

Aus dem Institut MESANTIS 3D DENTAL- RADIOLOGIE Berlin

DISSERTATION

Vergleich unterschiedlicher IADR (Indikations- abhängige Dosisreduktion) - Protokolle in der digitalen Volumentomografie hinsichtlich der Diagnostizierbarkeit knöcherner Defekte am
Condylus mandibulae

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Antje Jäger, geb. Weber

aus Bad Saarow, Pieskow

Datum der Promotion: 04.06.2021

Vorwort

Teilergebnisse der vorliegenden Arbeit wurden veröffentlicht in:

Jäger F, Weber A, Temming A, Rehm P, Bumann A. Beurteilbarkeit von definierten Kiefergelenkdefekten in Abhängigkeit von verschiedenen mAs- reduzierten DVT- Protokollen. Abstractband der 90. Wissenschaftlichen Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Kieferorthopädie (DGKFO). 2017:15. [Veröffentlichung des Abstracts im Rahmen eines Vortrages auf der Jahrestagung der DGKFO 2017]

Jäger F, Weber A, Temming A, Rehm P, Bumann A. Beurteilbarkeit von definierten knöchernen Kiefergelenksdefekten in Abhängigkeit von verschiedenen mAs-reduzierten DVT- Protokollen. J CranioMand Func. 2017;9(Supplement 1):16. [Publikation des Abstracts im Rahmen eines Vortrages auf der Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Funktionsdiagnostik und -therapie (DGFDT) 2017]

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	5
Tabellenverzeichnis	7
Abbildungsverzeichnis	9
Abstrakt	13
Abstract	14
1. Einleitung	15
1.1. Anatomie und Physiologie des Kiefergelenks	15
1.2. Pathologische Veränderungen von Kiefergelenken	17
1.3. Klassische bildgebende Diagnostik von Kiefergelenkserkrankungen	21
1.4. Digitale Volumentomografie zur bildgebenden Diagnostik von Kiefergelenkserkrankungen	25
2. Fragestellung	32
3. Methodik	34
3.1. Allgemeine Methodik	34
3.1.1. Probengut	34
3.1.2. DVT- Parameter	37
3.1.3. Allgemeine Messmethodik	40
3.1.4. Statistische Auswertung	41
3.2. Spezielle Methodik	45
3.2.1. Intraindividuelle Reproduzierbarkeit der Parameter	45
3.2.2. Interindividuelle Reproduzierbarkeit der Parameter	45
3.2.3. Ausmaß der protokollspezifischen Abweichung der Defekttiefenmessung vom Goldstandard	45
3.2.4. Abhängigkeit der Defekttiefenmessung von Defektgröße und -lokalisierung	51
3.2.5. Ausmaß der protokollspezifischen Defektidentifizierbarkeit und -zuordnung	52
3.2.6. Abhängigkeit der Defektidentifizierbarkeit und -zuordnung von Defektgröße und -lokalisierung	52

4. Ergebnisse	53
4.1. Intraindividuelle Reproduzierbarkeit der Parameter	53
4.2. Interindividuelle Reproduzierbarkeit der Parameter	54
4.3. Ausmaß der protokollspezifischen Abweichung der Defekttiefenmessung vom Goldstandard	55
4.4. Abhängigkeit der Defekttiefenmessung von Defektgröße und -lokalisierung	64
4.5. Ausmaß der protokollspezifischen Defektidentifizierbarkeit	71
4.6. Abhängigkeit der Defektidentifizierbarkeit von Defektgröße und -lokalisierung	81
5. Diskussion	93
5.1. Diskussion der Methoden	93
5.2. Diskussion der Ergebnisse	97
5.2.1. Intraindividuelle Reproduzierbarkeit der Parameter	97
5.2.2. Interindividuelle Reproduzierbarkeit der Parameter	98
5.2.3. Ausmaß der protokollspezifischen Abweichung der Defekttiefenmessung vom Goldstandard	99
5.2.4. Abhängigkeit der Defekttiefenmessung von Defektgröße und -lokalisierung	101
5.2.5. Ausmaß der protokollspezifischen Defektidentifizierbarkeit und -zuordnung	103
5.2.6. Abhängigkeit der Defektidentifizierbarkeit und -zuordnung von Defektgröße und -lokalisierung	107
5.3. Schlussfolgerungen	110
6. Literaturverzeichnis	111
7. Eidesstattliche Erklärung	131
8. Lebenslauf	133
9. Publikationsliste	134
10. Danksagung	135

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
al	Anterior- lateral
ALARA	As low as reasonably achievable
ALDAIP	As low as diagnostically acceptable being indication- oriented and patient- specific
am	Anterior- medial
ANOVA	Analysis of variance
CBCT	Cone beam computed tomography
cm	Zentimeter
CMD	Craniomandibuläre Dysfunktion
CT	Computertomografie/ Computertomogramm
DD	Defekttiefe
DG	Defektgruppe
DIMITRA	Dentomaxillofacial paediatric imaging: an investigation towards low- dose radiation induced risks
DVT	Digitale/ dentale Volumetomografie
ED	Effektive Dosis
et al.	Et alii
FOV	Field of view
GS	Goldstandard
HD	High definition
IADR	Indikations- abhängige Dosisreduktion
ICC	Intraklassenkorrelation
IDDR	Indication- dependent dosereduction
Iso	Genormt entsprechend der International organization for standardization
κ	Kappa Koeffizient
KI	Konfidenzintervall
LD	Low- dose
LOA	Limits of agreement
M	Kopfgröße medium

mA	Milliampere
mAs	Milliamperesekunde
Max	Maximum
MCC	Matthews Korrelationskoeffizient
MF	Methodenfehler
Min	Minimum
mm	Millimeter
MRT	Magnetresonanztomografie/ Magnetresonanztomogramm
μ Sv	Mikrosievert
MW	Mittelwert
N	Normal aufgelöst
n	Stichprobenzahl
Norm	Normal aufgelöst
pl	Posterior- lateral
pm	Posterior- medial
PSA	Panoramaschichtaufnahme
S.	Seite
SD	Standardabweichung
SF	Standardfehler
SS	Schilddrüsenschutz
Tab.	Tabelle
TMJ	Temporomandibular joint
ULD	Ultra- low- dose
3D	Dreidimensional
*	Statistisch signifikante Abweichung

Tabellenverzeichnis

Tab. 1	Zusammenstellung der verwendeten Aufnahme- protokolle	S. 38 - 40
Tab. 2	Übersicht der lokalisations- und defekttiefenspezi- fischen Stichprobenzahl	S. 41
Tab. 3	Übersicht der Parameter zur intraindividuellen Messfehlerbestimmung der Defekttiefenmessung	S. 53
Tab. 4	Übersicht der Field of view- und Defektgrößen- ab- hängigen, spezifischen, prozentualen Übereinstim- mung der Messgenauigkeit für die Gesamtheit aller Quadranten	S. 54
Tab. 5	Übersicht der Ergebnisse der intraindividuellen Übereinstimmung mittels Kappa- Statistik	S. 54
Tab. 6	Übersicht der protokollspezifischen Parameter der Abweichung der Defekttiefenmessung vom Gold- standard	S. 56
Tab. 7	Übersicht der Protokolle, die sich hinsichtlich der Defekttiefenmessung statistisch signifikant vonei- nander unterscheiden	S. 62 - 63
Tab. 8	Übersicht der protokoll- und Defektgruppen- spezi- fischen Parameter der Abweichung der Defekttie- fenmessung vom Goldstandard und der Ergeb- nisse der statistischen Tests auf Signifikanzunter- schiede zwischen den Defektgrößenkategorien	S. 65 - 67
Tab. 9	Übersicht der protokoll- und defektlokalisationspe- zifischen Parameter der Abweichung der Defekttie- fenmessung vom Goldstandard und der Ergeb- nisse der statistischen Tests auf Signifikanzunter- schiede zwischen den Defektlokalisationen	S. 68 - 71
Tab. 10	Übersicht der deskriptiven Statistik der protokoll- spezifischen Spezifität zur Defektidentifizierung	S. 72

