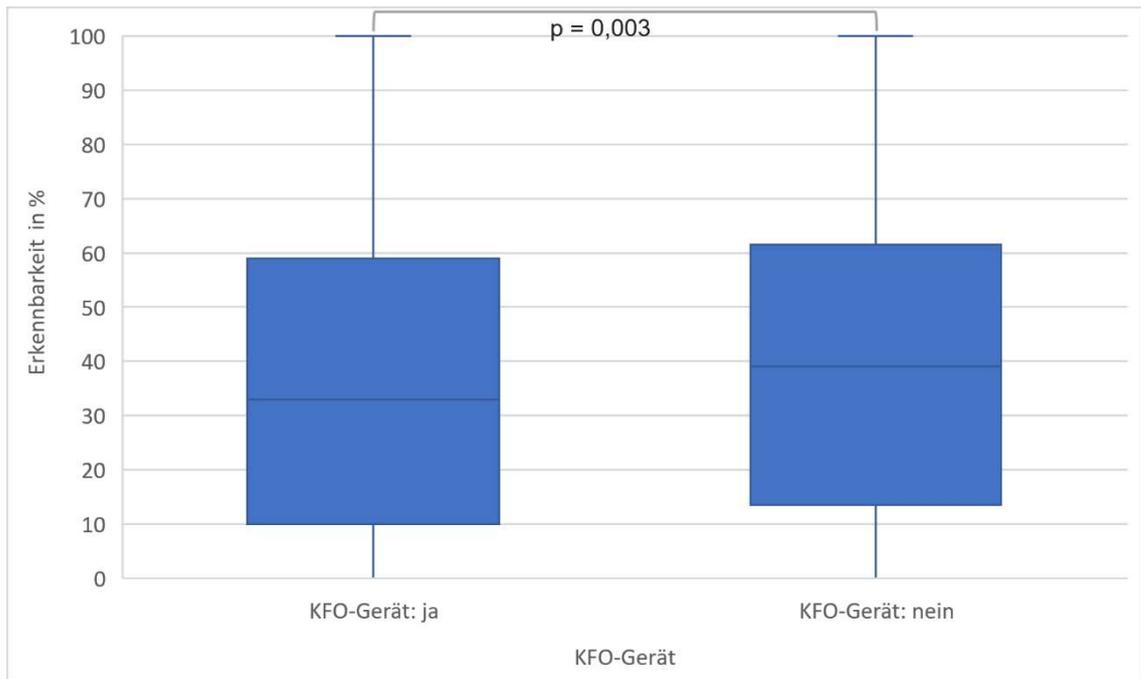


Abb. 12: Erkennbarkeit der Pathologien und Untersuchungskriterien abhängig vom Vorhandensein einer kieferorthopädischen Apparatur

Die Erkennbarkeit der Pathologien und anderer Untersuchungskriterien abhängig von der Art der kieferorthopädischen Apparatur:

Die verschiedenen kieferorthopädischen Apparaturen hatten insgesamt einen signifikanten Einfluss auf die Erkennbarkeit von Pathologien bzw. andere zu untersuchende Kriterien. Die Signifikanz lag bei $p < 0,001$. Vergleicht man die einzelnen Gruppen mit der Kontrollgruppe, ergibt sich ein signifikanter Unterschied der Gruppe mit Transpalatinalbogen inklusive Molarenbändern im direkten Vergleich zur Kontrollgruppe ($p < 0,001$). Auch in den Gruppen Transpalatinalbogen inklusive Molarenbänder und Keramikbrackets ($p = 0,001$) sowie Transpalatinalbogen inklusive Molarenbänder und Stahlbrackets

($p = 0,025$) waren signifikante Unterschiede im direkten Vergleich zur Kontrollgruppe festzustellen. Für die Gruppen mit jeweils ausschließlich Stahlbrackets oder Keramikbrackets konnten im Vergleich zur Kontrollgruppe keine signifikanten Unterschiede beobachtet werden. Des Weiteren waren keine signifikante Differenz zwischen den Behandlungssituationen mit ausschließlich Transpalatinalbogen + Molaren-Bändern auf der einen Seite und Transpalatinalbogen + Molarenbändern mit zusätzlich jeweils Stahl- oder Keramikbrackets auf der anderen Seite festzustellen. Es scheint außerdem unerheblich für die Erkennbarkeit, ob ein Transpalatinalbogen + Molarenbänder mit Stahl- oder Keramikbrackets kombiniert wird. Auch die Wahl des Bracket-Systems – Stahl oder Keramik – hatte keinen signifikanten Einfluss. Insgesamt lässt sich sagen, dass die Erkennbarkeit signifikant herabgesetzt wurde, sobald ein Transpalatinalbogen und Molarenbänder involviert waren. Die Ergebnisse werden in Abbildung 13 grafisch veranschaulicht.

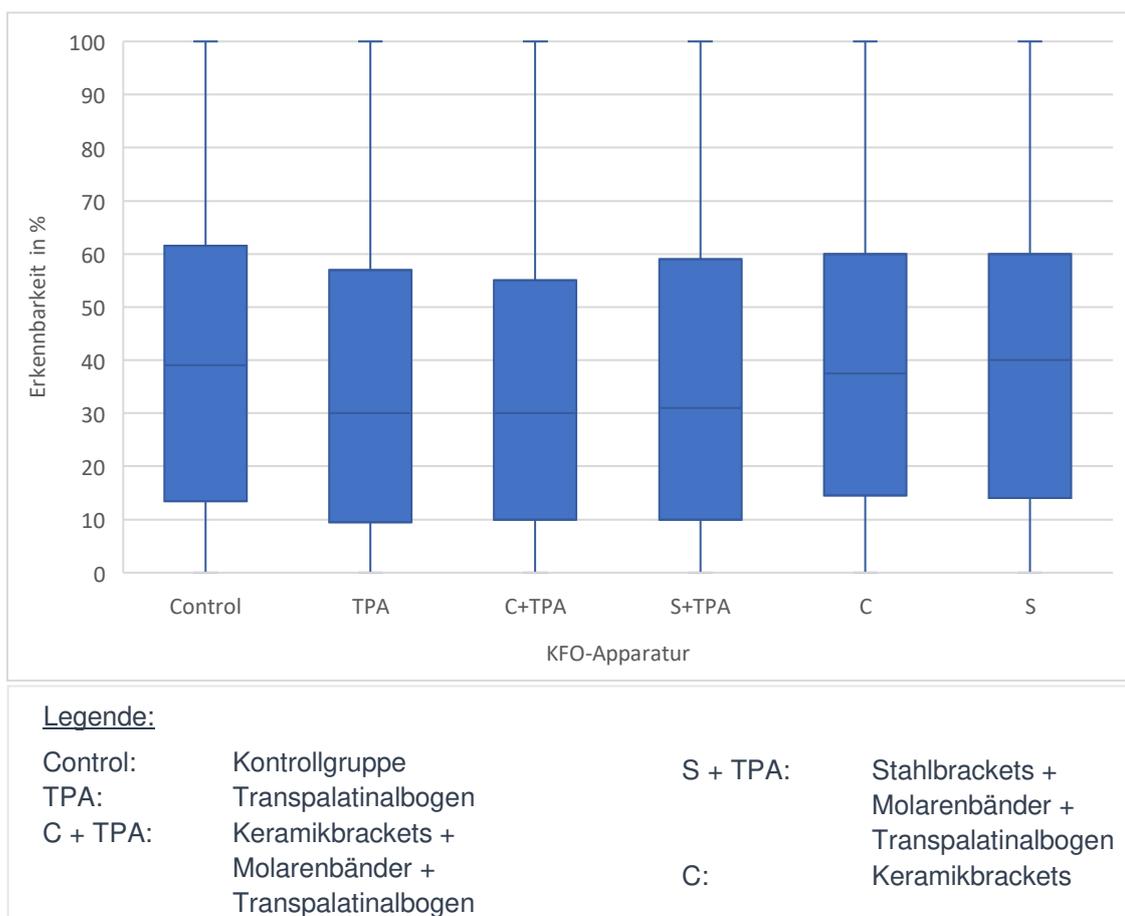


Abb. 13: Erkennbarkeit der Pathologien und Untersuchungskriterien abhängig von der Art der kieferorthopädischen Apparatur

Die Erkennbarkeit der Pathologien und anderer Untersuchungskriterien abhängig vom Vorhandensein einer kieferorthopädischen Apparatur und vom Modus:

Im direkten Vergleich zwischen der Gruppe mit kieferorthopädischen Apparaturen und derjenigen ohne kieferorthopädische Apparaturen fällt auf, dass die Erkennbarkeit beim Vorhandensein einer kieferorthopädischen Apparatur bei Aufnahmen im HD-Modus signifikant beeinträchtigt wird ($p < 0,001$). Anders stellt sich dies bei den Modi SD ($p = 0,56$), LD ($p = 0,21$) und ULD ($p = 0,11$) dar. In diesen Gruppen scheint das Vorhandensein einer Apparatur keinen eindeutig signifikanten Unterschied in der Erkennbarkeit zu bewirken. Insgesamt nimmt in beiden Gruppen die Erkennbarkeit bei Protokollen mit sinkender Dosis weiter ab (Abb. 14).

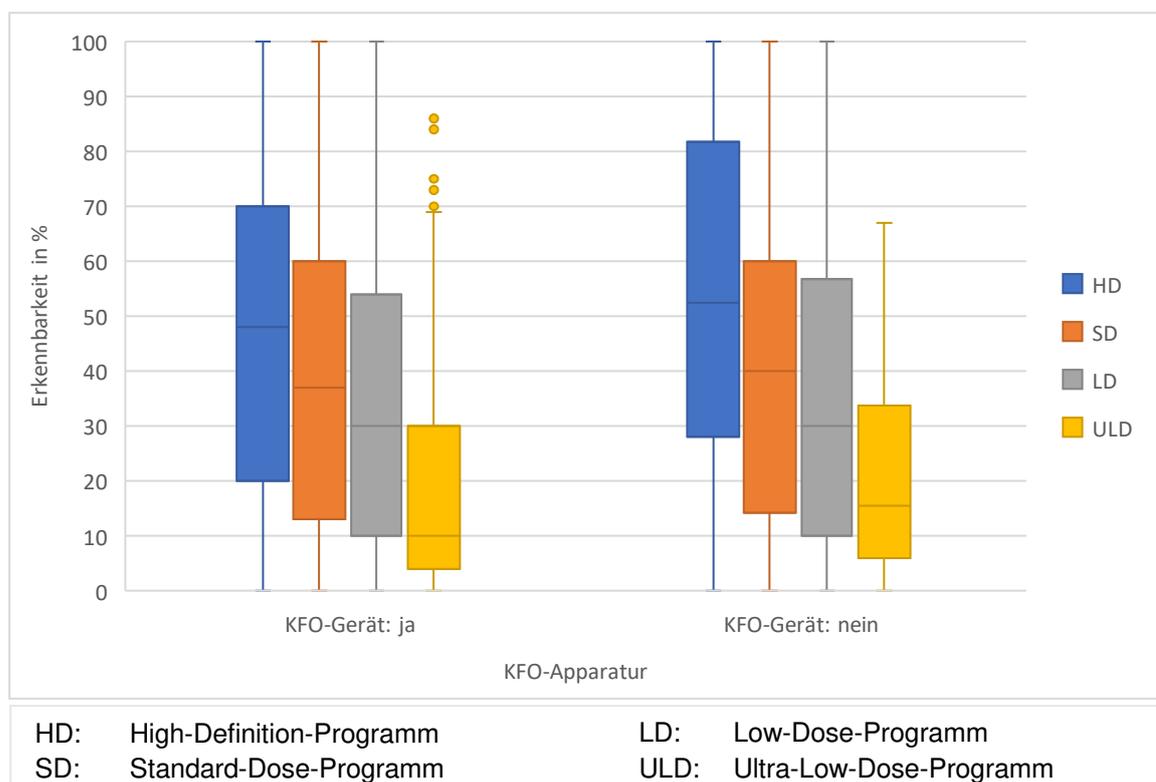


Abb. 14: Die Erkennbarkeit von Pathologien und anderen Untersuchungskriterien abhängig vom Vorhandensein einer kieferorthopädischen Apparatur und vom Modus

Die Erkennbarkeit der Pathologien und anderer Untersuchungskriterien abhängig von der Art der kieferorthopädischen Apparatur und vom Modus:

1. HD-Modus: Bei Verwendung des HD-Modus führten kieferorthopädische Apparaturen insgesamt zu signifikanten Unterschieden in der Erkennbarkeit von Pathologien bzw. anderen Untersuchungskriterien ($p < 0,001$). Wurden zwei Gruppen, die jeweils Transpalatinalbogen + Molarenbänder enthielten, verglichen, konnten jedoch keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden. Gleiches gilt für den Vergleich zwischen den Gruppen Stahl- bzw. Keramikbrackets und der Kontrollgruppe und den Gruppen mit Stahlbrackets bzw. Keramikbrackets untereinander. Wurde hingegen eine Gruppe, die einen Transpalatinalbogen + Molarenbänder enthielt, mit einer Gruppe, die nur Stahl- oder Keramikbrackets enthielt oder zur Kontrollgruppe gehörte, verglichen, waren bei einigen Konstellationen signifikante Unterschiede in der Erkennbarkeit feststellbar (Tabelle 8). Eine der Ausnahmen war in diesem Zusammenhang der Vergleich zwischen der Gruppe Transpalatinalbogen + Molarenbänder + Keramikbrackets und der Gruppe mit nur Keramikbrackets ($p = 0,172$). Des Weiteren bestanden keine signifikanten Unterschiede zwischen der Gruppe Keramikbrackets + Transpalatinalbogen + Molarenbänder und der Gruppe mit nur Keramikbrackets, der Gruppe Stahlbrackets + Transpalatinalbogen + Molarenbänder und der Gruppe mit ausschließlich Keramikbrackets sowie zwischen der Gruppe Transpalatinalbogen + Molarenbänder und der Gruppe mit lediglich Stahlbrackets.

Transpalatinalbogen + Molarenbänder	← p = 0,011 →	Kontrollgruppe
Transpalatinalbogen + Molarenbänder + Keramikbrackets	← p = 0,001 →	Stahlbrackets
Transpalatinalbogen + Molarenbänder + Keramikbrackets	← p = 0,010 →	Kontrollgruppe
Transpalatinalbogen + Molarenbänder + Stahlbrackets	← p = 0,037 →	Stahlbrackets
Transpalatinalbogen + Molarenbänder + Stahlbrackets	← p = 0,003 →	Kontrollgruppe

Tabelle 8: Signifikanzwerte der Vergleiche zwischen den verschiedenen kieferorthopädischen Behandlungsapparaturen in der Gruppe der HD-Aufnahmen

2. SD-Modus: Im SD-Modus sind die zuvor beschriebenen Aspekte weniger eindeutig. In der Gesamtstatistik haben die Ergebnisse mit $p = 0,042$ nur knapp das Signifikanzniveau von $p < 0,05$ erreicht. Keiner der einzelnen direkten Vergleiche der verschiedenen kieferorthopädischen Apparaturen führte zu signifikanten Unterschieden in der Erkennbarkeit der Pathologien.
3. LD-Modus: Im LD-Modus ergab sich in der Gesamtstatistik ein p-Wert von $p = 0,038$. Auch in diesem Fall lieferten die direkten Vergleiche zwischen den kieferorthopädischen Apparaturen keine signifikanten Ergebnisse hinsichtlich der Erkennbarkeit.
4. ULD-Modus: Weder die Gesamtstatistik ($p = 0,107$) noch die einzelnen Vergleiche ergaben signifikante Unterschiede in Bezug auf die Erkennbarkeit der Pathologien.

Abbildung 15 veranschaulicht deutlich, dass die Erkennbarkeit auch unabhängig von der kieferorthopädischen Apparatur mit sinkender Dosis (kleinerem DAP) weiter abnimmt. In der Tendenz beeinflussen Apparaturen, die einen Transpalatinalbogen und Molarenbänder beinhalten, wenn auch nicht immer signifikant, die Bildqualität negativ.

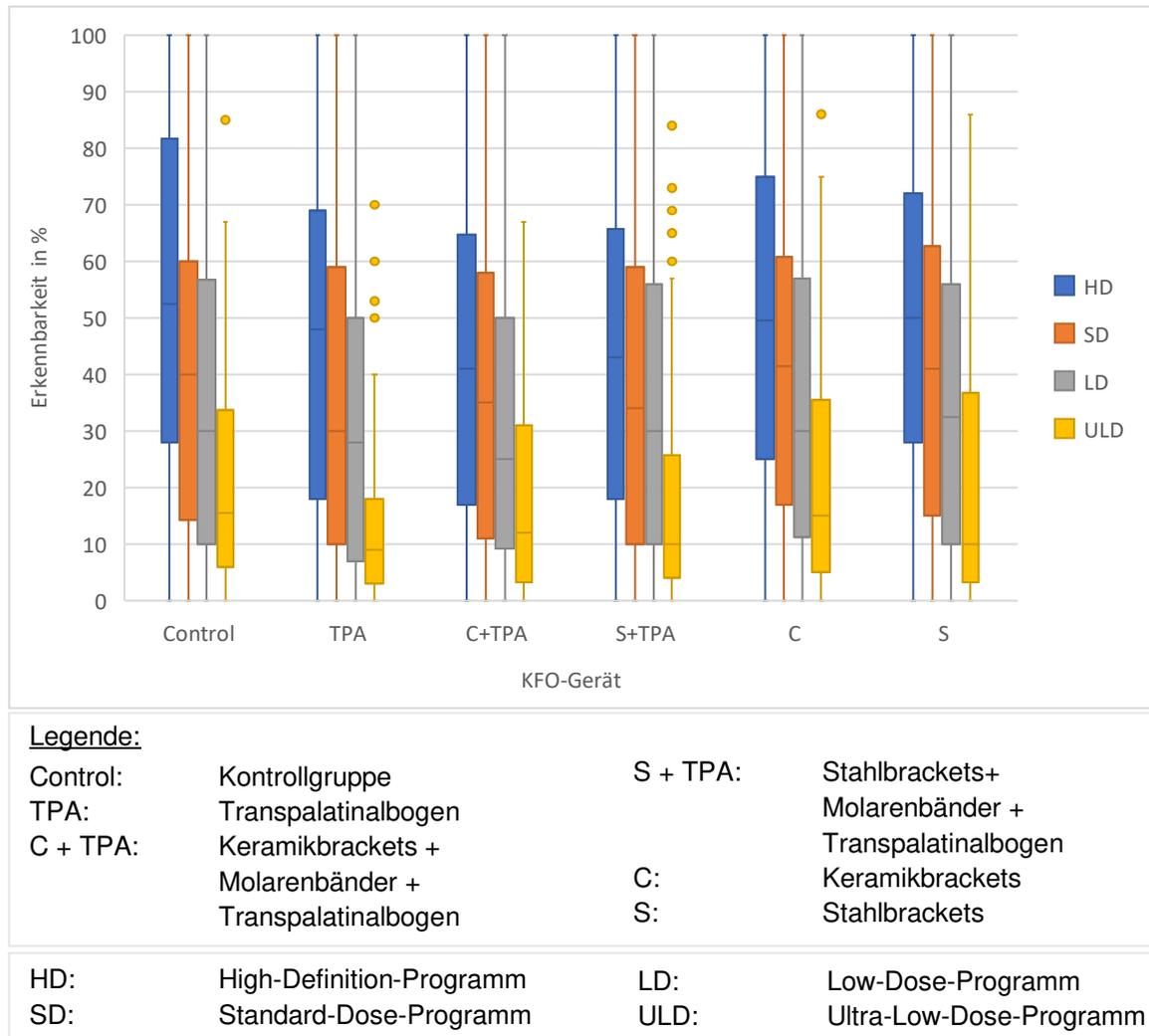


Abb. 15: Die Erkennbarkeit verschiedener Pathologien und anderer Untersuchungskriterien abhängig von der kieferorthopädischen Apparatur und vom Geräte-Modus

Die Erkennbarkeit verschiedener Pathologien bzw. anderer Untersuchungskriterien abhängig vom Vorhandensein einer kieferorthopädischen Apparatur und von der Art der Pathologie bzw. des Untersuchungskriteriums:

Die Ergebnisse zeigen, dass die Erkennbarkeit nicht bei jeder Pathologie bzw. jedem Untersuchungskriterium durch das Vorhandensein einer kieferorthopädischen Apparatur beeinflusst wird. Bei der Beurteilung der Wurzelfraktur oder der bukkalen Knochenlamelle sind keine signifikanten Unterschiede zwischen der Gruppe mit kieferorthopädischer Apparatur auf der einen Seite und derjenigen ohne kieferorthopädische Apparatur auf der anderen Seite festzustellen ($p = 0,91$ bzw. $p = 0,23$). Bei der Beurteilung der Abgrenzung des Knochenersatzmaterials bzw. des Ausmaßes der Kronenfraktur beeinträchtigen kieferorthopädische Apparaturen die Erkennbarkeit signifikant ($p = 0,04$ bzw. $p = 0,010$). Die Ergebnisse sind grafisch in Abbildung 16 dargestellt.

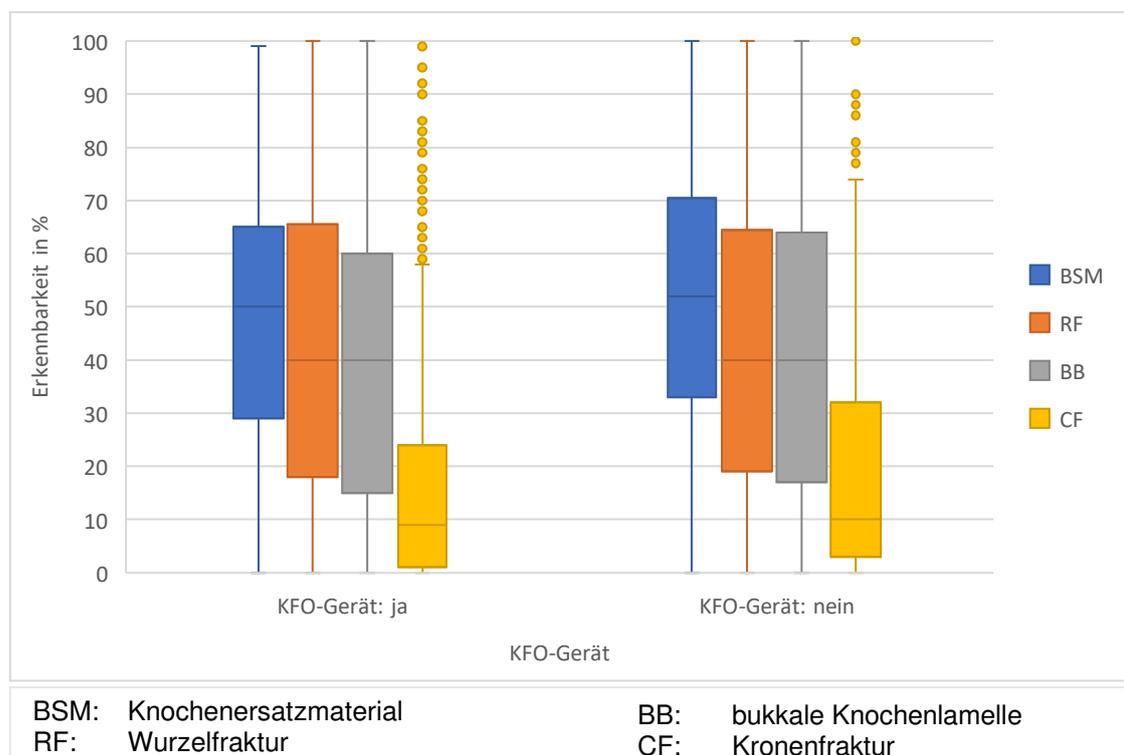


Abb. 16: Erkennbarkeit verschiedener Pathologie bzw. Untersuchungskriterien abhängig vom Vorhandensein einer kieferorthopädischen Apparatur und von der Art der Pathologie bzw. des Untersuchungskriteriums

Die Erkennbarkeit verschiedener Pathologien bzw. Untersuchungskriterien abhängig von der Art der kieferorthopädischen Apparatur und der Art der Pathologie bzw. des Untersuchungskriteriums:

Die Beurteilung der Abgrenzung der Extraktionsalveole zum Knochenersatzmaterial und die Erkennbarkeit der Kronenfraktur wurden durch einige kieferorthopädische Apparaturen signifikant beeinflusst. Sowohl für die Erkennbarkeit der Extraktionsalveole als auch für die Erkennbarkeit der Kronenfraktur ergab sich insgesamt ein p-Wert von $p < 0,001$. Für die Gruppe der Kronenfraktur ergab sich eine starke Evidenz, dass die Erkennbarkeit durch Apparaturen mit Transpalatinalbogen und Molarenbändern im Vergleich zur Kontrollgruppe oder zu den Gruppen mit ausschließlich Keramik- oder Stahlbrackets deutlich abnimmt. Bei der Abgrenzung der Extraktionsalveole zum Knochenersatzmaterial konnten signifikante Unterschiede lediglich zwischen den folgenden, in Tabelle 9 dargestellten Konstellationen festgestellt werden:

Keramikbrackets + Transpalatinalbogen + Molarenbänder	← p = 0,041 →	Keramikbrackets,
Keramikbrackets + Transpalatinalbogen + Molarenbänder	← p < 0,001 →	Stahlbrackets
Keramikbrackets + Transpalatinalbogen + Molarenbänder	← p < 0,001 →	Kontrollgruppe
Transpalatinalbogen + Molarenbänder	← p = 0,015 →	Stahlbrackets
Transpalatinalbogen + Molarenbänder	← p = 0,007 →	Kontrollgruppe

Tabelle 9: Signifikanzwerte der Vergleiche zwischen den verschiedenen kieferorthopädischen Behandlungsapparaturen in der Gruppe Knochenersatzmaterial

Die Art der kieferorthopädischen Apparatur beeinflusste die Erkennbarkeit der Wurzelfraktur oder die Mikrostruktur der bukkalen Knochenlamelle nicht signifikant.

Wie in Abbildung 17 zu erkennen ist, war die Erkennbarkeit der Kronenfraktur auch unabhängig von der kieferorthopädischen Apparatur für die Teilnehmer am

schwierigsten zu beurteilen, gefolgt von der bukkalen Knochenlamelle und der Wurzelfraktur. Am einfachsten schätzten die Teilnehmer die Erkennbarkeit der Abgrenzung des Knochenersatzmaterials zur Extraktionsalveole ein.

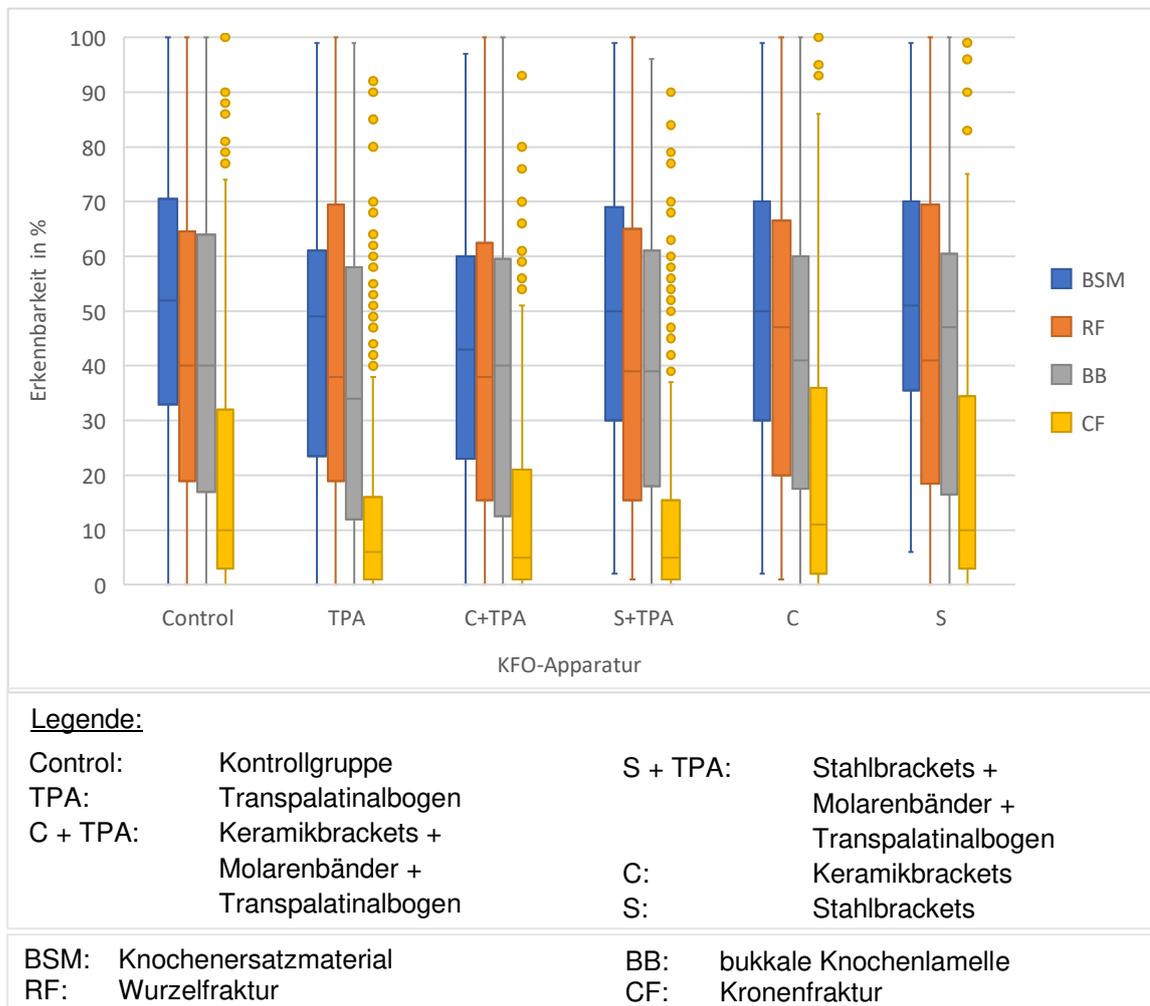


Abb. 17: Erkennbarkeit der Pathologie bzw. des Untersuchungskriteriums abhängig von der Art der kieferorthopädischen Apparatur und der Art der Pathologie bzw. des Untersuchungskriteriums

Die Erkennbarkeit der Pathologien und anderer Untersuchungskriterien abhängig vom Geräte-Modus:

Die Untersuchungen zur Erkennbarkeit der Pathologie bzw. des Untersuchungskriteriums abhängig vom Geräte-Modus ergaben, dass auch hier signifikante Unterschiede vorliegen. Im direkten Vergleich zwischen den jeweiligen Gruppen (HD, SD, LD, ULD) ergab sich für alle Vergleiche eine

Signifikanz von $p < 0,001$. Es zeigte sich, dass HD-Aufnahmen insgesamt bessere Erkennbarkeitswerte erzielten als solche, die im SD-Modus aufgenommen wurden. Letztere schnitten besser ab als Aufnahmen im LD-Modus, während diese wiederum besser erkennbar als Aufnahmen im ULD-Modus waren. Die Zusammenhänge sind in Abbildung 18 dargestellt.