Tab. 11	Übersicht der deskriptiven Statistik der protokoll-spezifischen Sensitivität zur Defektidentifizierung	S. 75
Tab. 12	Übersicht der deskriptiven Statistik der protokoll-spezifischen Testgenauigkeit zur Defektidentifizierung	S. 77
Tab. 13	Übersicht der deskriptiven Statistik der protokoll-spezifischen gewichteten Testgenauigkeit in Form des Matthews Korrelationskoeffizienten zur Defektidentifizierung	S. 78
Tab. 14	Übersicht der deskriptiven Statistik der defektgruppenspezifischen Spezifität zur Defektidentifizierung	S. 82
Tab. 15	Übersicht der deskriptiven Statistik der defektgruppenspezifischen Sensitivität zur Defektidentifizierung	S. 82
Tab. 16	Übersicht der deskriptiven Statistik der defektgruppenspezifischen Testgenauigkeit zur Defektidentifizierung	S. 83
Tab. 17	Übersicht der deskriptiven Statistik der defektgruppenspezifischen gewichteten Testgenauigkeit zur Defektidentifizierung	S. 83
Tab. 18	Übersicht der deskriptiven Statistik der lokalisationsgruppenspezifischen Spezifität zur Defektidentifizierung	S. 87
Tab. 19	Übersicht der deskriptiven Statistik der lokalisationsgruppenspezifischen Sensitivität zur Defektidentifizierung	S. 88
Tab. 20	Übersicht der deskriptiven Statistik der lokalisationsgruppenspezifischen Testgenauigkeit zur Defektidentifizierung	S. 88 - 89
Tab. 21	Übersicht der deskriptiven Statistik der lokalisationsgruppenspezifischen gewichteten Testgenauigkeit zur Defektidentifizierung	S. 89

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1	Schrittweise Präparation des Probenguts und Positionierung im DVT- Gerät	S. 36 - 37
Abb. 2	Eingrenzung des Betrachtungsfeldes in der „Volumen“- Ansicht	S. 46
Abb. 3	Aufsuchen der lateralen Guttaperchamarkierung in der Koronalansicht exemplarisch am rechten Kondylus	S. 46
Abb. 4	Aufsuchen der medialen Guttaperchamarkierung und Einstellen auf dieselbe Höhe wie die laterale Guttaperchamarkierung in der Koronalansicht exemplarisch am rechten Kondylus	S. 47
Abb. 5	Justierung der anterioren und posterioren Markierungspunkte in der Sagittalansicht und abschließendes Überprüfen der Einstellungen in der Axialansicht exemplarisch am rechten Kondylus	S. 47
Abb. 6	Ausrichtung des Messfeldes (grau) anhand der medialen und lateralen Guttaperchamarkierung in der Axialansicht	S. 48
Abb. 7	Darstellung der posterioren Guttaperchamarkierung in der Koronalansicht (links)	S. 49
Abb. 8	Darstellung der anterioren Guttaperchamarkierung in der Koronalansicht und Ausrichtung der grünen Vertikallinie auf beide Markierungen	S. 49
Abb. 9	Beispielhafte Darstellung zweier Defekte, die durch die vertikale Linie eindeutig dem entsprechenden Quadranten zugeordnet werden können	S. 50
Abb. 10	Beispielhafte Defekttiefenmessung für einen Defekt der Defektgrößengruppe I (1,52 mm) im medialen Quadranten sowie einem Defekt der Defektgrößengruppe II (2,25 mm) im lateralen Quadranten	S. 51

Abb. 11	Bland- Altman- Plot der protokollspezifischen Abweichung vom Goldstandard von Protokoll 2	S. 57
Abb. 12	Bland- Altman- Plot der protokollspezifischen Abweichung vom Goldstandard von Protokoll 4	S. 57
Abb. 13	Bland- Altman- Plot der protokollspezifischen Abweichung vom Goldstandard von Protokoll 6	S. 58
Abb. 14	Bland- Altman- Plot der protokollspezifischen Abweichung vom Goldstandard von Protokoll 8	S. 58
Abb. 15	Bland- Altman- Plot der protokollspezifischen Abweichung vom Goldstandard von Protokoll 9	S. 59
Abb. 16	Bland- Altman- Plot der protokollspezifischen Abweichung vom Goldstandard von Protokoll 10	S. 59
Abb. 17	Bland- Altman- Plot der protokollspezifischen Abweichung vom Goldstandard von Protokoll 13	S. 60
Abb. 18	Bland- Altman- Plot der protokollspezifischen Abweichung vom Goldstandard von Protokoll 22	S. 60
Abb. 19	Bland- Altman- Plot der protokollspezifischen Abweichung vom Goldstandard von Protokoll 27 als Beispiel eines Protokolls ohne signifikante Abweichung	S. 61
Abb. 20	Vergleich der protokollspezifischen Abweichung vom Goldstandard hinsichtlich der Defekttiefenmessung innerhalb von Field of view 1 in Form von Box- Plots	S. 63
Abb. 21	Vergleich der protokollspezifischen Abweichung vom Goldstandard hinsichtlich der Defekttiefenmessung innerhalb von Field of view 2 in Form von Box- Plots	S. 63
Abb. 22	Defektgruppenspezifische Abweichung der Defekttiefenmessung der mAs- reduzierten Protokolle vom Goldstandard in Form von Box- Whisker- Plots	S. 65

Abb. 23	Defektlokalisierungsspezifische Abweichung der Defekttiefenmessung der mAs- reduzierten Protokolle vom Goldstandard in Form von Box- Whisker- Plots	S. 68
Abb. 24	Darstellung der protokollspezifischen Spezifität gesondert in FOV 1 und FOV 2 in Form von Box- Whisker- Plots	S. 73
Abb. 25	Darstellung der protokollspezifischen Sensitivität gesondert in FOV 1 und FOV 2 in Form von Box- Whisker- Plots	S. 76
Abb. 26	Darstellung der protokollspezifischen Testgenauigkeit gesondert in FOV 1 und FOV 2 in Form von Box- Whisker- Plots	S. 79
Abb. 27	Darstellung der protokollspezifischen gewichteten Testgenauigkeit gesondert in FOV 1 und FOV 2 in Form von Box- Whisker- Plots	S. 80
Abb. 28	Vergleichende Darstellung der defektgrößenspezifischen Spezifität für FOV 1, FOV 2 und FOV 1+2 in Form von Box- Whisker- Plots	S. 84
Abb. 29	Vergleichende Darstellung der defektgrößenspezifischen Sensitivität für FOV 1, FOV 2 und FOV 1+2 in Form von Box- Whisker- Plots	S. 84 - 85
Abb. 30	Vergleichende Darstellung der defektgrößenspezifischen Testgenauigkeit für FOV 1, FOV 2 und FOV 1+2 in Form von Box- Whisker- Plots	S. 85
Abb. 31	Vergleichende Darstellung der defektgrößenspezifischen, gewichteten Testgenauigkeit (MCC) für FOV 1, FOV 2 und FOV 1+2 in Form von Box- Whisker- Plots	S. 86
Abb. 32	Vergleichende Darstellung der lokalisationspezifischen Spezifität für 1, FOV 2 und FOV 1+2 in Form von Box- Whisker- Plots	S. 90

Abb. 33	Vergleichende Darstellung der lokalisations-spezifischen Sensitivität für FOV 1, FOV 2 und FOV 1+2 in Form von Box- Whisker- Plots	S. 90 - 91
Abb. 34	Vergleichende Darstellung der lokalisations-spezifischen Testgenauigkeit für FOV 1, FOV 2 und FOV 1+2 in Form von Box- Whisker- Plots	S. 91
Abb. 35	Vergleichende Darstellung der lokalisations-spezifischen, gewichteten Testgenauigkeit für FOV 1, FOV 2 und FOV 1+2 in Form von Box- Whisker- Plots	S. 92

Abstrakt

Einleitung: Ziel dieser Studie war die Bestimmung der Identifizierbarkeit und Messgenauigkeit von definierten knöchernen Kiefergelenksdefekten in digitalen Volumentomogrammen in Abhängigkeit von verschiedenen spezifischen mAs- reduzierten Aufnahmeprotokollen.

Material und Methoden: An 30 Kondylen von 15 intakten Schweineköpfen wurden unter maximalem Erhalt der Weichgewebe definierte artifizielle Defekte präpariert. Anschließend erfolgte eine dreidimensionale Bildgebung mit dem Planmeca ProMax® 3D Mid (Helsinki, Finnland). Das Aufnahmeprotokoll mit der maximalen Auflösung und ohne mAs- Reduktion wurde als Goldstandard definiert. 26 mAs- reduzierte Aufnahmeprotokolle, die sich hinsichtlich Stromstärke, Belichtungszeit, Auflösung und Field of view unterschieden, wurden durch einen Untersucher bezüglich der protokollspezifischen Messgenauigkeit ausgewertet. Die Defekttiefen wurden in drei Gruppen eingeteilt (I: <2 mm, II: 2 mm - 3 mm, III: >3 mm). Anhand der Ergebnisse von drei unabhängigen Auswertern wurden die protokollspezifische Spezifität und Sensitivität in Abhängigkeit von Lokalisation und Größe des Defektes ermittelt.

Ergebnisse: Es gab eine signifikante Differenz vom Goldstandard in der Defekttiefenmessung bei 8 mAs- reduzierten Protokollen, $p < 0,001 - 0,027$. In den meisten Protokollen gab es keine signifikanten Unterschiede der Messgenauigkeit bezüglich der Defektgröße und der Defektlokalisierung. Die mittlere Sensitivität erreichte Werte zwischen 93,3 % und 98,6 % und es wurde ein signifikanter Unterschied zwischen den Protokollen festgestellt, $p < 0,001$. Die mittlere Spezifität erreichte Werte zwischen 97 % und 98,1 % und es konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den Protokollen nachgewiesen werden, $p = 0,997$. Die Spezifität der Defektgrößengruppe III (99,1 %) war signifikant größer als in Defektgrößengruppe I (97,7 %) und Defektgrößengruppe II (97,1 %), $p = 0,001$. Hinsichtlich der Defektlokalisierung wurden signifikante Unterschiede sowohl in der Spezifität als auch in der Sensitivität festgestellt, $p < 0,001$.

Schlussfolgerung: mAs- reduzierte Aufnahmeprotokolle eignen sich für die Diagnostik von definierten knöchernen Kiefergelenksdefekten. Bei vorhandener Indikation einer dreidimensionalen Bildgebung des Kiefergelenks aufgrund potenzieller erosiver Defekte sollten validierte mAs- reduzierte Aufnahmeprotokolle Anwendung finden.

Abstract

Introduction: The aim of this study was to determine the identifiability and measurement accuracy of defined bony defects of the temporomandibular joint (TMJ) in cone- beam computed tomographies (CBCTs) depending on different milliampere- second (mAs)- reduced protocols.

Methods: Defined artificial defects were prepared on 30 condyles from 15 intact pig heads, while preserving a maximum of surrounding soft tissue. Three- dimensional imaging was performed using the Planmeca ProMax[®] 3D Mid (Helsinki, Finland). The scan protocol with maximum resolution and without mAs- reduction was defined as gold standard. 26 mAs- reduced imaging protocols with different exposure time, current, voxel size and field of view were analyzed by one examiner regarding the protocol- specific measurement accuracy. Defect depth (DD) was divided in three categories (I: <2 mm, II: 2 mm - 3 mm, III: >3 mm). The protocol- specific sensitivity and specificity were evaluated in relation to defect localization and DD based on the results of three examiners.

Results: There was a significant difference from the gold standard in DD- measurement in 8 mAs- reduced protocols, $p < 0,001 - 0,027$. In most protocols there was no significant difference in measurement accuracy concerning defect size and localization. The mean sensitivity reached values between 93,3 % and 98,6 % and differed significantly among protocols, $p < 0,001$. The mean specificity amounted to 97 % - 98,1 % and did not differ among protocols, $p = 0,997$. The specificity of DD III (99,1 %) was significantly higher than DD I (97,7 %) and DD II (97,1 %), $p < 0,001$. There was a significant difference in specificity and sensitivity concerning defect localization, $p < 0,001$.

Conclusions: mAs- reduced CBCT- protocols are suitable for the analysis of defined osseous TMJ- defects. When three- dimensional TMJ- imaging is indicated because of potential erosive defects, validated mAs- reduced scan protocols should be applied.

1. Einleitung

1.1. Anatomie und Physiologie des Kiefergelenks

Die Beweglichkeit innerhalb des muskulo- skelettalen Systems wird durch das Vorhandensein von Gelenken gewährleistet. Der Aufbau der strukturellen Komponenten definiert dabei den spezifischen Bewegungsumfang und die dazugehörigen Freiheitsgrade. Das Kiefergelenk ist der zentrale Bestandteil des menschlichen Kauystems und ermöglicht Unterkieferbewegungen, die für wesentliche Abläufe wie das Sprechen, die Nahrungsaufnahme und -zerkleinerung essenziell sind.

Dieses Synovialgelenk besteht aus knöchernen und weichgeweblichen Anteilen. Arteriell, venös und nerval wird es vorrangig durch die Nervi auriculotemporalis, massetericus und temporalis,(1,2) die Arteriae maxillaris, temporalis superficialis(3) und alveolaris inferior(4) sowie die Vena temporalis superficialis(5) versorgt.

Auf den knöchernen Artikulationsflächen befindet sich Faserknorpel,(5) der im Vergleich zu hyalinem Knorpel einen höheren Faseranteil aufweist(6) und weder arteriell noch nerval versorgt wird.(5) Dieser Knorpel wird wiederum von einer dichten Bindegewebsschicht bedeckt.(7,8)

Der Processus condylaris der Mandibula setzt sich aus dem Collum mandibulae und dem Caput mandibulae (Condylus mandibulae) zusammen.(9)

Neben der Fossa articularis, der Gelenkpfanne, und dem Caput mandibulae (Kondylus), dem Gelenkköpfchen, als knöcherne Bestandteile, gehören eine mit intrakapsulärer Flüssigkeit gefüllte Faserkapsel, eine Synovialmembran und mehrere Ligamente zu den weichgeweblichen Komponenten.(10)

Im dorsalen Bereich des Kiefergelenks befindet sich ein Bindegewebsbereich, der als bilaminäre Zone bezeichnet wird. Sie wird durch zwei Kollagenfaserbündel charakterisiert, die diesen Bereich in zwei Blätter teilen. Das Stratum superius besteht aus elastischen, kollagenen Fasern, Gefäßen und Fettgewebe,(11) wohingegen das Stratum inferius straffe Kollagenfasern aufweist.(12,13)

Eine Studie von Brauckmann et al. zeigte, dass die Gelenkkapsel an der ventralen Kondylusfläche im Vergleich zum dorsalen Bereich kranialer am Kondylus inseriert und eine geringere Anheftungsfläche aufweist.(14) Innerhalb der Gelenkkapsel befindet sich Synovialflüssigkeit, die als Gleitmittel und zur Nutrition des Gelenkflächenknorpels dient.(5)

Zwischen dem Caput mandibulae und der Fossa articularis befindet sich der Discus articularis- eine aus dichten, fibrösen Fasern bestehende, bikonkave Knorpelscheibe, die in

eine anteriore, eine intermediäre und eine posteriore Zone eingeteilt wird.(15) Über die bilaminäre Zone ist der Discus articularis sowohl mit dem Temporalknochen als auch mit der Gelenkkapsel verbunden; anterior inseriert wiederum der Musculus pterygoideus lateralis in die Knorpelscheibe.(15)

In der Regel liegt die Pars posterior des Diskus kranial dem Kondylus auf.(5) Pars anterior und Pars posterior sind am medialen und lateralen Kondyluspol befestigt.(5)

Der Diskus unterstützt die Gleitbewegung der knöchernen Kiefergelenksbestandteile. Er dient damit als „bewegliche Gelenkfläche“ und ermöglicht eine Verteilung der Belastung bei Mund- und Kaubewegungen.(5)

Durch die morphologische Formkongruenz und das Zusammenspiel der verschiedenen weichgeweblichen Anheftungen findet eine koordinierte Gesamtbewegung von Diskus und Kondylus statt. Während der Mundöffnung führt der Diskus- Kondylus- Komplex eine Kombination aus Dreh- und Gleitbewegung aus.(16)

Das Os temporale mit der Fossa glenoidalis und der Eminentia articularis stellt die temporale Komponente des Kiefergelenks dar,(17) auf welcher der Processus condylaris während der Translationsphase der Unterkieferbewegung gleitet.(18)

Die konvexe Eminentia articularis befindet sich anterior der Fossa glenoidalis und ist in der posterioren Oberflächensteigung variabel. Das Verhältnis zwischen der Inklination der Eminentia articularis und der Tiefe der Fossa glenoidalis wird durch die Stimulation des Kondylus beeinflusst(19) und bestimmt so wiederum die individuelle Kondylenbahn sowie die Bewegung des Discus articularis.(20)

Im Jahr 1963 ermittelten Yale und Mitarbeiter vier unterschiedliche Formen der Kondylen in der Frontalebene,(21) die die Belastung der Gelenkflächen beeinflussen.(22) Bei 27,2 % - 34 % findet sich die abgeflachte Form, bei 43 % - 50 % die konvexe Form, bei 13,4 % - 20 % die angulierte Form und bei 0 % - 12,1 % die runde Kondylenform.(21,23,24)

Solberg et al. stellten bereits 1985 eine große Varianz der Kondylengrößen fest.(23)

Nicoliello und Mitarbeiter ermittelten in einer aktuellen Studie durchschnittliche Durchmesser der untersuchten Kiefergelenkköpfchen von 14 mm - 19 mm.(25)

Die Belastung auf den Gelenkflächen beträgt 5 N - 20 N.(26,27) Obwohl beispielsweise eine verminderte Zahnanzahl zu einer zusätzlich verstärkten Gelenkbelastung und regressiven Anpassung des Gelenkes führen kann,(28,29) findet sich bei betroffenen Patienten keine Häufung von degenerativen Veränderungen.(30–32)

Zhang und Mitarbeiter stellten bei der makroskopischen Untersuchung trockener, menschlicher Schädel Oberflächendefekte an 57 % der Kondylen fest.(33)

Flygare et al. ermittelten darüber hinaus signifikante Unterschiede im trabekulären Knochenvolumen zwischen Gelenken mit (21 %) und ohne (15 %) erosive Veränderungen.(34) Sie beschrieben ein Gesamtknochenvolumen bei veränderten Kondylen von 54 % gegenüber 40 % bei Gelenken ohne Veränderungen.