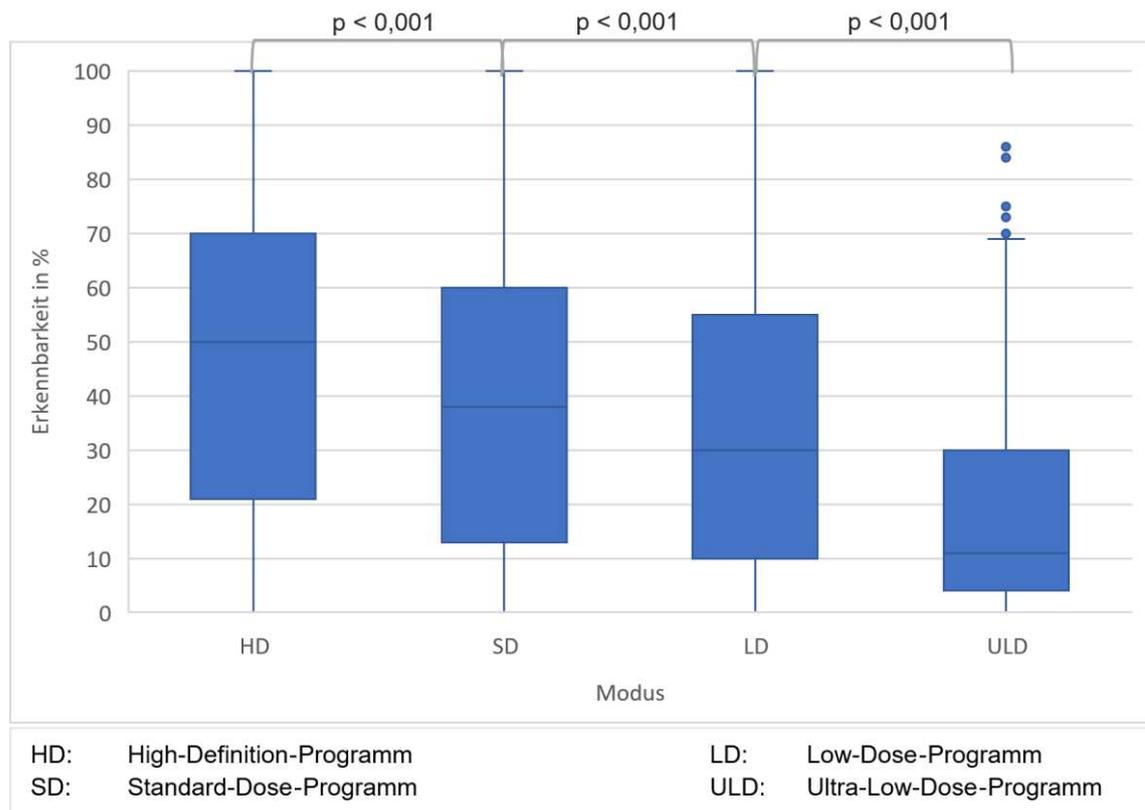


Abb. 18: Erkennbarkeit verschiedener Pathologien bzw. Untersuchungskriterien abhängig vom Geräte-Modus

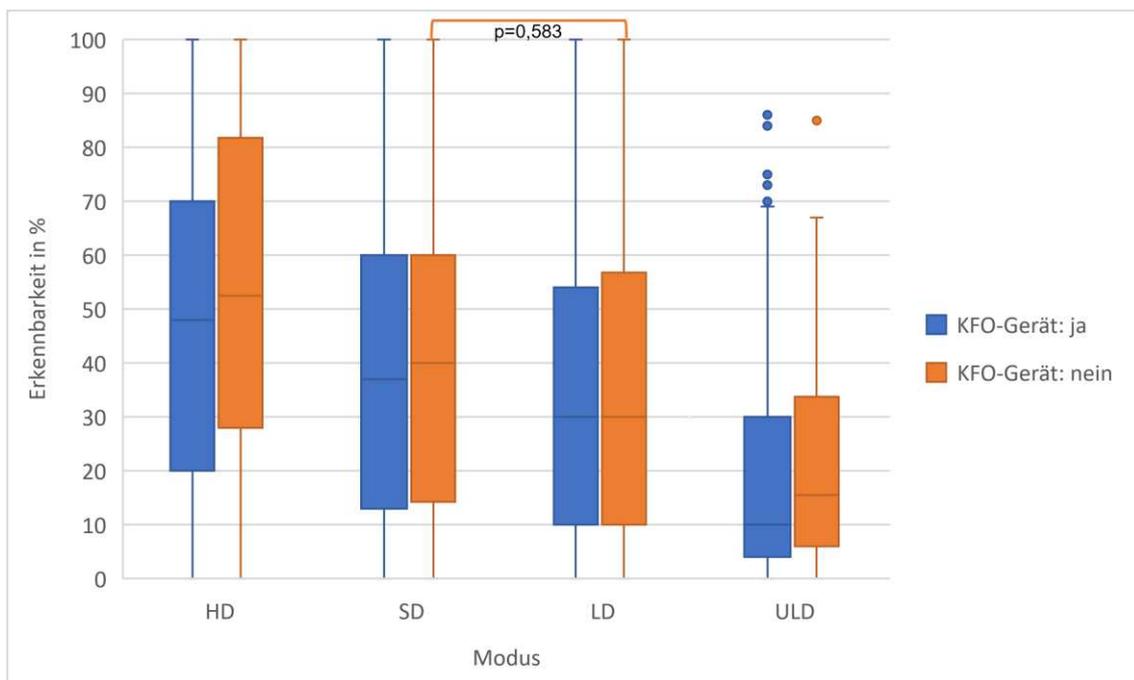
Die Erkennbarkeit der Pathologien bzw. Untersuchungskriterien abhängig vom Geräte-Modus und dem Vorhandensein einer kieferorthopädischen Apparatur:

Auffällig bei der Untersuchung der Erkennbarkeit abhängig von dem Geräte-Modus und dem Vorhandensein einer kieferorthopädischen Apparatur scheint, dass die Wahl des Aufnahme-Protokolls die Erkennbarkeit sowohl in der Gruppe ohne kieferorthopädische Apparaturen als auch in derjenigen mit kieferorthopädischen Apparaturen wesentlich beeinflusst. Einzig der Vergleich zwischen den Modi LD und SD ohne das Beisein einer kieferorthopädischen

Apparatur führt zu keinen eindeutigen Unterschieden in der Erkennbarkeit (Tabelle 10 und Abb. 19).

DVT-Modi	Signifikanz (p-Wert) Vergleich der Modi ohne KFO-Apparatur in situ	Signifikanz (p-Wert) Vergleich der Modi mit KFO- Apparatur in situ
ULD-LD	< 0,001	< 0,001
ULD-SD	< 0,001	< 0,001
ULD-HD	< 0,001	< 0,001
LD-SD	0,583	< 0,001
LD-HD	< 0,001	< 0,001
SD-HD	< 0,001	< 0,001

Tabelle 10: Die Erkennbarkeit der Pathologien bzw. Untersuchungskriterien abhängig von dem Geräte-Modus und dem Vorhandensein einer kieferorthopädischen Apparatur



Legende:

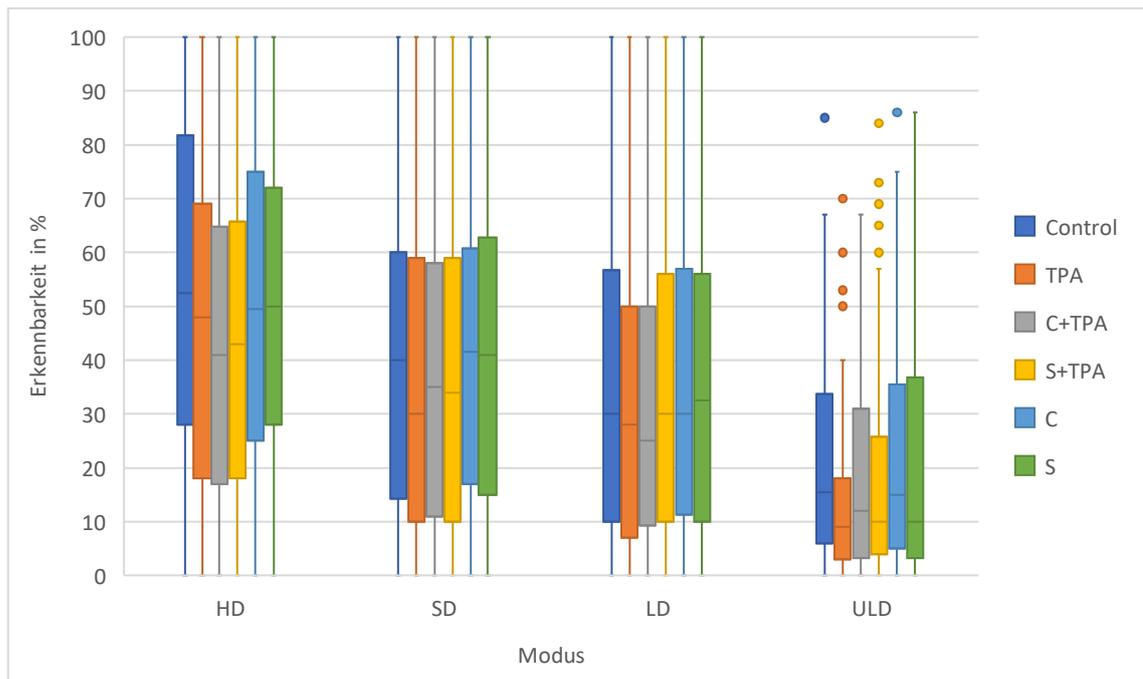
HD: High-Definition-Programm
SD: Standard-Dose-Programm

LD: Low-Dose-Programm
ULD: Ultra-Low-Dose-Programm

Abb. 19: Die Erkennbarkeit der Pathologien bzw. Untersuchungskriterien abhängig von dem Geräte-Modus und dem Vorhandensein einer kieferorthopädischen Apparatur

Die Erkennbarkeit der Pathologien bzw. Untersuchungskriterien abhängig vom Geräte-Modus und der Art der kieferorthopädischen Apparatur:

Unterteilt man innerhalb der einzelnen Gruppen der DVT-Geräte-Modi weiter nach den Arten der verschiedenen kieferorthopädischen Apparaturen-Konstellationen, stellt man fest, dass auch hier weitestgehend signifikante Unterschiede in der Erkennbarkeit vorhanden sind. Der direkte Vergleich zwischen den Gruppen LD- und SD-Modus führte bei den KFO-Apparaturen-Konstellationen und der Kontrollgruppe zu keinen signifikanten Unterschieden. Als einzige Ausnahme erreichte der Vergleich zwischen LD- und SD-Modus in der Gruppe mit Stahlbrackets mit $p = 0,049$ knapp das Signifikanzniveau. Zwischen den Vergleichgruppen SD- und HD-Modus in der Kategorie Transpalatinalbogen inklusive Molarenbändern und Keramikbrackets kam es zu keinen statistisch belegbaren Unterschieden. Abgesehen davon führten alle Vergleiche zu signifikanten Unterschieden zwischen den verschiedenen Modi. Insgesamt nahm die Erkennbarkeit unabhängig von der kieferorthopädischen Apparatur mit sinkender Dosis immer weiter ab. Konstellationen mit Transpalatinalbogen und Molarenbändern führten in allen Gruppen relativ gesehen zu einer Herabsetzung der Erkennbarkeit im Vergleich zur Kontrollgruppe. Weniger eindeutig scheinen die Unterschiede im direkten Vergleich zwischen der Kontrollgruppe und der Gruppe mit ausschließlich Stahl- oder Keramikbrackets (Abb. 20).

Legende:

HD: High-Definition-Programm

SD: Standard-Dose-Programm

LD: Low-Dose-Programm

ULD: Ultra-Low-Dose-Programm

Control: Kontrollgruppe
 TPA: Transpalatinalbogen
 C + TPA: Keramikbrackets +
 Molarenbänder +
 Transpalatinalbogen

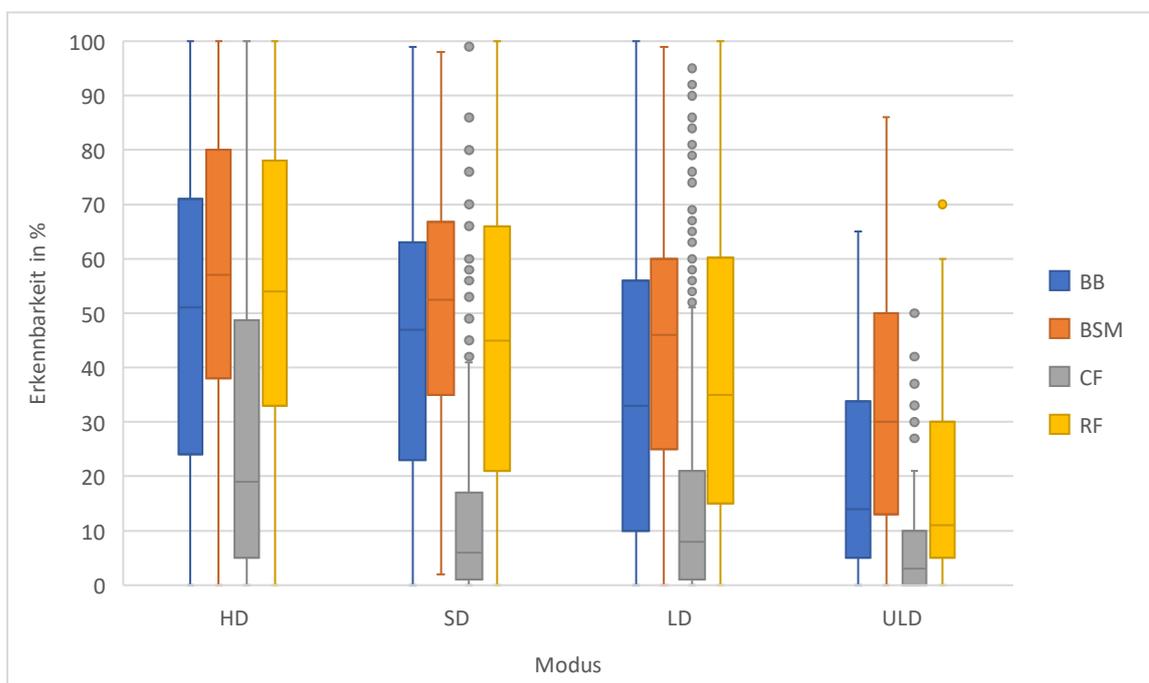
S + TPA: Stahlbrackets+
 Molarenbänder +
 Transpalatinalbogen
 C: Keramikbrackets
 S: Stahlbrackets

Abb.20: Erkennbarkeit der Pathologie oder des Untersuchungskriteriums abhängig vom Geräte-Modus und der kieferorthopädischen Apparatur

Die Erkennbarkeit verschiedener Pathologien bzw. Untersuchungskriterien abhängig vom Geräte-Modus und der Art der Pathologie bzw. des Untersuchungskriteriums:

Die Möglichkeit der Erkennbarkeit und Beurteilung der bukkalen Knochenlamelle unterschied sich mit Ausnahme des direkten Vergleichs zwischen SD- und HD-Modus abhängig vom Gerätemodus signifikant ($p < 0,001$). Auch die Erkennbarkeit der Kronenfraktur war signifikant abhängig vom Gerätemodus ($p < 0,001 - p = 0,015$). Lediglich zwischen dem LD- und SD-Modus waren keine signifikanten Unterschiede zu detektieren. Für die Erkennbarkeit der Wurzelfraktur sowie der mit Knochenersatzmaterial gefüllten Extraktionsalveole

führen alle direkten Vergleiche der verschiedenen Modi zu signifikanten Ergebnissen. Abbildung 21 verdeutlicht die zuvor schon beschriebenen Zusammenhänge deutlich: Die Erkennbarkeit nimmt unabhängig von der Art der Pathologie mit sinkender Dosis (Dosis-sparende Programme) immer weiter ab. Außerdem ist auffällig, dass die Erkennbarkeit der Kronenfraktur deutlich schwieriger eingeschätzt wurde als die Erkennbarkeit der anderen Pathologien oder Untersuchungskriterien. Hierbei hob sich der HD-Modus eindeutig von den anderen Geräte-Modi ab.



Legende:

HD: High-Definition-Programm
SD: Standard-Dose-Programm

LD: Low-Dose-Programm
ULD: Ultra-Low-Dose-Programm

BSM: Knochenersatzmaterial
RF: Wurzelfraktur

BB: bukkale Knochenlamelle
CF: Kronenfraktur

Abb. 21: Erkennbarkeit der Pathologie oder des Untersuchungskriteriums abhängig von dem Geräte-Modus und der Art der Pathologie

Die Erkennbarkeit verschiedener Pathologien bzw. Untersuchungskriterien abhängig von dem Geräte-Modus und der Voxelgröße:

Im Folgenden werden die unterschiedlichen Geräte-Modi (HD, SD, LD, ULD) in Abhängigkeit der Voxelgröße verglichen. Bei Aufnahmen mit der Voxelgröße 0,12 mm gab es keine signifikanten Unterschiede zwischen den Modi LD und SD. Auch bei Aufnahmen der Voxelgrößen 0,2 mm und 0,3 mm waren – anders als bei dem Vergleich zwischen dem SD- und dem HD-Modus ($p < 0,001$) – keine signifikanten Unterschiede zwischen dem LD- und dem SD-Modus festzustellen; wohingegen es bei Aufnahmen der Voxelgröße 0,16 mm jeweils signifikante Unterschiede ($p < 0,001$) zwischen den verwendeten Modi HD, SD, und ULD gab. Bei Aufnahmen mit der Voxelgröße 0,4 mm ergab die Analyse keine signifikanten Unterschiede zwischen dem LD- und dem ULD-Modus. Die Ergebnisse sind grafisch in Abbildung 22 dargestellt.

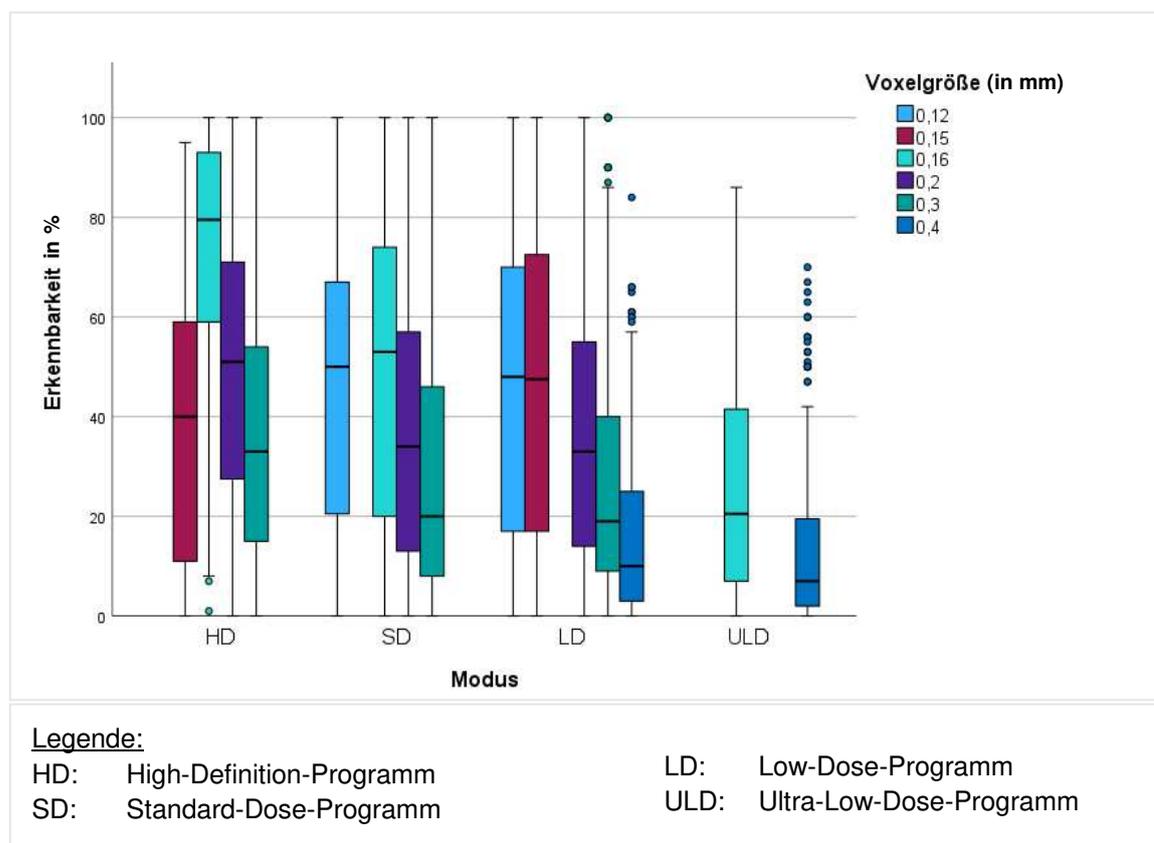


Abb. 22: Die Erkennbarkeit verschiedener Pathologien bzw. Untersuchungskriterien abhängig von dem Geräte-Modus und der Voxelgröße

Die Erkennbarkeit verschiedener Pathologien bzw. Untersuchungskriterien abhängig von der Voxelgröße und dem Geräte-Modus:

Zusätzlich zum Gerätemodus, der anhand des Dosisflächenproduktes kategorisiert wurde, hatte auch die gewählte Voxelgröße einen Einfluss auf die Erkennbarkeit der Pathologien. In allen Modi konnten signifikante Unterschiede zwischen den verschiedenen Voxelgrößen festgestellt werden ($p < 0,001$). Ausnahmen waren der Vergleich zwischen den Voxelgrößen 0,15 mm und 0,3 mm im HD-Modus ($p = 1,000$), der Voxelgrößen 0,12 mm und 0,16 mm im SD-Modus ($p = 1,000$) und der Voxelgrößen 0,12 mm und 0,15 mm im LD-Modus ($p = 1,000$). Im ULD-Modus hatte die Verkleinerung der Voxelgröße von 0,4 mm auf 0,16 mm einen signifikanten Einfluss auf die Erkennbarkeit der Pathologie. In einem Großteil der Fälle führte die Verkleinerung der Voxelgröße auch zu einer besseren Erkennbarkeit. Eine Ausnahme stellte z. B. die Erkennbarkeit im HD-Modus dar. Hier wurde die Aufnahme mit der Voxelgröße 0,15 mm tendenziell schlechter eingeschätzt als die mit der Voxelgröße 0,16 mm. Wie in Abbildung 23 zu erkennen, führte auch im SD- und im LD-Modus die Verkleinerung der Voxelgröße von 0,16 mm bzw. von 0,15 mm auf 0,12 mm zu keiner signifikanten Verbesserung der Erkennbarkeit.

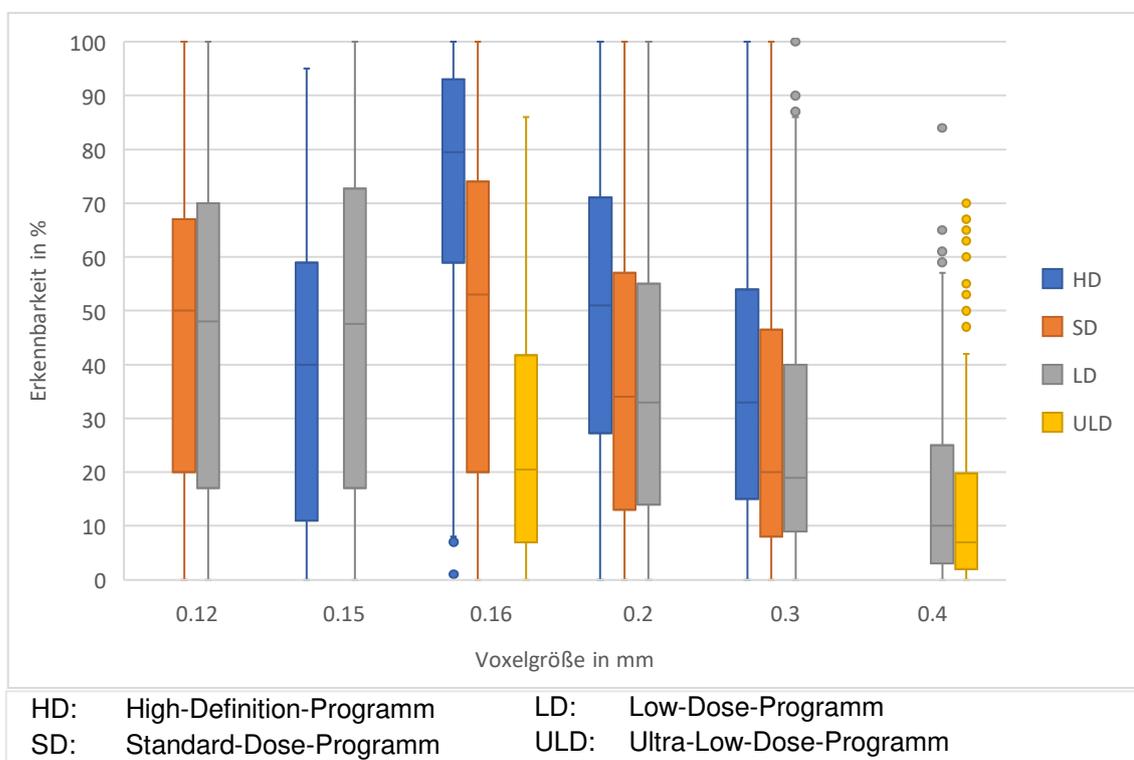


Abb. 23: Die Erkennbarkeit verschiedener Pathologien bzw. Untersuchungskriterien abhängig von der Voxelgröße und dem Geräte-Modus

Die Erkennbarkeit verschiedener Pathologien bzw. Untersuchungskriterien abhängig von der Voxelgröße und dem Geräte-Modus mit und ohne kieferorthopädische Apparaturen in situ:

Betrachtet man die Gruppen mit bzw. ohne kieferorthopädische Apparaturen separat voneinander, fallen weitere Auffälligkeiten auf.

Im HD-Modus mit kieferorthopädischen Apparaturen sind die Unterschiede in der Erkennbarkeit zwischen den Voxelgrößen – mit Ausnahme des Vergleichs zwischen den Voxelgrößen 0,15 mm und 0,3 mm – signifikant. Nach Entfernung der Apparatur ergibt sich zusätzlich kein signifikanter Unterschied zwischen den Voxelgrößen 0,2 mm und 0,3 mm bzw. 0,15 mm und 0,2 mm.

Im SD-Modus zeigt sich ein ähnliches Phänomen. Auch hier ändert sich die Erkennbarkeit nach Entfernung der Apparatur – zusätzlich zum Vergleich der Voxelgrößen 0,16 mm und 0,12 mm – auch zwischen den Voxelgrößen 0,2 mm und 0,3 mm bzw. 0,2 mm und 0,16 mm nicht signifikant.

Vergleicht man die Voxelgrößen innerhalb des LD-Modus, so sind die Unterschiede in der Erkennbarkeit bei eingesetzten kieferorthopädischen Apparaturen in fast jedem Fall signifikant. Eine Ausnahme stellt hier der Vergleich zwischen den Voxelgrößen 0,12 mm und 0,15 mm dar. Ohne kieferorthopädische Apparaturen in situ führen auch die Vergleiche zwischen den Voxelgrößen 0,3 mm und 0,4 mm, den Voxelgrößen 0,2 mm und 0,12 mm sowie den Voxelgrößen 0,15 mm und 0,2 mm zu keinen signifikanten Unterschieden in Bezug auf die Erkennbarkeit der Pathologien und andere Untersuchungskriterien.

Im ULD-Modus sind sowohl mit kieferorthopädischen Apparaturen als auch ohne solche Apparaturen die Unterschiede zwischen den Voxelgrößen 0,16 mm und 0,4 mm signifikant.

Die Abbildung 24 stellt die beschriebenen Ergebnisse grafisch dar.

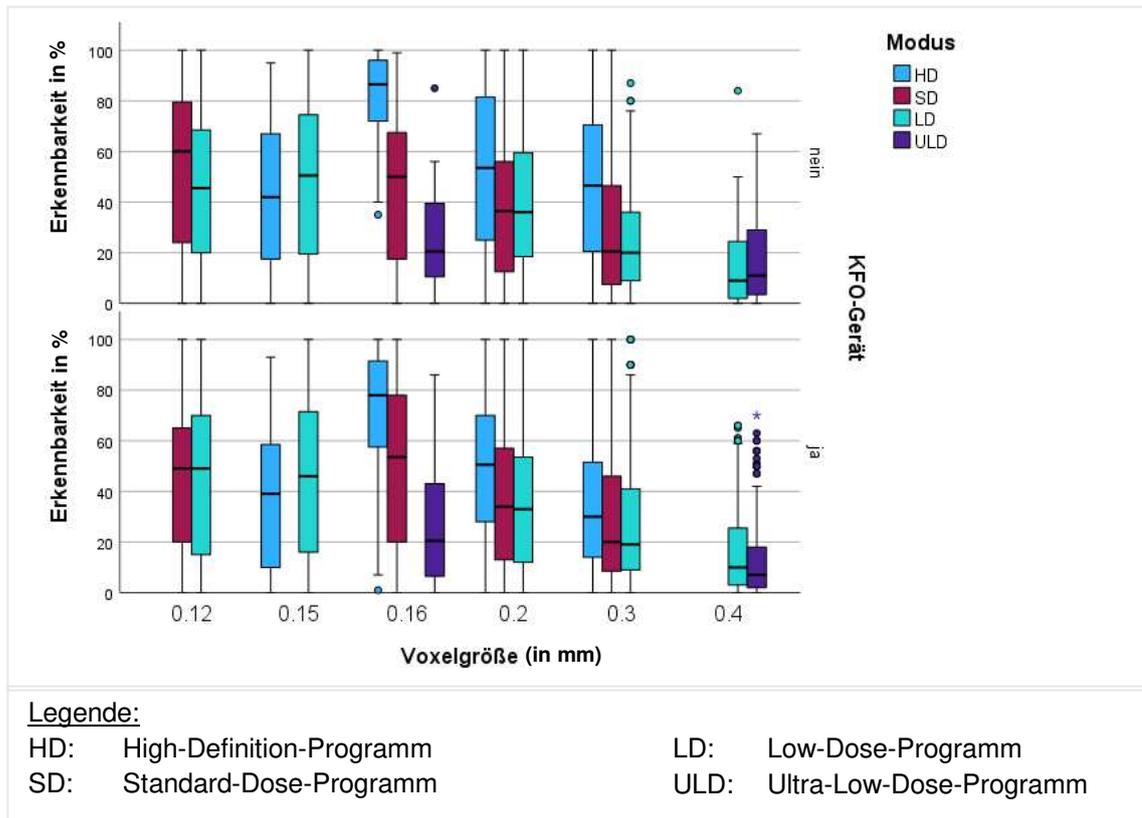


Abb. 24: Die Erkennbarkeit verschiedener Pathologien bzw. Untersuchungskriterien abhängig von der Voxelgröße und dem Geräte-Modus mit und ohne kieferorthopädische Apparaturen in situ

Die Erkennbarkeit verschiedener Pathologien bzw. Untersuchungskriterien abhängig von dem DVT-Geräte-Modus und dem DVT-Gerät:

Aufgrund der Tatsache, dass nicht alle Geräte über die gleichen Modi verfügen, sind nicht für sämtliche DVT-Geräte und Modi Daten verfügbar. Die Aufnahmen des Gerätes 3D Accuitomo 170 können nur dem HD-Modus zugeordnet werden, die Aufnahmen des Gerätes Newtom VGi evo nur dem LD-Modus. Daher können keine Aussagen gemacht werden, inwiefern sich die Erkennbarkeit zwischen den Modi innerhalb dieser Geräte unterscheidet. Bei dem DVT-Gerät Planmeca Promax 3D fiel auf, dass keine signifikanten Unterschiede zwischen den Modi SD und HD vorhanden waren ($p = 1,000$). Die Erkennbarkeit der Aufnahmen, die mit dem DVT-Gerät der Marke Sirona Orthophos SL 3D im SD- oder LD-Modus aufgenommen wurden, war nicht signifikant unterschiedlich ($p = 0,286$). Auch Aufnahmen, die mit dem DVT-Gerät Vatech PaxDuo 3D im SD- bzw. HD-Modus erstellt wurden, unterschieden sich hinsichtlich der Erkennbarkeit nicht signifikant

voneinander ($p = 0,237$). Im direkten Vergleich der übrigen Modi der untersuchten DVT-Geräte konnten hingegen – wie in Abbildung 25 zu erkennen – signifikante Unterschiede festgestellt werden.

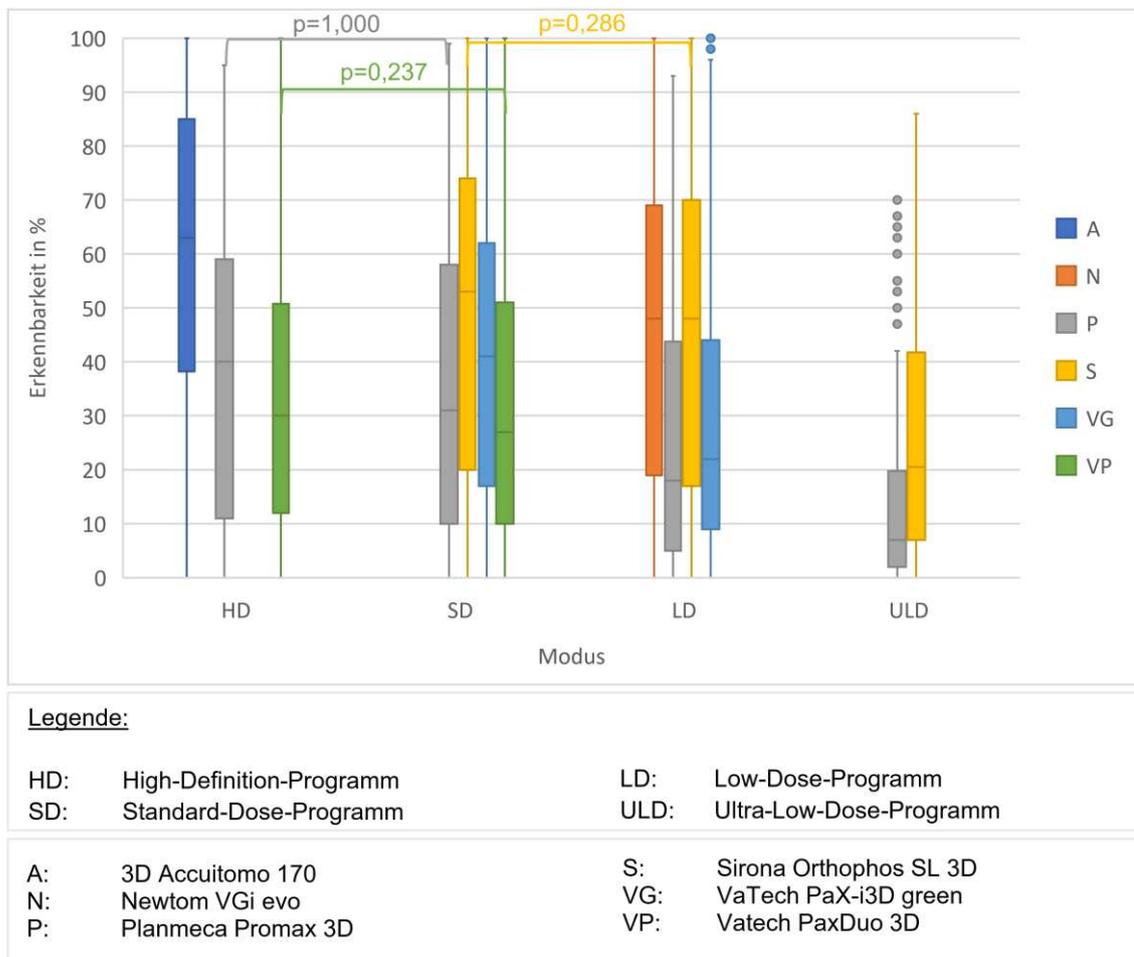


Abb. 25: Erkennbarkeit der Pathologie oder des Untersuchungskriteriums abhängig von dem Geräte-Modus und dem DVT-Gerät

Die Erkennbarkeit verschiedener Pathologien bzw. Untersuchungskriterien abhängig von dem DVT-Geräte-Modus, dem Vorhandensein einer kieferorthopädischen Apparatur und dem Untersuchungskriterium bei den einzelnen DVT-Geräten:

Im Folgenden wird detaillierter auf die verschiedenen DVT-Geräte eingegangen. Einen grafischen Überblick über die hier beschriebenen Ergebnisse ermöglicht auch Abbildung 26.