Durch die kontinuierlichen Umbauprozesse der hart- und weichgeweblichen Strukturen können Adaptations- und Kompensationsprozesse auftreten. Tsuruta und Mitarbeiter stellten beispielsweise Anpassungen im Knochenaufbau der Fossa glenoidalis bei degenerativ veränderten Kondylen fest und interpretierten diese als Kompensationsvorgänge.(35)

1.2. Pathologische Veränderungen von Kiefergelenken

Neben anatomischen Varianten und individuellen Kompensationsmechanismen können auch pathologische Veränderungen am Kiefergelenk auftreten. Zu diesen gehören unter anderem entzündliche Prozesse, craniomandibuläre Dysfunktionen, unphysiologische und unkompensierte Wachstumsanomalien, gutartige und bösartige Umfangsvermehrungen, Traumata und Autoimmunerkrankungen.(36)

Es wird zwischen primären, angeborenen und sekundären, funktionellen/ erworbenen Gelenkserkrankungen unterschieden.(5) Die primären Gelenkserkrankungen der hartgeweblichen Bestandteile des Kiefergelenks inkludieren Größenveränderungen des Processus condylare oder des Processus coronoideus bzw. das Fehlen dieser Fortsätze, Frakturen, Zysten, Tumore, Ankylosen, Diskusverlagerungen, Gicht sowie die Gruppe der entzündlichen Gelenkserkrankungen (bakterielle-, rheumatische-, juvenile chronische Arthritis, freie Gelenkkörper).(5) Die sekundären Gelenkserkrankungen umfassen Diskusverformungen oder -perforationen, Ankylosen, Knorpelhypertrophien, Osteoarthrose und Osteoarthritis.(5)

Im Folgenden sollen die häufigsten röntgenologisch diagnostizierbaren, pathologischen Veränderungen am menschlichen Kondylus beleuchtet werden.

Im Zusammenhang mit verschiedenen Vorerkrankungen, wie Tuberkulose, Syphilis, synovialer Chondromatosis, rheumatoider Arthritis, Osteoarthrose, intrakapsulären Frakturen, Osteochondritis dissecans oder avaskulären Nekrosen(37–39) können sogenannte freie Gelenkkörper auftreten, die jedoch nur in 60 % - 70 % der dazugehörigen Röntgenbilder sichtbar sind,(40,41) weshalb zur Diagnostik dieser Befunde die dreidimensionale

Röntgenaufnahme(42–44) oder die Magnetresonanztomografie (MRT) als Mittel der Wahl beschrieben wurden.(45–47)

Ist röntgenologisch kein Gelenkspalt bzw. eine wolkige Verschattung auf Höhe der Kondylen in der Panoramaschichtaufnahme sichtbar, kann eine knöcherner Ankylose vorliegen,(5) als deren Hauptursache Operationen, Umfangsvermehrungen, vorangegangene Infektionen, kompressive Funktionsmuster oder traumatische Vorfälle beschrieben wurden.(48–53) Es handelt sich dabei um eine Verschmelzung der betroffenen Gelenkflächen.(5)

Mit 19 % - 38 % nehmen die Gelenkfortsatzfrakturen einen wesentlichen Anteil unter allen Unterkieferfrakturen ein.(54,55)

Kiefergelenksfrakturen wurden von MacLennan im Jahr 1969 in vier Gruppen unterteilt: Luxation, Dislokation, Frakturen mit Deviation der Frakturlinie und Frakturen ohne Verlagerung.(56) 1972 wurden die intrakapsulären Frakturen als weitere Gruppe hinzugefügt.(57)

Als craniomandibuläre Dysfunktion (CMD) wird unter anderem eine Vielzahl struktureller und funktioneller Abweichungen des Kausystems subsumiert. Gelegentlich wurden degenerative Kiefergelenksveränderungen, wie Pseudozysten, Sklerosen, Osteophyten, Erosionen und Abflachungen ebenfalls mit CMD assoziiert.(58)

Im Rahmen der CMD sollte zur Diagnostik und Therapieplanung eine Kombination aus klinischen und bildgebenden Verfahren eingesetzt werden,(36,59) da die klinische Untersuchung allein keine hinreichende Genauigkeit liefert.(59) Dies hat jedoch auch umgekehrt seine Gültigkeit. Beispielsweise treten erosive Veränderungen häufiger bei Patienten mit craniomandibulärer Dysfunktion auf, können allerdings auch in gesunden Kontrollgruppen nachgewiesen werden.(60) Daher müssen röntgenologische Befunde immer im Zusammenhang mit den klinischen Untersuchungsergebnissen hinsichtlich ihrer therapeutischen Relevanz bewertet werden.

Es wurde eine hohe Prävalenz degenerativer Knochenveränderungen im menschlichen Kiefergelenk beschrieben.(61) Dos Anjos Pontual und Mitarbeiter stellten außerdem eine höhere Prävalenz bei Frauen sowie einen Anstieg mit fortschreitendem Patientenalter fest.(61)

Bumann et al. definieren die Osteoarthritis als Faserknorpeldestruktion mit daraus hervorgehender Freilegung des subchondralen Knochens.(5) Die Erkrankung verläuft phasenweise, wobei zu verschiedenen Zeitpunkten klinisch und labordiagnostisch Entzündungsparameter(62,63) sowie eine Verdickung der Trabekelstruktur, Erosionen und

andere Läsionen des Knorpels(64) auftreten können. Im Magnetresonanztomogramm ist in der Regel ein Flüssigkeitsinfiltrat als Anzeichen des entzündlichen Prozesses erkennbar.(5)

Als begünstigend wurden genetische Faktoren, das Patientenalter(65) sowie Fehlbildungen des Knorpelgewebes oder unphysiologische Gelenkbelastungen beschrieben.(66,67) Auch Alexiou et al. konnten mittels DVT- Aufnahmen einen Zusammenhang zwischen dem Patientenalter und dem Schweregrad der osteoarthritischen Gelenksveränderungen bestätigen.(65) Die röntgenologisch sichtbaren Veränderungen im Kiefergelenk unterschieden sich dabei nicht von den Degenerationsvorgängen anderer betroffener Gelenke.(17)

Im Rahmen der klinischen Diagnostik treten hierbei typischerweise Schmerzen und Reibegeräusche bei dynamischer Kompression auf.(5)

Zwei Studien aus den Jahren 2001 und 2013 fassten die radiologisch sichtbaren Knochen degenerationen, die mit der Osteoarthritis einhergehen können, wie folgt zusammen:

Abflachung, Sklerose, osteophytische Formationen, Oberflächenremodellierung, Erosion, Resorption des Kondylus sowie Sklerose der Fossa glenoidalis und Reduktion des Gelenkspaltes.(17,60,68)

Auch im Rahmen der degenerativen Arthritis am Kiefergelenk wurden diese ossären Veränderungen beschrieben.(69,70) Eine Osteoarthrose hingegen zeichnet sich klinisch durch einen schmerzfreien Krepitus aus.(5) Es liegen keine Entzündungszeichen, jedoch degenerative Veränderungen der Hartgewebe, ähnlich der Osteoarthritis, vor.(5) Die zweidimensionale Röntgendiagnostik spielt bei dieser Erkrankung eine untergeordnete Rolle, da hierbei erst in einem fortgeschrittenen Stadium knöcherne Veränderungen identifizierbar werden. Die klinische Untersuchung eignet sich in diesem Fall deutlich besser zur Verlaufskontrolle.(5) Sollten chirurgische Therapieansätze erwogen werden, finden dreidimensionale Röntgenverfahren oder das MRT für die bildgebende Diagnostik Anwendung.(5)

Im Zusammenhang mit einer Osteoarthrose oder Osteoarthritis kann es zudem zu einer Formveränderung bis hin zur teilweisen Destruktion des Discus condylaris kommen.(5)