1. 3D Accuitomo 170: Bei den Aufnahmen des DVT-Gerätes der Firma Accuitomo ergab die statistische Analyse signifikante Unterschiede zwischen der Gruppe mit kieferorthopädischen Apparaturen und der Kontrollgruppe für alle Pathologien, mit Ausnahme der Erkennbarkeit der Wurzelfraktur. Hier bestanden keine signifikanten Unterschiede zwischen der Gruppe mit kieferorthopädischen Apparaturen und der Kontrollgruppe.
2. Newtom VGi evo: Der Vergleich der Gruppe mit kieferorthopädischen Apparaturen und der Kontrollgruppe ergab bei diesem DVT-Gerät, abgesehen von der Abgrenzbarkeit des Knochenersatzmaterials von der Extraktionsalveole, keine signifikanten Unterschiede.
3. Planmeca Promax 3D: Im HD-, SD- oder LD-Modus des DVT-Gerätes der Marke Planmeca gab es bei keiner der Untersuchungskriterien statistisch eindeutige Unterschiede in der Erkennbarkeit, wenn man die Gruppe mit kieferorthopädischen Apparaturen mit der Gruppe ohne kieferorthopädische Apparaturen verglich. Lediglich im ULD-Modus waren signifikante Unterschiede in der Erkennbarkeit der Kronenfraktur deutlich. In diesem Fall verschlechterten die Apparaturen die Erkennbarkeit signifikant.

Im Folgenden wird der Einfluss des Modus auf die Erkennbarkeit, für den Behandlungsfall mit kieferorthopädischen Apparaturen in situ, beschrieben. Bei der Untersuchung der mit Knochenersatzmaterial gefüllten Alveole und der bukkalen Knochenlamelle gab es signifikante Unterschiede in der Erkennbarkeit zwischen den verschiedenen DVT-Modi – mit Ausnahme des direkten Vergleichs zwischen dem SD- und HD-Modus. Bei der Wurzelfraktur führten die Vergleiche zwischen dem LD- und dem SD-Modus, dem SD- und dem HD-Modus sowie dem LD- und dem HD-Modus zu keinen signifikanten Unterschieden. Bei der ohnehin schwer zu erkennenden Kronenfraktur beeinflusste der Geräte-Modus die Erkennbarkeit nicht eindeutig. Die Zusammenhänge sind in der Tabelle 11 zusammengefasst. Ohne kieferorthopädische Apparaturen konnten – abgesehen von der Erkennbarkeit des bukkalen Knochenangebotes – nur

in wenigen Fällen signifikante Unterschiede zwischen den Modi ermittelt werden. Die Ergebnisse sind in Tabelle 12 dargestellt.

	Bukkaler Knochen (p-Wert)	Knochenersatzmaterial (p-Wert)	Kronenfraktur (p-Wert)	Wurzelfraktur (p-Wert)
ULD-LD	< 0,001	< 0,001	1,000	< 0,001
ULD-SD	< 0,001	< 0,001	1,000	< 0,001
ULD-HD	< 0,001	< 0,001	0,640	< 0,001
LD-SD	< 0,001	0,014	1,000	1,000
LD-HD	< 0,001	0,001	1,000	0,549
SD-HD	0,214	1,000	1,000	1,000

Tabelle 11: Paarweise Vergleich der Signifikanzwerte der Geräte-Modi beim Planmeca ProMax 3D mit eingesetzten kieferorthopädischen Apparaturen

	Bukkaler Knochen (p-Wert)	Knochenersatzmaterial (p-Wert)	Kronenfraktur (p-Wert)	Wurzelfraktur (p-Wert)
ULD-LD	0,945	1,000	1,000	1,000
ULD-SD	0,002	0,230	1,000	0,882
ULD-HD	< 0,001	0,81	1,000	0,030
LD-SD	0,019	0,241	1,000	1,000
LD-HD	< 0,001	0,066	1,000	0,170
SD-HD	1,000	1,000	1,000	1,000

Tabelle 12: Paarweise Vergleich der Signifikanzwerte der Geräte-Modi beim Planmeca ProMax 3D ohne eingesetzte kieferorthopädische Apparaturen

4. Sirona Orthophos SL 3D: Auch bei diesem DVT-Gerät beeinflusste die kieferorthopädische Apparatur die Erkennbarkeit der einzelnen Pathologien weder im SD-Modus noch in den Modi LD sowie ULD signifikant.

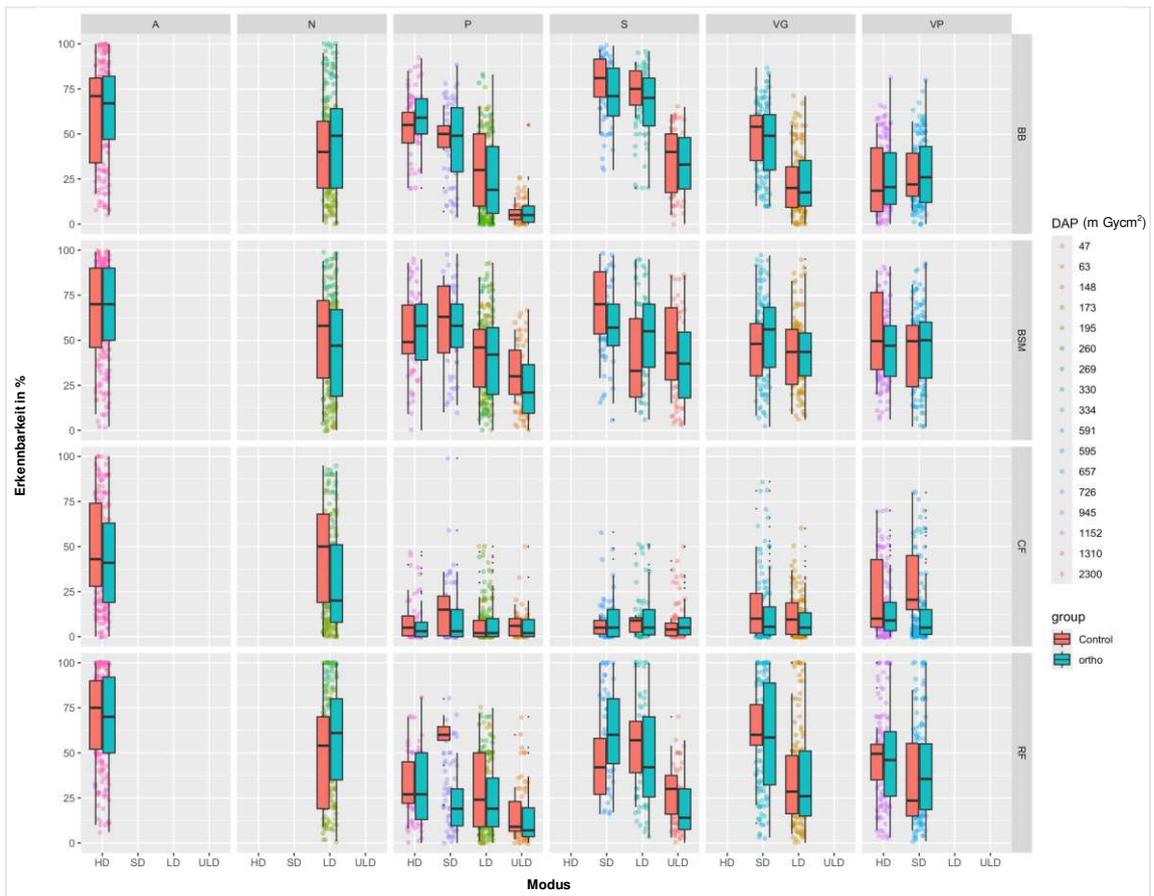
Die Vergleiche der verschiedenen Geräte-Modi in der Gruppe mit kieferorthopädischen Apparaturen ergaben lediglich signifikante p-Werte beim Vergleich der Modi ULD-LD und SD-ULD bei der Erkennbarkeit der bukkalen Knochenlamelle, der Modi SD-ULD bei der Erkennbarkeit der Abgrenzung des Knochenersatzmaterials zur Extraktionsalveole sowie der Modi SD-ULD und ULD-LD bei der Erkennbarkeit der Wurzelfraktur. Ohne eingesetzte kieferorthopädische Apparatur bestanden nur signifikante Unterschiede bei der Erkennbarkeit des bukkalen Knochenangebotes zwischen den Modi ULD-SD und ULD-LD.

5. VaTech PaX-i3D green: Einen Einfluss hatte die kieferorthopädische Apparatur lediglich bei der Erkennbarkeit der Kronenfraktur im SD-Modus.

Im Vergleich der Modi SD und LD fiel auf, dass der eingestellte Modus bei eingesetzter kieferorthopädischer Apparatur die Erkennbarkeit signifikant beeinflusste; ausgenommen hiervon war die Kronenfraktur, bei der es zwischen den Modi keine ausgeprägten Unterschiede gab. Anders stellte sich die Situation in der Kontrollgruppe (ohne kieferorthopädische Apparaturen) dar. Nur bei der Erkennbarkeit der Kronenfraktur und der bukkalen Knochenlamelle konnten signifikante Unterschiede zwischen dem LD- und dem SD-Modus ermittelt werden.

6. Vatech PaxDuo 3D: Bei Verwendung dieses Gerätes führten kieferorthopädische Apparaturen zu keiner signifikanten Verschlechterung der Erkennbarkeit.

Für die Beurteilbarkeit der einzelnen Pathologien führte auch der Wechsel des Geräte-Modus von SD auf HD weder in der Gruppe mit kieferorthopädischen Apparaturen noch in derjenigen ohne kieferorthopädische Apparaturen zu signifikanten Verbesserungen der Erkennbarkeit. Eine einzige Ausnahme stellte die Erkennbarkeit der Wurzelfraktur mit kieferorthopädischer Apparatur in situ dar.

Legende:

HD: High-Definition-Programm
SD: Standard-Dose-Programm

LD: Low-Dose-Programm
ULD: Ultra Low-Dose-Programm

BSM: Knochenersatzmaterial
RF: Wurzelfraktur

BB: bukkale Knochenlamelle
CF: Kronenfraktur

A: 3D Accuitomo 170
N: Newtom VGi evo
P: Planmeca Promax 3D

S: Sirona Orthophos SL 3D
VG: VaTech PaX-i3D green
VP: Vatech PaxDuo 3D

Control: ohne kieferorthopädische Apparatur
Ortho: mit kieferorthopädischer Apparatur

DAP: Dosisflächenprodukt (in mGy cm²)

Abb. 26: Die Erkennbarkeit verschiedener Pathologien bzw. Untersuchungskriterien abhängig von dem DVT-Geräte-Modus, dem Vorhandensein einer kieferorthopädischen Apparatur und dem Untersuchungskriterium bei den einzelnen DVT-Geräten (dieses Diagramm wurde freundlicherweise von Prof. Dr. Kathrin Becker zur Verfügung gestellt)

Die Erkennbarkeit verschiedener Pathologien bzw. Untersuchungskriterien abhängig von dem Dosisflächenprodukt, dem Vorhandensein einer kieferorthopädischen Apparatur und dem Untersuchungskriterium bei den einzelnen DVT-Geräten:

In Abbildung 27 wird die Einteilung der DVT-Aufnahmen – anstatt anhand des Geräte-Modus – anhand des DAP vorgenommen. Auffällig war, dass das Vorhandensein einer Apparatur innerhalb der Gruppe eines DVT-Gerätes und eines Dosisflächenproduktes meist keinen signifikanten Einfluss auf die Erkennbarkeit der einzelnen Pathologien bzw. Untersuchungskriterien hatte. Nur bei drei der sechs untersuchten DVT-Geräte ergaben sich nach Entfernung der kieferorthopädischen Apparatur in einzelnen, in Tabelle 13 dargestellten Konstellationen signifikante Verbesserungen der Beurteilbarkeit der Röntgenbilder.

DVT-Gerät	DAP (in mGy cm ²)	Pathologie/ Untersuchungskriterium	p-Wert
<i>3D Accuitomo 170</i>	1310	Mikrostruktur der bukkalen Knochenlamelle	< 0,001
		Abgrenzbarkeit des Knochenersatzmaterials	< 0,001
		Kronenfraktur	0,002
	2300	Mikrostruktur der bukkalen Knochenlamelle	0,004
		Kronenfraktur	0,007
<i>Planmeca Promax 3D</i>	63	Kronenfraktur	0,023
	260	Mikrostruktur der bukkalen Knochenlamelle	0,008
	269	Wurzelfraktur	0,015
<i>VaTech PaX-i3D green</i>	591	Kronenfraktur	0,011

Tabelle 13: Die Tabelle zeigt die Konstellationen, bei denen es durch die Entfernung der kieferorthopädischen Apparatur zu einer signifikanten Verbesserung der Erkennbarkeit der Pathologien kam

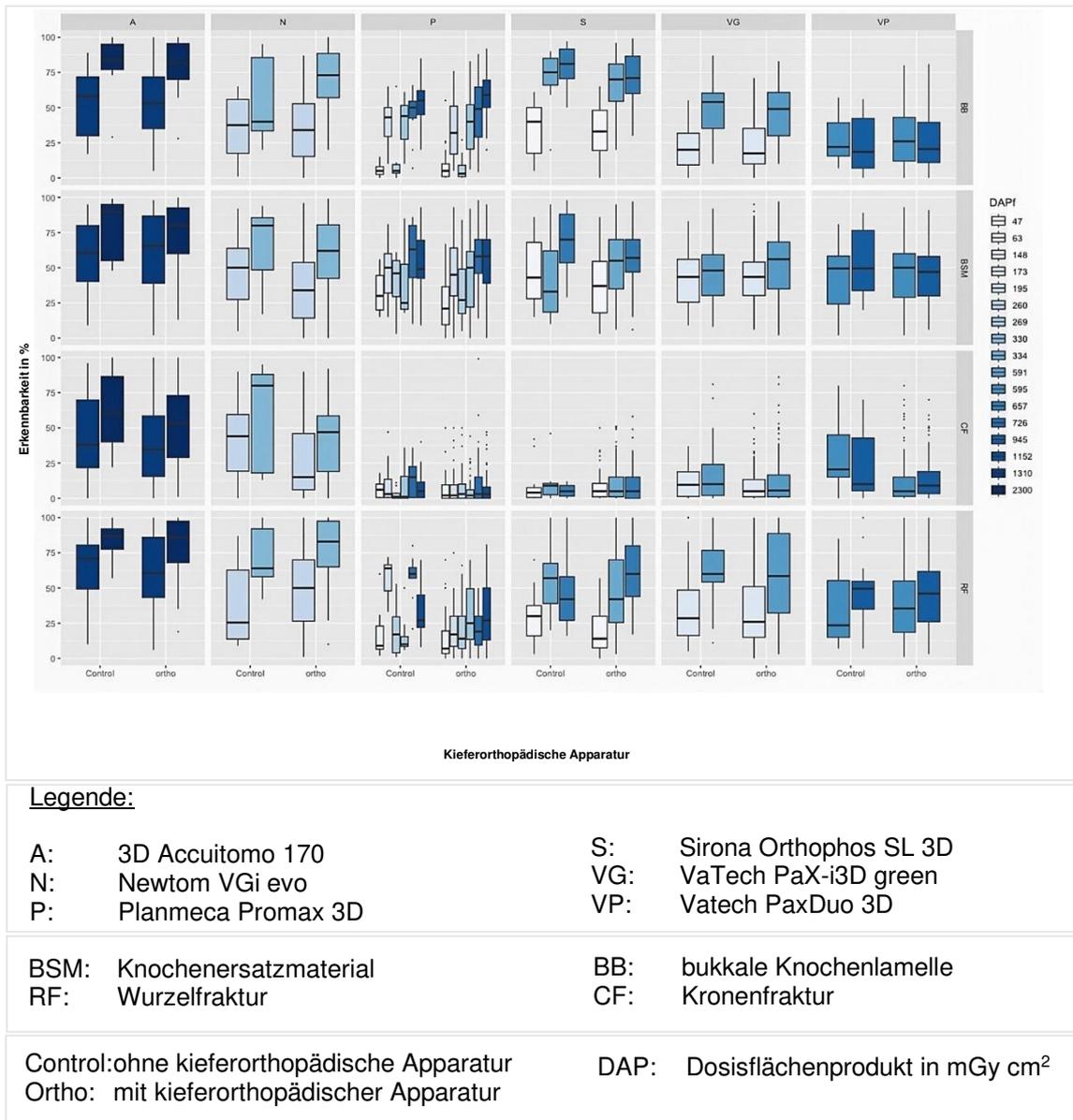


Abb. 27: Die Erkennbarkeit verschiedener Pathologien bzw. Untersuchungskriterien abhängig von dem Dosisflächenprodukt, dem Vorhandensein einer kieferorthopädischen Apparatur und dem Untersuchungskriterium bei den einzelnen DVT-Geräten (dieses Diagramm wurde freundlicherweise von Prof. Dr. Kathrin Becker zur Verfügung gestellt)

4 Diskussion

Hauptziel der Studie war es, herauszufinden, ob kieferorthopädische Apparaturen einen Einfluss auf die Auswertbarkeit von DVT-Aufnahmen hinsichtlich verschiedener medizinischer Fragestellung aufweisen, aber auch, ob die Verwendung dosissparender Programme während einer kieferorthopädischen Behandlung eine noch ausreichende Bildqualität für die Befundung verschiedener Pathologien gewährleistet.

4.1 Methodendiskussion

Da eine Versuchsreihe am lebenden, jugendlichen Patienten wegen der wiederholten Strahlenbelastung ethisch nicht vertretbar ist, musste für die Studie auf ein Versuchsphantom, wie es im Material- und Methodenteil beschrieben steht, zurückgegriffen werden. Dieser Umstand führt dementsprechend auch zu unvermeidlichen Limitationen der Studie. Ein Faktor, der die Bildauflösung stark beeinflusst, ist die Tatsache, dass gerade Kinder und Jugendliche während der Exposition nie vollständig stillstehen und es somit zu Bewegungsartefakten kommt. Wegen der starren Positionierung des Schädel-Phantoms in den verschiedenen DVT-Geräten wurde dieser Aspekt, der zu einer deutlich verschlechterten Bildqualität führen kann, vollständig ausgeschlossen.

Außerdem wurde für die Erstellung des Schädelphantoms – aufgrund der erschwerten Zugänglichkeit zu pädiatrischen Schädeln – der knöcherne Schädel eines adulten Patienten verwendet. Auch dieser Aspekt muss wegen der Unterschiede bezüglich der Knochenstruktur und -dichte sowie der parodontalen Situation berücksichtigt werden. Dennoch konnten die untersuchten Befunde unter realistischen Bedingungen bewertet werden und die Ergebnisse auf jugendliche Patienten übertragen werden. Eine Ausnahme bildet die bukkale Knochenlamelle, die bei dem untersuchten Phantom, wie es bei älteren Patienten wegen des fortschreitenden parodontalen Knochenabbaus häufig vorkommt, weiter apikal verläuft, als es bei einem durchschnittlichen jugendlichen Patienten der Fall ist.

Mit der Ummantelung des Schädel-Phantoms mit weichgewebssimulierendem Material sollten möglichst realistische und lebensnahe Bedingungen geschaffen werden. Neben der Auswirkung des Weichgewebes auf den untersuchten Bereich sollte auch der Einfluss der Exomasse berücksichtigt werden. Die Exomasse beschreibt das durchstrahlte Gewebe, welches jedoch außerhalb des FOV liegt. Eine Studie von Candemil et al. aus dem Jahr 2018 untersucht den Einfluss metallischer Gegenstände in der Exomasse auf den untersuchten Bereich. Die Forschenden gelangten zu dem Ergebnis, dass die Grauwerte im FOV in Abhängigkeit von verschiedenen metallischen Materialien in der Exomasse stark variieren [50]. Auch wenn der Effekt bedingt durch das weniger röntgendichte Material des Weichgewebes geringer ausfallen dürfte, sollten diese Effekte berücksichtigt werden. Die Technik der Ummantelung des Schädels mit dem Material Mix-D, welche im Material- und Methodenteil beschrieben ist, stellt in diesem Kontext eine gute Annäherung an realistischen Verhältnisse dar und wurde auch in anderen Studien erfolgreich verwendet [51–53].

Die wachsende Produktpalette der verschiedenen Hersteller und die zahlreichen Einstellungsmöglichkeiten der DVT-Geräte (wie Stromstärke, Spannung, Voxelgröße, FOV, und voreingestellte Programme) spiegeln die tatsächlichen Bedingungen in Kliniken und Praxen gut wider. Diese Tatsache führt jedoch dazu, dass es unmöglich ist, alle möglichen Parameter im Rahmen der Studie zu untersuchen und allgemeingültige Empfehlungen zu geben. Auch die strenge Einteilung in Dosisprogramme ULD, LD, SD, HD gelingt wegen der fehlenden Einheitlichkeit der Geräte nur bedingt. Es wäre wünschenswert, eine größere Einheitlichkeit der Programmbezeichnungen einzuführen, um dem Benutzer die Vergleichbarkeit zu erleichtern. Bezogen auf die vorliegende Studie bedeutet dies, dass die Dosisprogramme mithilfe des Dosisflächenproduktes manuell in Kategorien eingeteilt wurden, um hierfür eine Vergleichbarkeit zu schaffen. Dadurch stimmt die gewählte Einteilung nicht unbedingt mit der Einteilung der Gerätehersteller überein. Die Untersuchungen wurden nur für FOVs im Bereich von 8 cm x 8 cm bis 8,5 cm x 8,5 cm durchgeführt. Es sollte jedoch bedacht werden, dass die Eingrenzung des FOV auf den zu untersuchenden Bereich ein weiteres wichtiges Instrument zur Dosisreduktion ist und je nach Fragestellung

zusätzlich erwogen werden sollte [54]. Bei der Auswahl der Parameter wurden bewusst Programme mit Voxelgrößen von 0,15 mm bzw. 0,16 mm, 0,2 mm und 0,3mm verwendet. Gerätebedingt verfügten nicht alle Geräte über die gleichen Einstellungsmöglichkeiten für die Voxelgrößen.

Ein übergeordnetes Ziel der Studie war es, den Einfluss verschiedener dosissparender Programme zu untersuchen, um das individuelle Strahlenrisiko, vor allem für junge Patienten, verringern zu können. Hierfür wäre am ehesten die Einteilung nach effektiver Dosis geeignet. Wegen der einfacheren Handhabung und der besseren Zugänglichkeit auch im Praxisalltag wurde auf das DAP zurückgegriffen. In einer Studie berechneten Shin et al. die effektive Dosis verschiedener DVT-Geräte und Panoramageräte und fanden heraus, dass das DAP eine gute Annäherung darstellt, da für die Bestimmung sowohl die Energiedosis als auch das FOV herangezogen wird. Somit korreliert das DAP mit der aufgenommenen Gesamtenergie und steht im direkten Zusammenhang mit dem Strahlenrisiko des Patienten [55].

An der vorliegenden Studie haben insgesamt 11 Rater teilgenommen. Einerseits hätte eine Studie mit einem größeren Teilnehmer-Pool gegebenenfalls zu belastbareren Ergebnissen geführt, andererseits war es von Vorteil, dass die 11 Teilnehmer vor Beginn der Studie gut geschult und kalibriert werden konnten, was wiederum zu genaueren Ergebnissen führte. Da es sich außerdem um eine Studie handelt, die auf subjektiver Einschätzung der Teilnehmer beruht, lässt sich nicht vollständig ausschließen, dass die Einschätzungen der Teilnehmer variieren. Dieser Einschränkung wurde durch die Erhebung des ICC-Wertes entgegengewirkt. Dieses Verfahren hat sich bereits in einer großen Zahl anderer Studien, die mit der subjektiven Einschätzung der Bildqualität arbeiten, als probates Mittel erwiesen [53, 56]. Die Interrater-Reliabilität dieser Studie erreichte, wie schon im Ergebnisteil beschrieben, eine sehr gute Übereinstimmung. Lediglich bei einzelnen Ratern war die Intrarater-Reliabilität als durchschnittlich einzustufen. Auffällig war außerdem, dass die durchschnittlichen vergebenen Prozentwerte bei den meisten Ratern in der Befragung nach 6 Wochen höher als in dem ersten Teil der Befragung waren. Denkbar wäre, dass ein Lerneffekt stattgefunden hat, sodass die Einschätzung im Vergleich zur ersten Befragung bei einigen Ratern etwas abwich und somit

auch zu nur durchschnittlicher Übereinstimmung im Vergleich zum ersten Teil der Studie geführt haben könnte.

4.2 Diskussion der Ergebnisse

In der vorliegenden Studie konnte die Anfangshypothese, dass kieferorthopädische Apparaturen keinen Einfluss auf die Erkennbarkeit von Pathologien und andere Untersuchungskriterien auf DVT-Aufnahmen haben, nur teilweise widerlegt werden. Insgesamt beeinflussten kieferorthopädische Apparaturen die Erkennbarkeit negativ. Auch eine Studie von Wanderley et al. gelangte zu dem Ergebnis, dass metallische Materialien im Bereich des FOV zu einer Einschränkung der Bildqualität führen. Diese Arbeitsgruppe untersuchte zusätzlich den Einfluss des DVT-Geräteherstellers und die Größe des FOV und kam zu dem Resultat, dass sehr große Unterschiede zwischen den verschiedenen Geräteherstellern bestehen [53]. Auch diesen Aspekt gilt es bei der Wahl des Geräteprotokolls zu beachten. Bedingt durch die große Menge der Einflussfaktoren ist es nahezu unmöglich, allgemeingültige Empfehlungen auszusprechen.

In den vergangenen Jahren sind immer mehr DVT-Geräte mit Metallartefaktreduktionsalgorithmen (MAR) ausgestattet worden, die Artefakte computerbasiert herausrechnen. Dabei kommt es aber zwangsläufig auch zu Informationsverlusten. Da nicht alle für die Studie verwendeten DVT-Geräte über MAR verfügten, wurde diese für die Homogenität des Studiendesigns nicht verwendet. Trotzdem unterliegt diese Technik einer ständigen Entwicklung und bedarf einer Erwähnung an dieser Stelle. Eine immer größer werdende Zahl von Studien beschäftigt sich mit diesem Thema und gelangt zu unterschiedlichen Ergebnissen. In einigen dieser Studien konnte durch die Verwendung von MAR eine verbesserte Bildqualität festgestellt werden [57–59]. Gleichzeitig wurde jedoch eine Verschlechterung der räumlichen Auflösung, z. B. bei der Erkennung von Wurzelfrakturen bei endodontisch behandelten Zähnen, festgestellt [60, 61]. Eine Studie von de Faria Vasconcelos et al. kritisiert, dass die Genauigkeit der Korrektur durch MAR sehr stark vom DVT-Geräte-Hersteller und dem verwendeten metallischen Material abhängt. Gute Ergebnisse konnten in der

Studie jedoch mit den Geräten NewTom VGi evo und Planmeca ProMax 3-D erreicht werden [62]. Auch hierzu fehlen allerdings noch weiterführende Studien, die die Auswirkung der MAR auf Artefakte, die durch kieferorthopädische Geräte ausgelöst werden, untersuchen.

Des Weiteren fiel in der vorliegenden Studie auf, dass nicht alle Konstellationen von kieferorthopädischen Apparaturen zu einer signifikanten Herabsetzung der Erkennbarkeit führten. Erst der Einsatz von größeren Apparaturen, z. B. eines Transpalatinalbogens mit Molarenbändern, resultierte in signifikanten Unterschieden im Vergleich zu der Kontrollgruppe. Zu ähnlichen Ergebnissen kam auch eine Studie von Isman et al. aus dem Jahr 2020. In jener wurde analysiert, wie sich verschiedene Konstellationen aus Bracket-Arten und kieferorthopädischen Bögen auf die Karies-Diagnostik auf Zahnfilmaufnahmen auswirken. Die Studie gelangte zu der Erkenntnis, dass sowohl Keramik- als auch Stahlbrackets allein oder in Kombination mit einem Nickel-Titan-Bogen die Karies-Diagnostik kaum beeinflussen. Erst die Kombination der Brackets mit einem Stahl-Bogen beeinflusste die Diagnostik signifikant [63]. Diese Erkenntnis deckt sich auch mit den in vorliegender Abhandlung erarbeiteten Ergebnissen, dass nur größere metallische Apparaturen die Erkennbarkeit von Pathologien signifikant beeinflussen. Im Unterschied zur genannten Studie kam bei den hier beschriebenen Untersuchungen in allen Konstellationen ein Nickel-Titan-Bogen zum Einsatz. Das führt dazu, dass im Rahmen dieser Studie keine Aussagen über die Unterschiede zwischen Stahl- und Nickel-Titanbögen gemacht werden können. Dies stellt sicherlich eine Limitation dar und bedarf weiterer Untersuchungen. Eine weitere Studie von Hirschinger et al. aus dem Jahr 2015 untersucht die Grauwertabweichungen auf DVT-Aufnahmen, die durch verschiedene Bracket-Systeme hervorgerufen werden. Auch diese Studie kam zu dem Ergebnis, dass Artefakte durch verschiedene Bracketsysteme erkennbar waren. Diese wurden jedoch als gering eingestuft und lagen teilweise noch unter dem Hintergrundrauschen des untersuchten DVT-Gerätes [64].

Auffallend war, dass kieferorthopädische Apparaturen vor allem im HD-Modus die Erkennbarkeit signifikant beeinflussten. Analyierte man zusätzlich die Art der Apparatur, konnten im HD-Modus lediglich Unterschiede zwischen den Gruppen ohne Transpalatinalbogen und Molarenbändern und jenen, die einen

Transpalatinalbogen und Molarenbänder enthielten, festgestellt werden. Für die anderen Geräte-Modi ergaben sich keine eindeutigen Ergebnisse. Möglicherweise resultiert dies aus einer höheren Strahlendosis der HD-Programme in Kombination mit größeren Mengen metallischer Materialien, was zu verstärkter Aufhärtung und Streuung und somit zu einer vermehrten Artefakt-Bildung führte.

Die Art der zu untersuchenden Pathologie hatte ebenfalls einen nicht unbedeutenden Einfluss auf die Erkennbarkeit. Der Einfluss von kieferorthopädischen Apparaturen konnte nicht für alle Gruppen bestätigt werden. Die Erkennbarkeit der Wurzelfraktur und der bukkalen Knochenlamelle wurde – anders als die Beurteilung der Kronenfraktur und die Erkennbarkeit der Begrenzung der Extraktionsalveole zum Knochenersatzmaterial – nicht signifikant durch kieferorthopädische Apparaturen beeinflusst. Im Gegensatz dazu ergaben andere Studien [53, 65], dass sich metallische Materialien negativ auf die Erkennbarkeit von Wurzelfrakturen auswirkten. Dieser Befund kann dadurch erklärt werden, dass hier häufig metallische, endodontische Wurzelstifte oder Implantate untersucht wurden. In der vorliegenden Studie wurden die kieferorthopädischen Apparaturen hingegen auf Höhe der Zahnkronen angebracht. Dies führt zu dem Erkenntnis, dass kieferorthopädische Apparaturen außerhalb des zu untersuchenden Bereiches (ROI = *Region of Interest*) für den Betrachter vermutlich kaum Einfluss auf die Befundungsqualität haben. Liegt die ROI jedoch in der Ebene der Zahnkronen, beispielsweise bei der Kronenfraktur, scheint die Bildqualität durch kieferorthopädische Apparaturen negativ beeinflusst zu werden. Deutlich waren die Ergebnisse bei der Verwendung von Molarenbändern in Kombination mit einem Transpalatinalbogen. Brackets allein beeinflussten die Erkennbarkeit allerdings nicht signifikant. An dieser Stelle kann die vorsichtige Empfehlung ausgesprochen werden, bei Verdacht auf Pathologien im Bereich der Kronen die jeweilige Apparatur – insbesondere größere Apparaturen und Molarenbänder – wenn möglich, temporär zu entfernen.