Maini definiert die rheumatoide Arthritis als chronische, entzündliche Form der Arthritis.(71) Diagnostisch zeigen sich hierbei strukturelle Knochenläsionen, wie unter anderem Erosionen oder Osteophyten der Kiefer-, Hand- oder Fußgelenke in der jeweiligen radiologischen Aufnahme.(71,72)

Eine Studie an Handknochen aus dem Jahr 2000 bestätigte die spätere Annahme, dass die Diagnostik der rheumatoiden Arthritis allein mittels konventioneller Röntgenaufnahmen nicht zufriedenstellend durchgeführt werden kann.(73)

Im Jahr 2005 wurde die Definition dieser, mit einer Inzidenz von 3 bis 5 pro 10.000 Einwohnern,(74) häufigsten Arthritisform durch Dieppe et al. um den Verlust von Knorpelgewebe der Synovialgelenke erweitert.(72) Der Verlauf der Erkrankung entwickelt sich schneller als bei einer Osteoarthritis;(75) röntgenologisch können die sichtbaren Defekte auch auf eine Osteoarthrose zurückzuführen sein. Es ist zu bedenken, dass mittels röntgenologischer Verfahren hartgewebliche Veränderungen zwar erkannt, jedoch nicht differentialdiagnostisch eindeutig zugeordnet werden können.(5)

Tritt eine rheumatische Osteoarthritis für mindestens drei Monate bei unter 16- jährigen Kindern auf, wird diese Sonderform als juvenile chronische Arthritis bezeichnet.(5,76) Die Inzidenz beträgt 5 bis 11 von 10.000 Kindern(77) und es wurde eine Häufung bei weiblichen Patienten beschrieben.(5)

Zu den Gelenkflächenveränderungen des humanen Kiefergelenks können Erosionen, Diskusperforationen, Abflachungen, Defekte, Osteophyten, Pseudozysten und subchondrale Sklerosen gezählt werden.

Einige Autoren beschrieben häufiger ossäre Veränderungen wie Erosionen, Osteophyten und Sklerosen auf der kondylären Oberfläche im Vergleich zur temporalen Gelenkfläche.(78,79)

Erosionen sind lokalisierte, flächige Gebiete geringerer Dichte mit Unterbrechung der Oberfläche des Knochen- und/ oder Knorpelgewebes, die oftmals mit einer Gelenkentzündung einhergehen.(73,80)

Sie treten häufiger an symptomatischen Kiefergelenken als an asymptomatischen Kiefergelenken auf.(81–85) Wang und Mitarbeiter beschrieben ebenfalls das Auftreten von erosiven Veränderungen bei symptomlosen Kontrollgruppen.(60)

Erosionen können als frühes Stadium degenerativer Veränderungen auftreten(86) und sind daher im Rahmen der Früherkennung von besonderem Interesse.

Marques und Mitarbeiter ermittelten in einer DVT- Studie eine Prävalenz für Erosionen am Kondylus von zirka 8 % der Kiefergelenksveränderungen.(87)

In einer Studie an 199 Patienten stellten Kim und Mitarbeiter fest, dass Abflachungen die häufigste ossäre Veränderung des Kondylus darstellten und im DVT sogar häufiger vorhanden waren als vollständig unauffällige Kondylen.(88). Ossäre Veränderungen wurden hierbei jedoch häufiger bei Patienten mit temporomandibulären Dysfunktionen

festgestellt. Die meisten Auffälligkeiten identifizierten Kim et al. in der sagittalen Betrachtungsebene im anterior- superioren und superioren Bereich. Deformitäten mit Konkavitäten traten jedoch vor allem im posterior- superioren Bereich auf. In der koronalen Betrachtungsebene wurden Erosionen am häufigsten im mesio- superioren und superioren Bereich festgestellt.(88) Degenerative Veränderungen wurden zudem häufiger im lateralen Gelenkanteil beschrieben.(5)

Auch im Zusammenhang mit kieferchirurgischen Maßnahmen konnten in zwei Studien Resorptionen am Kiefergelenkköpfchen festgestellt werden, die sich ein Jahr nach chirurgischer Intervention zwischen 0,4 mm - 1,5 mm bewegten.(89,90)

Auffällige Röntgenbefunde der knöchernen Kiefergelenkstrukturen sollten nur im Zusammenhang mit einer klinischen Untersuchung interpretiert werden, da solche Veränderungen teilweise asymptomatisch vorkommen können und dann keiner Therapie bedürfen.(91,92)

Nach heutigen technischen Standards ist es möglich, bereits sehr kleine, beginnende Veränderungen darzustellen.(91) Besonders hervorzuheben sind hierbei die Möglichkeiten der modernen dreidimensionalen Bildgebung, welche nicht nur für die Diagnostik viele zusätzliche Informationen liefern, sondern auch beispielsweise im Zusammenhang mit chirurgischen Interventionen mittels Computer- basierter Rekonstruktion äußerst detaillierte Vorhersagen des Behandlungsergebnisses zulassen können.(91)

1.3. Klassische bildgebende Diagnostik von Kiefergelenkserkrankungen

Die röntgenologische Bildgebung ist ein essenzieller Bestandteil der Untersuchung von Kiefergelenkstörungen,(93) da durch diese Untersuchungsmethode ossäre Veränderungen identifiziert, der Schweregrad der Veränderungen festgestellt und die Kondylus-Fossa- Relation dargestellt werden kann.(5)

Einige Autoren empfehlen zunächst die Durchführung einer klinischen Untersuchung, um anschließend entsprechend der individuellen Befundsituation weiterführende bildgebende Untersuchungsmethoden anzuordnen.(69,94) Eine initiale oder möglicherweise alleinige röntgenologische Untersuchung ohne Einbeziehung der Symptome eines Patienten entspricht weder den Richtlinien zur Minimierung der Strahlenbelastung noch können verschiedene Differentialdiagnosen sicher unterschieden werden.(69,78,80)

Zu den konventionell genutzten Methoden der bildgebenden Untersuchung des Kiefergelenks zählen Panoramaschichtaufnahmen, transpharyngeale oder transkraniale Röntgenaufnahmen, die konventionelle Computertomografie (CT), die korrigierte Tomografie

des Kiefergelenks, die Magnetresonanztomografie (MRT), die Arthrografie, die Ultraschografie und die digitale/ dentale Volumetomografie (DVT).(33,95,96)

Abhängig von den klinischen Untersuchungsergebnissen und den vorhandenen Symptomen sollte der Behandler die Indikation für eine bildgebende Diagnostik mit dem jeweils sinnvollsten Verfahren auswählen.(96) Dabei sollte das gewählte bildgebende Verfahren die knöchernen Strukturen und deren Morphologie, die Integrität und auch Veränderungen darstellen können.(69,93,94,97)

In Hinblick auf eine Bildgebung der weichgeweblichen Strukturen und des Discus articularis ist das MRT das aktuelle Mittel der Wahl.(94–96,98–102)

Soll im Speziellen der Discus articularis untersucht werden, bietet sich alternativ zum MRT die Sonografie als non- invasive, günstige Untersuchungsmethode an.(96) Sie bietet, genau wie das MRT, den Vorteil, die Bewegungen des Diskus visualisieren zu können ohne den Patienten einer Strahlenbelastung auszusetzen, ist jedoch in ihrer Qualität sehr abhängig von der Erfahrung und der Ausstattung des Untersuchers.(96)

Viele Jahre galt zur röntgenologischen Untersuchung des Kiefergelenks das konventionelle zweidimensionale Röntgenbild in unterschiedlichen Ausführungen als Mittel der Wahl. So beschrieb Brooks 1997 die transkraniale Projektion als besonders sinnvoll zur Untersuchung fortgeschrittener Stadien degenerativer Kiefergelenkserkrankungen.(95)

Eine Studie von Talmaceanu et al. verdeutlicht den aktuellen Stand der Wissenschaft und schlussfolgert, dass konservative röntgenologische Aufnahmen nach heutigen Standards nicht mehr sinnvoll sind und eine dreidimensionale Bildgebung, wie das CT oder das DVT, erforderlich ist, um die ossären Bestandteile der Kiefergelenke zufriedenstellend abzubilden.(96) Es besteht weitestgehend Einigkeit darüber, dass bei der Indikation zur Darstellung der hartgeweblichen Strukturen eine dreidimensionale Bildgebung aussagekräftiger ist als zweidimensionale Aufnahmen,(93,94,103–107) da konventionelle zweidimensionale Aufnahmen keine präzisen Aussagen zur Position des Kondylus und initialen knöchernen Veränderungen liefern.(108,109) Diverse Autoren beschrieben für die Panoramaschichtaufnahme, transkraniale Projektion und konventionelle Tomografie eine insgesamt eingeschränkte Präzision in der Darstellung der Kiefergelenkstrukturen.(95,110–112)