Da die Studie ebenfalls darauf hindeutet, dass die Erkennbarkeit bei Aufnahmen im HD-Modus ohne das Beisein einer kieferorthopädischen Apparatur (z. B. Transpalatinalbogen + Molarenbänder) signifikant besser als in der Gruppe mit kieferorthopädischen Apparaturen war, könnte es sinnvoll sein, für die

Untersuchung besonders dezenter Pathologien, bei denen der HD-Modus indiziert ist, die Apparatur im Bereich der Pathologie zu entfernen. Eine generelle Empfehlung, kieferorthopädische Apparaturen vor DVT-Aufnahmen zu entfernen, ergibt sich hieraus aber keinesfalls – und dies sollte im Einzelfall entschieden werden.

Die zweite Hypothese, dass der DVT-Gerätemodus insgesamt einen signifikanten Einfluss auf die Erkennbarkeit hat, konnte ebenfalls bestätigt werden. Auch wenn zu diesem Thema schon einige Studien vorliegen [56, 66–68], gibt es kaum Untersuchungen, die sich zusätzlich zur Auswirkung des Geräte-Modus auch mit der Auswirkung kieferorthopädischer Apparaturen beschäftigen. In vorliegender Abhandlung konnte gezeigt werden, dass sowohl in der Gruppe ohne kieferorthopädische Apparaturen als auch in derjenigen mit kieferorthopädischen Apparaturen signifikante Unterschiede zwischen den verschiedenen Modi vorlagen. Auch die Studie von Charuakkra et al. gelangte zu dem Schluss, dass signifikante Unterschiede zwischen den Geräte-Modi bei den zwei untersuchten DVT-Geräten bestehen. Interessant war, dass es nach Erhöhung der Röhrenspannung (in diesem Fall von 85kV/95kV auf 120kV) keine signifikanten Unterschiede zwischen den untersuchten Geräteparametern gab. Es scheint also, dass auch die Röhrenspannung bei sonst gleichbleibenden Parametern eine große Rolle spielt [69]. Eine Studie von Yeung et al. untersuchte ebenfalls die Auswirkungen verschiedener DVT-Geräte-Modi auf die subjektive Bildqualität vor und nach endodontischer Behandlung von Zähnen. Auffallend war, dass insgesamt nach Bewertung durch 12 Rater kein signifikanter Unterschied in der Bildqualität zwischen den einzelnen Modi (ULD, SD, HD) festgestellt werden konnte. Nach endodontischer Behandlung der Zähne und dem Einsatz eines metallischen Wurzelstiftes vergaben die Rater sogar bessere Scores im ULD-Modus als im SD- oder im HD-Modus [56]. Zwar war die Erkennbarkeit der Pathologien in der hier vorliegenden Studie im HD-Modus auch beim Vorhandensein kieferorthopädischer Apparaturen insgesamt signifikant besser als in den anderen Modi, jedoch deckt sich das in der Studie von Yeung et al. beschriebene Phänomen auch mit den Beobachtungen, dass das Vorhandensein metallischer Apparaturen im HD-Modus einen deutlicheren

Einfluss auf die Bildqualität hatte, als es bei den Aufnahmen mit Protokollen geringerer Dosis der Fall war.

Zusätzlich schwankte die Erkennbarkeit nicht nur abhängig von dem Geräte-Modus, sondern auch in Abhängigkeit von der zu untersuchenden Pathologie. Die Erkennbarkeit der Kronenfraktur wurde ohnehin als schwierig eingeschätzt. Diesbezüglich konnte durch eine Dosissteigerung, mit Ausnahme der Steigerung vom LD-Modus zum SD-Modus, die Erkennbarkeit signifikant verbessert werden. Für die Erkennbarkeit der bukkalen Knochenlamelle gab es keine signifikanten Unterschiede zwischen den Modi SD und HD. Bei der Erkennbarkeit der Wurzelfraktur bzw. der mit Knochenersatzmaterial gefüllten Extraktionsalveole führten alle Vergleiche zu signifikanten Unterschieden.

Es ist allgemein bekannt, dass im Sinne des ALARA Prinzips immer die für den Patienten geringstmögliche Strahlendosis gewählt werden sollte, die noch zu diagnostisch akzeptablen Ergebnissen führt [4, 21, 23, 44]. Auch wenn es in den meisten untersuchten Fällen zu signifikanten Unterschieden zwischen den Geräte-Modi kam, sollte der Behandler die Strahlendosis sowie die Bildqualität fortlaufend kritisch überprüfen und hinterfragen, um die optimale Behandlung für den Patienten zu gewährleisten. Unbedingt sollte die erneute Exposition des Patienten vermieden werden. Daher ist es wichtig, die Einstellparameter so zu wählen, dass ein Gleichgewicht zwischen der nötigen Strahlenbelastung und einer ausreichenden Bildqualität besteht [11, 41, 42]. Es sollte auch nicht außer Acht gelassen werden, welche Art der Pathologie untersucht werden soll. Die Ergebnisse der Studie könnten Anhaltspunkte dafür liefern, dass bei Kindern und Jugendlichen, die sich in einer kieferorthopädischen Behandlung befinden und aufgrund ihres Alters zu einer sehr strahlensensitiven Gruppe gehören, die Indikation im Falle einer Entscheidung zwischen zwei Geräte-Modi, je nach Fragestellung, eher in Richtung des Modus mit der geringeren Strahlendosis gestellt werden sollte. Gerade zwischen dem SD- und dem LD-Modus ergaben sich bei vielen kieferorthopädischen Apparaturen-Konstellationen keine signifikanten Unterschiede. Für dezentere Pathologien, z. B. Kronenfrakturen, kann es sinnvoll sein, auf eine höhere Dosis zugunsten der besseren Bildqualität zurückzugreifen. Auch hier lassen sich wiederum keine allgemeingültigen Aussagen treffen, sodass im Einzelfall abhängig vom Alter des Patienten und

vom Untersuchungskriterium individuell entschieden werden muss, welche Geräte-Einstellung sinnvoll sind.

Wie schon an anderer Stelle beschrieben, unterscheiden sich die DVT-Geräte der verschiedenen Hersteller deutlich im Hinblick auf Einstellmöglichkeiten und Programm-Bezeichnungen [5]. Die Studie von Wanderley et al. gelangte zu dem Schluss, dass trotz ähnlicher Parameter die Geräte hinsichtlich der Bildqualität sehr unterschiedlich abschneiden [53]. In der vorliegenden Studie wurde eine große Zahl verschiedener DVT-Geräte verwendet und auch der Einfluss des Geräte-Modus auf die Bildqualität untersucht. Es verfügten nicht alle Geräte über dieselben Einstellmöglichkeiten. Dennoch war es möglich, die Modi und Dosisflächenprodukte innerhalb der Gruppe der DVT-Geräte-Hersteller zu vergleichen und so Aussagen zu den einzelnen Geräten zu treffen. Es ist zu erkennen, dass bei den Geräten Vatech PaxDuo 3D und Planmeca Promax 3D insgesamt keine signifikanten Unterschiede zwischen den Modi SD und HD zu beobachten waren. Betrachtet man hingegen das Gerät der Marke Sirona Orthophos SL 3D, führte die Steigerung der Dosis von dem LD-Modus auf den SD-Modus zu keinen signifikanten Unterschieden. Insgesamt kann man also davon ausgehen, dass auch deutliche Unterschiede zwischen den Geräten vorherrschen. Daraus resultierte, dass für jede Behandlungssituation und jedes DVT-Gerät individuelle Einstellparameter für die Untersuchung des Patienten herangezogen werden sollten.

Neben dem Vorhandensein metallischer Materialien im Strahlengang sowie der Dosis, der Art der Pathologie und der Auswahl des DVT-Gerätes spielt auch die Voxelgröße eine Rolle bei der Erkennbarkeit von Pathologien. In der vorliegenden Studie konnte gezeigt werden, dass im Beisein einer kieferorthopädischen Apparatur die Voxelgröße in den meisten Fällen einen signifikanten Einfluss auf die Erkennbarkeit von Pathologien nahm. In der hier durchgeführten Studie kam es im HD-Modus interessanterweise zu keinen signifikanten Unterschieden zwischen den Voxelgrößen 0,15 mm und 0,3 mm. Die Verringerung der Voxelgröße kann im Allgemeinen zu einem stärkeren Bildrauschen führen, was mit diesem Ergebnis im Zusammenhang stehen könnte. Eine Studie von Pauwels et al. führte jedoch zu dem Ergebnis, dass obwohl das Bildrauschen durch die Verringerung der Voxelgröße zunimmt, eine

Verkleinerung der Voxelgröße in den meisten Fällen zu einer besseren Beurteilbarkeit der Knochenstruktur führte [70]. Liedke et al. untersuchten die Erkennbarkeit von externen Wurzelresorptionen und kamen zu dem Ergebnis, dass die Verwendung der Voxelgrößen 0,2 mm oder 0,3 mm im Vergleich zur Voxelgröße 0,4 mm in einer besseren Beurteilbarkeit resultierte [71]. Studien anderer Autoren konnten jedoch nicht eindeutig signifikante Unterschiede zwischen den verschiedenen Voxelgrößen feststellen [72, 73]. Der Einfluss der Voxelgröße auf die diagnostischen Möglichkeiten scheint also von einer großen Zahl von Parametern abzuhängen, sodass wenig generelle Empfehlungen in der Literatur zu finden sind. Unter den Voraussetzungen der vorliegenden Studie, konnte die Erkennbarkeit der Pathologien durch die Reduktion der Voxelgröße bei Aufnahmen mit kieferorthopädischen Apparaturen verbessert werden. Im Gegensatz dazu hatte die Reduktion der Voxelgröße keinen signifikanten Einfluss bei Aufnahmen, die ohne kieferorthopädische Apparaturen aufgenommen wurden.

4.3 Schlussfolgerung

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass größere metallische Apparaturen die Erkennbarkeit von Pathologien, vor allem bei solchen, die sich auf Zahnkronenlevel befinden, deutlich zu beeinflussen scheinen. Stahl- oder Keramikbrackets allein stellten keine signifikanten Einschränkungen der Erkennbarkeit dar. Je nach Fragestellung könnte es jedoch sinnvoll sein, größere kieferorthopädische Apparaturen temporär zu entfernen oder, wenn möglich, nötige anstehende Untersuchungen mittels DVT vor dem Einsetzen kieferorthopädischer Apparaturen durchzuführen bzw. bis zur Entfernung der Apparatur zu vertagen.

Es gibt Hinweise darauf, dass die Wahl einer geringen Voxelgröße zur besseren Beurteilbarkeit von Pathologien führt, wenn kieferorthopädische Apparaturen in situ sind. Sollte die Entfernung der Apparatur nicht möglich sein, kann unter Umständen die Verringerung der Voxelgröße die Bildqualität erhöhen.

Insgesamt hatte auch der Geräte-Modus signifikanten Einfluss auf die Erkennbarkeit. Jedoch gab es bei fast allen kieferorthopädischen Geräte-Konstellationen keine signifikanten Unterschiede zwischen den Modi LD und SD. Im Sinne des ALARA-Prinzips sollte daher kritisch geprüft werden, ob gegebenenfalls auch ein Dosis-reduziertes Programm für die vorliegende Fragestellung eine ausreichende Bildqualität liefert.

Im Rahmen der Studie wurden viele verschiedene Geräte und Einstellparameter untersucht, jedoch wächst mit der steigenden Beliebtheit der DVT auch die Anzahl der Hersteller und Möglichkeiten der Einstellung, weshalb weitere Studien zu diesem Thema sinnvoll erscheinen. Außerdem wäre eine größere Einheitlichkeit der Herstellerangaben bezüglich der Geräte-Modi (ULD, LD, SD, HD) wünschenswert, um es für den Behandler einfacher zu gestalten, Geräte untereinander zu vergleichen und den für den Einzelfall richtigen Geräte-Modus zu wählen. Des Weiteren gibt es, wegen des steigenden Bewusstseins für Strahlenschutz und des gleichzeitigen Wunsches der dreidimensionalen Darstellbarkeit der Anatomie, stetige Entwicklungen im Bereich der Röntgentechnik zur Dosisreduktion und zur Metallartefaktreduktion, sodass keine allgemeingültigen Empfehlungen gegeben werden können. Vielmehr sollte der Behandler immer individuell entscheiden, welches Programm für die gegebene diagnostische Fragestellung und den speziellen Patienten, unter Beachtung des ALARA-Prinzips, am besten geeignet ist.

5 Literaturverzeichnis

1. Röntgen WC (1896) Über eine neue Art von Strahlen. Fortsetzung, 1. Aufl. Stahel'sche K. Hof- und Universitätsbuch- und Kunsthandlung
Sitzungsberichte der Würzburger Physik.-medic. Gesellschaft, Würzburg, S 1–9. https://www.deutschestextarchiv.de/roentgen_strahlen02_1896/4.
Zugegriffen: 22. Dezember 2024
2. Arai Y, Tammisalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K (1999) Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol* 28(4):245–248. doi:10.1038/sj/dmfr/4600448
3. Bundesamt für Strahlenschutz (2024) Röntgendiagnostik: Häufigkeit und Strahlenexposition für die deutsche Bevölkerung. <https://www.bfs.de/DE/themen/ion/anwendung-mezizin/diagnostik/roentgen/haeufigkeit-exposition.html>. Zugegriffen: 02. Februar 2025
4. Colceriu-Şimon IM, Băciuţ M, Ştiufiuc RI, Aghiorghieseş A, Ţărmure V, Lenghel M, Hedeşiu M, Băciuţ G (2019) Clinical indications and radiation doses of cone beam computed tomography in orthodontics. *Med Pharm Rep* 92(4):346–351. doi:10.15386/mpr-1434
5. Gaêta-Araujo H, Alzoubi T, Vasconcelos KdF, Orhan K, Pauwels R, Casselman JW, Jacobs R (2020) Cone beam computed tomography in dentomaxillofacial radiology: a two-decade overview. *Dentomaxillofac Radiol* 49(8):20200145. doi:10.1259/dmfr.20200145
6. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Tinazzi Martini P, Bergamo Andreis IA (1998) A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *European Radiology* 8(9):1558–1564. doi:10.1007/s003300050586
7. Harms V (2016) Physik für Mediziner und Pharmazeuten. Ein kurz gefasstes Lehrbuch, 19. Aufl. Harms Verlag
8. Hertrich P (2004) Röntgenaufnahme-technik. Grundlagen und Anwendungen. Publicis Corporate Publishing
9. Pauwels R, Araki K, Siewerdsen JH, Thongvigitmanee SS (2015) Technical aspects of dental CBCT: state of the art. *Dentomaxillofac Radiol* 44(1):20140224. doi:10.1259/dmfr.20140224.

10. Kramme R (Hrsg) (2011) *Medizintechnik. Verfahren - Systeme - Informationsverarbeitung*, 4. Aufl. Springer, Berlin
11. Marcu M, Hedesiu M, Salmon B, Pauwels R, Stratis A, Oenning ACC, Cohen ME, Jacobs R, Baciut M, Roman R, Dinu C, Rotaru H, Barbur I (2018) Estimation of the radiation dose for pediatric CBCT indications: a prospective study on ProMax3D. *Int J Paediatr Dent* 28(3):300–309. doi:10.1111/ipd.12355
12. Baba R, Konno Y, Ueda K, Ikeda S (2002) Comparison of flat-panel detector and image-intensifier detector for cone-beam CT. *Computerized Medical Imaging and Graphics* 26(3):153–158. doi:10.1016/S0895-6111(02)00008-3
13. Feldkamp L, Davis LC, Kress J (1984) Practical Cone-Beam Algorithm. *J. Opt. Soc. Am* 1(6):612–619. doi:10.1364/JOSAA.1.000612
14. Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J, Walker A, Cockmartin L, Bosmans H, Jacobs R, Bogaerts R, Horner K (2012) Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *European Journal of Radiology* 81(2):267–271. doi:10.1016/j.ejrad.2010.11.028
15. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P (2006) Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc* 72(1):75–80
16. Alamri HM, Sadrameli M, Alshalhoob MA, Sadrameli M, Alshehri MA (2012) Applications of CBCT in dental practice: a review of the literature. *Gen Dent* 60(5):390-400
17. Grauwe A de, Ayaz I, Shujaat S, Dimitrov S, Gbadegbegnon L, Vande Vannet B, Jacobs R (2018) CBCT in orthodontics: a systematic review on justification of CBCT in a paediatric population prior to orthodontic treatment. *European Journal of Orthodontics* 41(4):381–389. doi:10.1093/ejo/cjy066
18. Kapila SD, Nervina JM (2015) CBCT in orthodontics: assessment of treatment outcomes and indications for its use. *Dentomaxillofac Radiol* 44(1):1–19. doi:10.1259/dmfr.20140282.
19. Björksved M, Magnuson A, Bazargani SM, Lindsten R, Bazargani F (2019) Are panoramic radiographs good enough to render correct angle and sector

- position in palatally displaced canines? *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 155(3):380–387. doi:10.1016/j.ajodo.2018.05.015
20. Haney E, Gansky SA, Lee JS, Johnson E, Maki K, Miller AJ, Huang JC (2010) Comparative analysis of traditional radiographs and cone-beam computed tomography volumetric images in the diagnosis and treatment planning of maxillary impacted canines. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 137(5):590–597. doi:10.1016/j.ajodo.2008.06.035
21. ARö und DGZMK (2022) s2k-Leitlinie (Langfassung) Dentale digitale Volumentomographie. https://register.awmf.org/assets/guidelines/083-005I_S2k_DVT_20221117_202612.pdf. Zugegriffen: 09. Juli 2023
22. Rathi S, Hatcher D (2019) Considerations for Use of CBCT in Orthodontics. *Journal of the California Dental Association* 47(2):111–120. doi:10.1080/19424396.2019.12220756
23. Yeh J-K, Chen C-H (2018) Estimated radiation risk of cancer from dental cone-beam computed tomography imaging in orthodontics patients. *BMC Oral Health* 18(1):131. doi:10.1186/s12903-018-0592-5
24. Garib DG, Calil LR, Leal CR, Janson G (2014) Is there a consensus for CBCT use in Orthodontics? *Dental Press J Orthod* 19(5):136–149. doi:10.1590/2176-9451.19.5.136-149.sar
25. Walsh T, Macey R, Riley P, Glennly A-M, Schwendicke F, Worthington HV, Clarkson JE, Ricketts D, Su T-L, Sengupta A (2021) Imaging modalities to inform the detection and diagnosis of early caries. *Cochrane Database Syst Rev* 3(3):CD014545. doi:10.1002/14651858.CD014545
26. Weiss R[, Read-Fuller A (2019) Cone Beam Computed Tomography in Oral and Maxillofacial Surgery: An Evidence-Based Review. *Dent J (Basel)* 7(2):52. doi:10.3390/dj7020052
27. Lim H-K, Choi Y-J, Choi W-C, Song I-S, Lee U-L (2022) Reconstruction of maxillofacial bone defects using patient-specific long-lasting titanium implants. *Sci Rep* 12(1):7538. doi:10.1038/s41598-022-11200-0
28. Liang Y-H, Jiang L, Gao X-J, Shemesh H, Wesselink PR, Wu M-K (2014) Detection and measurement of artificial periapical lesions by cone-beam computed tomography. *Int Endod J* 47(4):332–338. doi:10.1111/iej.12148
29. Jeger FB, Janner SF, Bornstein MM, Lussi A (2012) Endodontic Working Length Measurement with Preexisting Cone-Beam Computed Tomography

- Scanning: A Prospective, Controlled Clinical Study. *Journal of Endodontics* 38(7):884–888. doi:10.1016/j.joen.2012.03.024
30. Brüllmann D, Schulze RKW (2015) Spatial resolution in CBCT machines for dental/maxillofacial applications-what do we know today? *Dentomaxillofac Radiol* 44(1):20140204. doi:10.1259/dmfr.20140204
31. Patel S, Brown J, Pimentel T, Kelly RD, Abella F, Durack C (2019) Cone beam computed tomography in Endodontics – a review of the literature. *Int Endod J* 52(8):1138–1152. doi:10.1111/iej.13115
32. Gauer RL, Semidey MJ (2015) Diagnosis and treatment of temporomandibular disorders. *Am Fam Physician* 91(6):378–386
33. Larheim TA, Abrahamsson A-K, Kristensen M, Arvidsson LZ (2014) Temporomandibular joint diagnostics using CBCT. *Dentomaxillofac Radiol* 44(1):20140235. doi:10.1259/dmfr.20140235
34. Acar B, Kamburoğlu K (2014) Use of cone beam computed tomography in periodontology. *World J Radiol* 6(5):139–147. doi:10.4329/wjr.v6.i5.139
35. Mol A, Balasundaram A (2008) In vitro cone beam computed tomography imaging of periodontal bone. *Dentomaxillofac Radiol* 37(6):319–324. doi:10.1259/dmfr/26475758
36. Schulze R, Heil U, Groß D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, Schoemer E (2011) Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofac Radiology* 40(5):265–273. doi:10.1259/dmfr/30642039
37. Makins SR (2014) Artifacts Interfering with Interpretation of Cone Beam Computed Tomography Images. *Dent Clin North Am* 58(3):485–495. doi:10.1016/j.cden.2014.04.007
38. Williamson JF, Whiting BR, Benac J, Murphy RJ, Blaine GJ, O'Sullivan JA, Politte DG, Snyder DL (2002) Prospects for quantitative computed tomography imaging in the presence of foreign metal bodies using statistical image reconstruction. *Med Phys* 29(10):2404–2418. doi:10.1118/1.1509443
39. Man B de, Nuyts J, Dupont P, Marchal G, Suetens P (1999) Metal streak artifacts in X-ray computed tomography: a simulation study. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 46(3):691–696. doi:10.1109/23.775600
40. Schmidt T (2003) *Handbuch diagnostische Radiologie*. Springer, Berlin
41. Ludlow JB, Timothy R, Walker C, Hunter R, Benavides E, Samuelson DB, Scheske MJ (2015) Effective dose of dental CBCT-a meta analysis of

- published data and additional data for nine CBCT units. *Dentomaxillofac Radiol* 44(1):20140197. doi:10.1259/dmfr.20140197
42. Directorate-General for Energy, European Commission (2012) Cone beam CT for dental and maxillofacial radiology – Evidence-based guidelines. <https://data.europa.eu/doi/10.2768/21874>. Zugegriffen: 19. Dezember 2024
43. Kralik I, Faj D, Lauc T, Škarica M, Popić J, Brkic H (2018) Dose area product in estimation of effective dose of the patients undergoing dental cone beam computed tomography examinations. *J Radiol Prot* 38(4):1412–1427. doi:10.1088/1361-6498/aae4e8
44. Bundesamt für Strahlenschutz (2022) Bekanntmachung der aktualisierten diagnostischen Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenanwendungen. Bundesamt für Strahlenschutz. https://www.bfs.de/SharedDocs/Downloads/BfS/DE/fachinfo/ion/drw-roentgen.pdf?__blob=publicationFile&v=11. Zugegriffen: 19. Dezember 2024
45. Oenning AC, Salmon B, Vasconcelos KdF, Pinheiro Nicolielo LF, Lambrichts I, Sanderink G, Pauwels R, Jacobs R (2018) DIMITRA paediatric skull phantoms: development of age-specific paediatric models for dentomaxillofacial radiology research. *Dentomaxillofac Radiol* 47(3):20170285. doi:10.1259/dmfr.20170285
46. Jones DEA RHC Letter to the editor *Br J Radiol* 1949, Bd 22, S 549–550
47. Brand JW, Kuba RK, Braunreiter TC (1989) An improved head-and-neck phantom for radiation dosimetry. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 67(3):338–346. doi:10.1016/0030-4220(89)90367-8
48. Deutsches Institut für Normung e.V. (2022) DIN-6868-157: Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben - Teil 157: Abnahme- und Konstanzprüfung an Bildwiedergabesystemen in ihrer Umgebung 11.040.50. Beuth. doi:10.31030/3290503
49. Koo TK, Li MY (2016) A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *J Chiropr Med* 15(2):155–163. doi:10.1016/j.jcm.2016.02.012
50. Candemil AP, Salmon B, Freitas DQ, Ambrosano GM, Haiter-Neto F, Oliveira ML (2018) Metallic materials in the exomass impair cone beam CT

- voxel values. *Dentomaxillofac Radiol* 47(6):20180011.
doi:10.1259/dmfr.20180011
51. Pálvölgyi L, Kesztyűs A, Shujaat S, Jacobs R, Nagy K (2023) Creation of Dimicleft radiological cleft phantom skulls using reversed virtual planning technique. *Dentomaxillofac Radiol* 52(7):20230121.
doi:10.1259/dmfr.20230121
52. Lima JP de, Mazzi-Chaves JF, Sousa-Neto MD de, Candemil AP (2023) Could Low-dose Cone-beam CT be Used for Endodontic Intraoperative Diagnosis? *Journal of Endodontics* 49(9):1161–1168.
doi:10.1016/j.joen.2023.07.006
53. Wanderley VA, Leite AF, Vasconcelos KdF, Pauwels R, Müller-García F, Becker K, Oliveira ML, Jacobs R (2022) Impact of metal artefacts on subjective perception of image quality of 13 CBCT devices. *Clin Oral Investig* 26(6):4457–4466. doi:10.1007/s00784-022-04409-w
54. Bornstein MM, Scarfe WC, Vaughn VM, Jacobs R (2014) Cone beam computed tomography in implant dentistry: a systematic review focusing on guidelines, indications, and radiation dose risks. *Int J Oral Maxillofac Implants* 29 Suppl:55–77. doi:10.11607/jomi.2014suppl.g1.4
55. Shin HS, Nam KC, Park H, Choi HU, Kim HY, Park CS (2014) Effective doses from panoramic radiography and CBCT (cone beam CT) using dose area product (DAP) in dentistry. *Dentomaxillofac Radiol* 43(5):20130439.
doi:10.1259/dmfr.20130439
56. Yeung AWK, Harper B, Zhang C, Neelakantan P, Bornstein MM (2021) Do different cone beam computed tomography exposure protocols influence subjective image quality prior to and after root canal treatment? *Clin Oral Investig* 25(4):2119–2127. doi:10.1007/s00784-020-03524-w
57. Vasconcelos KdF, Codari M, Queiroz PM, Nicolielo LFP, Freitas DQ, Sforza C, Jacobs R, Haiter-Neto F (2019) The performance of metal artifact reduction algorithms in cone beam computed tomography images considering the effects of materials, metal positions, and fields of view. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology* 127(1):71–76.
doi:10.1016/j.oooo.2018.09.004
58. Queiroz PM, Groppo FC, Oliveira ML, Haiter-Neto F, Freitas DQ (2017) Evaluation of the efficacy of a metal artifact reduction algorithm in different

- cone beam computed tomography scanning parameters. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology* 123(6):729–734.
doi:10.1016/j.oooo.2017.02.015
59. Bechara BB, Moore WS, McMahan CA, Noujeim M (2012) Metal artefact reduction with cone beam CT: an in vitro study. *Dentomaxillofac Radiol* 41(3):248–253. doi:10.1259/dmfr/80899839
60. Bezerra ISQ, Neves FS, Vasconcelos TV, Ambrosano GMB, Freitas DQ (2015) Influence of the artefact reduction algorithm of Picasso Trio CBCT system on the diagnosis of vertical root fractures in teeth with metal posts. *Dentomaxillofac Radiol* 44(6):20140428. doi:10.1259/dmfr.20140428
61. Bechara B, Alex McMahan C, Moore WS, Noujeim M, Teixeira FB, Geha H (2013) Cone beam CT scans with and without artefact reduction in root fracture detection of endodontically treated teeth. *Dentomaxillofac Radiol* 42(5):20120245. doi:10.1259/dmfr.20120245
62. Faria Vasconcelos K de, Queiroz PM, Codari M, Pinheiro Nicolielo LF, Freitas DQ, Jacobs R, Haiter-Neto F (2020) A quantitative analysis of metal artifact reduction algorithm performance in volume correction with 3 CBCT devices. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology* 130(3):328–335. doi:10.1016/j.oooo.2020.03.049
63. Isman O, Kayar S (2020) The effects of orthodontic materials on the accuracy of periapical radiography-based caries detection. *Oral Radiol* 36(4):349–355. doi:10.1007/s11282-019-00412-2
64. Hirschinger V, Hanke S, Hirschfelder U, Hofmann E (2015) Artifacts in orthodontic bracket systems in cone-beam computed tomography and multislice computed tomography. *J Orofac Orthop* 76(2):152-60, 162-3. doi:10.1007/s00056-014-0278-9
65. Moudi E, Haghanifar S, Madani Z, Bijani A, Nabavi ZS (2015) The effect of metal artifacts on the identification of vertical root fractures using different fields of view in cone-beam computed tomography. *Imaging Sci Dent* 45(3):147–151. doi:10.5624/isd.2015.45.3.147
66. Mahmoudi E, Madani Z, Moudi E, Bijani A, Hashemian MB, Solati S (2019) Diagnostic Accuracy of High Resolution Cone-beam Computed Tomography and Standard Mode Cone-beam Computed Tomography in

- Internal Root Resorption. *Iran Endod J* 14(3):211–215.
doi:10.22037/iej.v14i3.25005
67. Kaaber L, Matzen LH, Schropp L, Spin-Neto R (2024) Low-dose CBCT protocols in implant dentistry: a systematic review. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology* 138(3):427–439.
doi:10.1016/j.oooo.2024.03.013
68. Ruetters M, Gehrig H, Kronsteiner D, Weyer V, Kim T-S, Lux CJ, Sen S (2022) Ex-vivo imaging of buccal and oral periodontal bone with low-dose CBCT in porcine jaws. *Dentomaxillofac Radiol* 51(1):20210233.
doi:10.1259/dmfr.20210233
69. Charuakkra A, Mahasantipiya P, Lehtinen A, Koivisto J, Järnstedt J (2023) Comparison of subjective image analysis and effective dose between low-dose cone-beam computed tomography machines. *Dentomaxillofac Radiol* 52(2):20220176. doi:10.1259/dmfr.20220176
70. Pauwels R, Faruangaeng T, Charoenkarn T, Ngonphloy N, Panmekiate S (2015) Effect of exposure parameters and voxel size on bone structure analysis in CBCT. *Dentomaxillofac Radiol* 44(8):20150078.
doi:10.1259/dmfr.20150078
71. Liedke GS, Da Silveira HED, Da Silveira HLD, Dutra V, Figueiredo JAP de (2009) Influence of Voxel Size in the Diagnostic Ability of Cone Beam Tomography to Evaluate Simulated External Root Resorption. *Journal of Endodontics* 35(2):233–235. doi:10.1016/j.joen.2008.11.005
72. Afkhami F, Ghoncheh Z, Khadiv F, Kaviani H, Shamshiri AR (2021) How Does Voxel Size of Cone-beam Computed Tomography Effect Accurate Detection of Root Strip Perforations. *Iran Endod J* 16(1):43–48.
doi:10.22037/iej.v16i1.25145
73. Yilmaz F, Sonmez G, Kamburoglu K, Koc C, Ocak M, Celik HH (2019) Accuracy of CBCT images in the volumetric assessment of residual root canal filling material: Effect of voxel size. *Niger J Clin Pract* 22(8):1091–1098. doi:10.4103/njcp.njcp_678_18

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Dieter Drescher, meinem Doktorvater, für die Überlassung des Themas und die kompetente Unterstützung während der gesamten Zeit der Promotion. Herzlichen Dank!

Ganz herzlich bedanken möchte ich mich bei Frau Prof. Dr. Kathrin Becker für das unermüdliche Engagement, die Beratung während der Durchführung der Studie, die Ratschläge bei der statistischen Auswertung und die Unterstützung während meines gesamten Weges zur Promotion. Ihre wissenschaftliche Expertise und ihre Anregungen haben maßgebend zur Entstehung dieser Arbeit beigetragen.

Zusätzlich möchte ich mich auch bei Frau Prof. Dr. Charlotte von Gall für die freundliche Co-Betreuung bedanken.

Dank gilt ebenfalls Frau Prof. Dr. Svenja Caspers und ihrem Team vom Institut für Anatomie II für die Bereitstellung des humanen Schädel-Präparates.

Außerdem möchte ich dem Team der Poliklinik für Zahnärztliche Chirurgie, insbesondere Herrn Prof. Dr. Jürgen Becker, für die Nutzungs-Möglichkeit der DVT-Geräte danken.

Des Weiteren danke ich Frau Prof. Dr. Reinhilde Jacobs und Frau Dr. Karla de Faria Vasconcelos der *OMFS-IMPACT research group* der Universität Leuven für die freundliche Kooperation, die fachliche Unterstützung bei der Herstellung des weichgebesimulierenden Materials.

Ganz herzlich möchte ich den Studienteilnehmern danken, die sich für die Beantwortung des Fragebogens Zeit genommen haben.

Zu guter Letzt danke ich ganz besonders meinen Eltern, meinem Bruder und meinem Mann für die andauernde Unterstützung während dieses Prozesses, ebenso für den emotionalen Support und die motivierenden Worte. Ohne Euch wäre ich nicht dort, wo ich heute stehe. Danke, dass Ihr immer an mich glaubt und hinter mir steht. Das bedeutet mir sehr viel.