Auch Hussain et al. publizierten bereits im Jahr 2008 eine Studie, aus der hervorgeht, dass im Speziellen Osteophyten und Erosionen mittels zweidimensionaler Röntgenaufnahmen schwieriger zu diagnostizieren sind als mittels Computertomografie.(80)

Das klassische zweidimensionale Röntgenverfahren in der Zahnmedizin ist seit langer Zeit die Panoramaschichtaufnahme. Für diese Aufnahme wurde hinsichtlich der Kiefergelenksdiagnostik allerdings eine geringere Sensitivität und Spezifität im Vergleich zum Computertomogramm festgestellt,(69,113) da die Kondylen zum einen durch Projektion des Arcus zygomaticus und der Schädelbasis oftmals überlagert werden und zum anderen nur der laterale Teil der Gelenkköpfchen abgebildet wird.(69) Diese Aufnahmetechnik ist daher nicht geeignet für die Identifizierung kleiner knöcherner Läsionen an der kondylären Oberfläche.(95,110,114)

Die modernen dreidimensionalen Verfahren zur Bildgebung des Kiefergelenks sind das CT und das DVT. Beide Techniken erlauben multiplanare Rekonstruktionen der knöchernen Strukturen.(96)

Darstellbar sind der Kondylus selbst, seine Position in Bezug auf die umgebenden Nachbarstrukturen sowie degenerative Veränderungen der knöchernen Bestandteile,(115,116) wie Erosionen, Abflachungen, kortikale Sklerosen und Osteophyten.(95) Das CT löste die konventionellen Röntgenverfahren für den Indikationsbereich der knöchernen Kiefergelenksdiagnostik ab und etablierte sich als Goldstandard.(80,95,117,118) Tanimoto et al. ermittelten in Hinblick auf die Untersuchung knöcherner Veränderungen bessere Ergebnisse beim CT im Vergleich zum MRT, welches vorrangig zur Darstellung weichgeweblicher Strukturen verwendet wird(80) und den Vorteil der fehlenden Strahlenbelastung aufweist.(103,119,120)

Die diagnostische Überlegenheit des CT gegenüber dem MRT und diversen Einzelröntgenaufnahmen konnte beispielsweise für die Untersuchung der degenerativen Arthritis nachgewiesen werden.(112,121) Als Nachteil der CT- Untersuchung werden die hohe Strahlenbelastung, die notwendige Übung des Untersuchers in der Anwendung und Auswertung sowie der große materielle und finanzielle Aufwand angesehen.(33,78,96,122–124)

Bereits 1987 wurde für das CT eine Testgenauigkeit von 87 %, eine Sensitivität von 75 % und eine Spezifität von 100 % bei der Untersuchung von knöchernen Veränderungen des Kiefergelenks publiziert.(119) Weitere neuere Studien bestätigen die hohe Spezifität und Sensitivität.(125–127)

Yoshinori Arai führte im Jahr 1997 die dentale Volumentomografie für die Zahnmedizin ein.(128,129) Seitdem demonstrieren diverse Studien die Effektivität dieser Geräteklasse für eine Vielzahl zahnmedizinischer Indikationsbereiche,(128,130–132) weshalb das DVT sehr häufig zur Untersuchung des Kiefergelenks verwendet wird.(133–135)

Ebenso wie auch beim CT erhält der Untersucher hierbei hochauflösende, multiplanare Rekonstruktionen der aufgenommenen, knöchernen Struktur;(111,136,137) die Geräte sind im Vergleich zum CT jedoch kostengünstiger.(59) Durch die dreidimensionale, kegelförmige Geometrie des Strahlenbündels(127) und die resultierende effektivere Umlaufbahn ergeben sich zudem kürzere Aufnahmezeiten und eine vergleichsweise niedrigere Strahlendosis, die im Rahmen der Strahlenhygiene als großer positiver Faktor einzuordnen ist.(106,138–141)

Mit der Einführung der digitalen Volumentomografie wurden zahlreiche Studien durchgeführt, die diese neue Aufnahmemethode hinsichtlich der Diagnostik von Kiefergelenken mit der Computertomografie, dem bisherigen Goldstandard in dem Bereich der dreidimensionalen Röntgenverfahren, verglichen.(135)

Nicolielo und Mitarbeiter registrierten im Jahr 2017 eine bessere Erkennbarkeit des Knochens beim Multislice CT im Vergleich zum DVT.(25) Andere Autoren wiederum wiesen auf eine höhere räumliche Auflösung des DVT im Vergleich zum CT hin.(142,143) Honey et al. stellten hinsichtlich der Untersuchung erosiver Veränderungen am Kiefergelenk eine höhere Messgenauigkeit im DVT im Vergleich zur Panoramaschichtaufnahme fest.(112) Honda et al. beschrieben bei der Untersuchung der Kondylen eine Testgenauigkeit von 0,86 für das CT im Vergleich zu 0,90 für das DVT. Die Spezifität betrug für beide Untersuchungsmethoden jeweils 1,0; für das CT wurde eine Sensitivität von 0,70 im Vergleich zu 0,80 für das DVT ermittelt.(78) Die Autoren schlussfolgerten, dass das CT und das DVT vergleichbare Ergebnisse hinsichtlich der Kiefergelenksdiagnostik lieferten.

Während die konventionellen Methoden, wie die Panoramaschichtaufnahme und transkraniale Projektionen eine eingeschränkte Messgenauigkeit aufweisen,(95,110,111) wird das DVT nach heutigen Erkenntnissen als aussagekräftigste Methode zur Untersuchung der artikulierenden Oberflächen und deren knöcherner Veränderungen angesehen.(80,93,104,105)

Die digitale Volumentomografie hat sich mittlerweile neben der Kiefergelenksdiagnostik auch in diversen anderen zahnmedizinischen Fachgebieten wie der Oralchirurgie, der Endodontie, der Parodontologie, der Kieferorthopädie und der Implantologie etabliert.(144–149)

Durch eine stetige Weiterentwicklung der DVT- Aufnahmegeräte reagieren die Hersteller auf die individuellen Bedürfnisse der jeweiligen diagnostischen Anforderungen. Zudem wurden neue Konzepte entwickelt, um den hohen Strahlenschutzanforderungen gerecht

zu werden. Neueste Geräte ermöglichen mittlerweile Variationen in den physikalischen Aufnahmeparametern durch den Behandler, bieten aber auch vordefinierte „low-dose“-Protokolle mit Reduktion des Milliampere-sekunden- (mAs-) Produktes an, die zu einer verringerten Strahlenbelastung für den Patienten führen.

Für dieses „Indikations-abhängige Dosisreduktion“ (IADR)- Programm wurden in einer Promotionsarbeit aus dem Jahr 2015 spezifische Aufnahmeprotokolle definiert und hinsichtlich ihrer effektiven Strahlenbelastung untersucht.(150) Dabei wurde festgestellt, dass je nach Aufnahmeprotokoll stark unterschiedliche Strahlenbelastungen resultierten und diese immer noch signifikant höher ausfielen als bei konventionellen Röntgenaufnahmen. Durch die Verwendung eines reduzierten Bildausschnitts (Field of view von 20 cm x 10 cm) konnte die effektive Dosis jedoch weiter reduziert werden, so dass sie signifikant niedriger ausfiel als im konventionellen Röntgenbild. Durch die Reduktion der Stromstärke von 5,0 mA auf 2,0 mA und das Anlegen eines Schilddrüsenschutzes konnte selbst bei dem großen Bildausschnitt (Field of view von 20 cm x 17 cm) und der „IADR low-dose“- Einstellung eine effektive Strahlendosis von 12,3 µSv erreicht werden, was ebenfalls signifikant niedriger war als bei einer konventionellen Röntgenaufnahme.(150)

1.4. Digitale Volumetomografie zur bildgebenden Diagnostik von Kiefergelenkerkrankungen

Nach heutigem Erkenntnisstand hat die digitale Volumetomografie das CT bei der Mehrzahl der zahnmedizinischen Indikationen zur dreidimensionalen Bildgebung verdrängt und wird vermehrt zur Untersuchung des Kiefergelenks und dessen knöcherner Veränderungen genutzt,(104,151,152) da es eine kosten- und strahlenexpositionssparende Alternative(96,148,153,154) bei hoher Bildqualität darstellt.(155–158)

Aufgrund seiner hohen Spezifität und Sensitivität für die Diagnostik und Therapieplanung von knöchernen Kiefergelenksdefekten(160) der kortikalen und subkortikalen Strukturen des Kiefergelenkköpfchens(137) hat es sich als essenzielle Untersuchungsmethode etabliert. Die Bildgebung trabekulärer Strukturen hingegen wird in der Literatur bisher kritisch bewertet.(161–164)

Laut einer aktuellen Zusammenfassung von Caruso et al. ist das DVT aufgrund der guten Darstellbarkeit und Analyse der Kondylusform, -position und -oberfläche, des Kondylusvolumens sowie der hohen Genauigkeit von linearen Messungen besonders gut zur bildgebenden Untersuchung der hartgeweblichen Bestandteile des Kiefergelenks geeignet.(136) Wegen der kürzeren Aufnahmezeit und einer geringeren effektiven

Strahlenbelastung im Vergleich zum medizinischen CT(19,158,165,166) bezeichnen einige Autoren das DVT bereits als Goldstandard für die Untersuchung der Hartgewebe des kraniofazialen Systems.(60,105,106,167) Honda et al. ermittelten für das DVT eine Messgenauigkeit zur Diagnose knöcherner degenerativer Kiefergelenksveränderungen von 0,90.(79) Außerdem wurde in anderen Untersuchungen eine hohe Sensitivität bestätigt.(66,153)

In der Literatur finden sich diverse Studien bezüglich des Vergleiches verschiedener bildgebender Verfahren. Gegenüber konventionellen Röntgenaufnahmen bietet das DVT den Vorteil, das Kiefergelenk dreidimensional darzustellen und somit Überlagerungen lateraler, knöcherner Strukturen vermeiden zu können.(97,107,168)

Im Rahmen der klinischen Entscheidungsfindung hinsichtlich der Therapie von temporomandibulären Dysfunktionen liefern Röntgenbefunde aus dem DVT häufiger therapieentscheidende Informationen als Panoramaschichtaufnahmen.(169)

Salemi und Mitarbeiter stellten darüber hinaus eine signifikant bessere Identifikationsgenauigkeit von simulierten Kondylusdefekten und Osteophyten im DVT im Vergleich zur Panoramaschichtaufnahme und lateralen Kiefergelenkstomografie fest.(170)

Einige Wissenschaftler konnten hinsichtlich der Diagnostik von Kiefergelenksveränderungen beziehungsweise der Identifizierbarkeit von ossären Veränderungen keinen signifikanten Unterschied zwischen CT und DVT ermitteln,(105,106,171) wohingegen andere Autoren eine bessere Genauigkeit zur Identifizierung knöcherner Defekte mittels digitaler Volumentomografie im Vergleich zu einem CT oder anderen Bildgebungsverfahren beschrieben.(79,113) In diversen Studien wurde das DVT sogar als beste Methode zur Untersuchung des Kiefergelenks(142,172,173) und zur Diagnostik der Osteoarthritis bezeichnet.(174,175)

DVT- Aufnahmen erlauben die Diagnostik früher Stadien der juvenilen idiopathischen Arthritis,(175) da bereits frühe Anzeichen wie kleine Erosionen bis hin zu schwerwiegenden Deformationen des Kondylus identifizierbar sind.(175) Auch im Rahmen der Diagnostik der Kiefergelenksarthrose ist das DVT als Erstuntersuchungsmethode und zur Verlaufskontrolle geeignet, da es sowohl die Lokalisation als auch die Einschätzung des Schweregrades von knöchernen Veränderungen ermöglicht.(174)

DVT- Aufnahmen weisen eine signifikant geringere effektive Strahlendosis auf als Aufnahmen von konventionellen CTs und sind daher im Hinblick auf die Erfüllung aktueller Strahlenschutzrichtlinien vorzuziehen.(124,158)

Aufgrund des hohen Bedarfs an dreidimensionaler Bildgebung im Bereich der Zahnmedizin rückte auch die Betrachtung der Strahlenbelastung immer mehr in den Fokus des Interesses. Als Reaktion darauf entwickelte die Industrie alternative strahlenreduzierte Aufnahmeoptionen. Es wurden DVT- Geräte eingeführt, die neben der Auswahl des Field of view und der Bildauflösung auch eine abgestufte oder stufenlose Einstellbarkeit der physikalischen Parameter erlauben.

Bislang erfolgte die Minimierung der Strahlenbelastung vor allem durch Begrenzung des Betrachtungsausschnitts (Field of view, FOV). Allerdings ist bei einigen Geräten das FOV nicht unabhängig von der Voxelgröße einstellbar, was dazu führte, dass eine Aufnahme mit kleinem FOV durchaus mit einer höheren Strahlenbelastung verbunden war als bei größeren FOVs.(176) Die Einführung sogenannter „(ultra-) low- dose“- Protokolle sollte als zusätzliche Einstellmöglichkeit eine weitere Reduktion der Strahlenexposition ermöglichen. Für einige solcher Protokolle wurde bereits eine signifikant geringere Strahlenbelastung nachgewiesen.(176) Der Begriff „(ultra-) low- dose“ ist jedoch nicht eindeutig definiert und wird je nach Hersteller für unterschiedliche Programme verwendet.

Die effektive Strahlendosis ist abhängig von der DVT- Einheit, den Protokoll- Optionen sowie der Größe und Position des FOV im Verhältnis zu den strahlenempfindlichen Organen.(177–179) Die in der Literatur beschriebenen effektiven Strahlendosen für DVT- Aufnahmen reichen von 68 μSv bis 1073 μSv und verdeutlichen die Inhomogenität dieser Geräteklasse hinsichtlich der Strahlenexposition.(180) Es wurden außerdem DVT- Aufnahmen beschrieben, die eine effektive Strahlenbelastung produzieren, die derjenigen von zweidimensionalen Panoramaschichtaufnahmen gleicht.(176)

Beispielsweise stellten Zhang und Mitarbeiter für das Planmeca ProMax[®] 3D Mid (Helsinki, Finnland) bei den von ihnen als Standardeinstellung definierten Parametern in Form von einem Field of view von 8 cm x 8 cm, der größten Patientengröße, einer normalen Auflösung von 0,32 mm Voxelgröße und 12 Bit Pixeltiefe eine Strahlendosis von 298 μSv fest.(34) Durch die Veränderung der Aufnahmeparameter konnte hingegen eine Verringerung der Strahlendosis von zwei Drittel im Vergleich zum Standardprotokoll erreicht werden.(34) Feragalli und Mitarbeiter ermittelten für eine low- dose- Aufnahme des Pax Zenith 3D[®] (Vatech) mit großem FOV (24 cm x 19 cm) und normaler Bildauflösung eine effektive Dosis von 35 μSv und beschrieben dabei eine hohe Bildqualität.(181)

Digitale Volumentomografen sind allerdings nicht nur hinsichtlich der entstehenden effektiven Strahlenbelastung, sondern auch in Bezug auf die Bildqualität als inhomogene Geräteklasse anzusehen.

Die Bildqualität hängt, ähnlich wie die resultierende Strahlenbelastung, von einer Vielzahl von Parametern, wie dem Untersuchungsobjekt selbst, dem Aufnahmegerät und dem Detektortyp, der Röhrenspannung, der Stromstärke, dem mAs-Produkt, dem Field of view, der Aufnahmezeit sowie der Voxelgröße ab.(98,180,182–184)

Dies hat zur Folge, dass sich verschiedene DVT- Geräte hinsichtlich der Bildqualität in der Darstellung feiner Strukturen unterscheiden.(159)

In den meisten DVT- Geräten sind die Einstellungen festgelegt. Einzig die Patientengröße, das FOV und die Auflösung in Form der Voxelgröße sind je nach Indikation und klinischer Fragestellung variabel einstellbar.(34,185) Eine höhere Bildauflösung mit geringerer Voxelgröße muss dabei nicht zwangsläufig einen höheren diagnostischen Wert besitzen als eine Aufnahme mit geringerer Auflösung.(186) Eine kleinere Voxelgröße bedingt zudem nicht zwangsläufig ein gesteigertes Kontrast- Rausch- Verhältnis.(183)

Bei vielen Geräten kann eine hinreichend hohe Bildauflösung nur durch die Verwendung kleiner FOVs erzielt werden. Trotz Begrenzung des FOV resultieren bei diesen Aufnahmen teilweise hohe effektive Strahlenbelastungen. Da die Bildauflösung ein wesentlicher Einflussfaktor auf die resultierende Strahlenexposition darstellt, konnten Zusammenhänge zwischen der Bildqualität einer DVT- Aufnahme und der effektiven Strahlendosis nachgewiesen werden.(106,138,140,141,143,144)

Es wurde zudem festgestellt, dass die Reduktion der Röhrenstromstärke die Bildqualität beeinflusst.(176,187) Bei einem gesteigerten mAs-Produkt wurde bei konstantem FOV und konstanter Voxelgröße ein verstärktes Signal- Rausch- Verhältnis ermittelt.(176) Ludlow et al. stellten darüber hinaus fest, dass die Abnahme der Strahlenbelastung doppelt so groß war wie die Abnahme der Bildqualität und schlussfolgerten, dass dieser Kompromiss für bestimmte diagnostische Aufgaben akzeptabel sein könnte.(176) Bastos und Mitarbeiter verglichen fünf verschiedene Protokolle, inklusive eines mAs- reduzierten „low- dose“- Protokolls, hinsichtlich der Detektionsgenauigkeit von kondylären Knochendefekten. Sie stellten eine erhebliche Dosisreduktion fest, schlussfolgerten aufgrund der verringerten Bildqualität jedoch, dass das „low- dose“- Protokoll nur bei frühen degenerativen Läsionen eingesetzt werden sollte.(188)

Viele Autoren haben sich in den vergangenen Jahren mit dem Nutzen des DVTs als bildgebendes Verfahren zur Untersuchung knöcherner Erosionen des Kiefergelenks beschäftigt.(62,79,98,107,189) Im Vergleich zur direkten makroskopischen Beurteilung der Gelenkoberfläche wurde eine gute Reliabilität für das DVT festgestellt.(34,79,105,108)

In einer Metaanalyse zur diagnostischen Genauigkeit knöcherner Defekte am Kiefergelenk im DVT ermittelten Ma und Mitarbeiter eine gepoolte Spezifität von 0,87 und eine Sensitivität von 0,67.(190) Sie beschrieben in dieser Arbeit jedoch diverse Inhomogenitäten zwischen den vorhandenen Studien, wie Unterschiede in den Bildmodalitäten, dem Studienmaterial sowie den Defektgrößen und -morphologien. Honda und Mitarbeiter ermittelten im Vergleich zur makroskopischen Beurteilung eine Sensitivität zur Identifizierung von Erosionen und Osteophyten im DVT von 0,80, eine Spezifität von 1 und eine Testgenauigkeit von 0,90.(79)

Einige Untersuchungen konnten einen Einfluss des DVT- Aufnahmeprotokolls auf die diagnostische Testgenauigkeit von erosiven Veränderungen am Kiefergelenk feststellen,(98,108) wohingegen andere Autoren keine solchen Abhängigkeiten nachweisen konnten.(34,191) Bezüglich des Einflusses der räumlichen Auflösung auf die Darstellbarkeit graziler Strukturen ist die Literatur bislang inkonsistent.(191) Patel und Mitarbeiter untersuchten den Einfluss zweier Voxelgrößen (0,2 mm und 0,4 mm) und der Defektdimensionen (verschiedene Defektdurchmesser und Defekttiefen) auf die Identifikations- und Lokalisationsgenauigkeit sowie auf die Messgenauigkeit simulierter Defekte an 22 Schweinekondylen.(108) Bei der Defektvermessung stellten sie Messfehler im Submillimeterbereich fest. Für kleine knöcherner Defekte ermittelten sie eine signifikant geringere Sensitivität von 67,3 % bei einer Auflösung von 0,4 mm und eine gesteigerte Sensitivität bei 0,2 mm Voxelgröße.(108) Jones und Mitarbeiter wendeten eine ähnliche Untersuchungsmethode wie Patel et al. an, um herauszufinden ob die in der Kieferorthopädie häufig angewendete Bildauflösung von 0,4 mm Voxelgröße im Vergleich zu einem CT mit 0,625 mm Bildauflösung für die Diagnostik sehr kleiner artifizierlicher Defekte (1,5 mm Durchmesser und Tiefe) geeignet ist.(192) Sie stellten fest, dass das untersuchte DVT-Aufnahmeprotokoll signifikant schlechtere Ergebnisse produzierte und, dass der Einsatz von Bildsegmentierung oder „Color mapping“ keine Verbesserung herbeiführte. Verner und Mitarbeiter untersuchten zudem den Einfluss verschiedener DVT- Filter auf die Bildqualität und die Identifikation knöcherner Kiefergelenksveränderungen.(60) Auch sie konnten keinen signifikanten Einfluss auf die Testgenauigkeit von erosiven Veränderungen feststellen.

Zhang und Mitarbeiter ermittelten keine signifikanten Unterschiede zwischen Protokollen mit großem und durchschnittlichem Bildausschnitt sowie zwischen normaler und hoher Bildauflösung.(34,191) Sie berechneten für die verschiedenen Bildausschnitte vergleichbare Bereiche unter der Receiver- Operating- Characteristic- Kurve von 0,739 und 0,720

und schlussfolgerten, dass bei unterschiedlichen Bildauflösungen und ansonsten konstanten Aufnahmeparametern nicht zwangsläufig verschiedene Messgenauigkeiten resultieren.(191) In einer DVT- Studie zur Vermessung künstlicher Kieferspalten konnte ebenfalls kein Einfluss der Bildauflösung und des FOV auf die resultierende Messgenauigkeit nachgewiesen werden.(193)

Außerdem scheint neben den Bildaufnahmeparametern die zu untersuchende Defektdimension die Sensitivität im DVT zu beeinflussen.(108,128) Es wurde eine reduzierte Genauigkeit der Identifikation kleinerer artifizierlicher Knochendefekte am Kondylus beschrieben.(108,128) Patel et al. registrierten bei sehr kleinen kondylären Defekten (≤ 2 mm) eine Abnahme der Gesamtsensitivität von 87,5 % auf 72,9 %.(108) Katakami und Mitarbeiter stellten zudem eine gute Testgenauigkeit für große knöcherner Defekte am Kondylus fest.(153) Einige Studien beschrieben zudem eine geringe Sensitivität für die Identifizierung abgeflachter Kondylusdefekte und Osteophyten.(105,106)

Unter Berücksichtigung der Prävalenz erosiver Veränderungen schlussfolgerten Patel und Mitarbeiter, dass eine positive Defektidentifizierung bei asymptomatischen Kiefergelenken aufgrund einer reduzierten Messgenauigkeit kritisch bewertet werden sollte.(108) Sie berechneten anhand ihrer Ergebnisse, dass ein Drittel der sehr kleinen Defekte (Durchmesser und Tiefe ≤ 2 mm) bei der Untersuchung mit großem FOV und 0,4 mm Voxelgröße übersehen würden. Sie schlussfolgerten darüber hinaus, dass unabhängig davon, ob die untersuchten Kiefergelenke symptomatisch oder asymptomatisch sind, von einem hohen negativen Vorhersagewert von bis zu 90 % ausgegangen werden müsse. Aufgrund des steigenden Einsatzes der digitalen Volumentomografie rückt die Debatte um die Gefahr einer erhöhten Strahlungsexposition für den Patienten immer mehr in den Fokus des Interesses.(176) Erstrebt wird eine möglichst genaue Darstellung aller fraglichen Strukturen bei einer minimalen Strahlenbelastung. Auf diese Ansprüche hat die Industrie mit der Entwicklung strahlungsreduzierter Aufnahmeprotokolle reagiert, die eine effektive Dosisreduktion von bis zu 87 % im Vergleich zu Standardprotokollen aufweisen können.(180) Da sich die DVT- Systeme jedoch sowohl hinsichtlich der effektiven Strahlendosis(180) als auch in Bezug auf die Bildqualität teilweise enorm unterscheiden,(159) ist die Aussagekraft der Ergebnisse von Untersuchungen einzelner Aufnahmeparameter eingeschränkt und es darf nicht ohne weiteres von einer Übertragbarkeit auf ein beliebiges DVT- Gerät ausgegangen werden.

Durch die Erweiterung der Einstellungsoptionen ergibt sich die Möglichkeit, je nach den Bildgebungsanforderungen der individuellen diagnostischen Fragestellung ein

Aufnahmeprotokoll zu wählen, das die größtmögliche Dosisreduktion bei hinreichend guter Darstellungsgenauigkeit liefert. Aus diesem Grund fordern diverse Autoren eine individuelle Anpassung der Aufnahmeparameter an die spezifische diagnostische Fragestellung.(176,181,194,195) Aufgrund des Fehlens valider Daten zur diagnostischen Brauchbarkeit strahlenreduzierter Aufnahmeprotokolle(176,194) ist die Anwendbarkeit der erweiterten Einstellungsoptionen für den praktisch tätigen Behandler jedoch noch limitiert. Es fehlen grundlegende Untersuchungen für die Definition indikationsorientierter optimierter Aufnahmeprotokolle für die Kiefergelenksdiagnostik im Allgemeinen und die Untersuchung erosiver Veränderungen im Speziellen.

2. Fragestellung

Die Bildqualität und die effektive Strahlendosis einer DVT- Aufnahme werden durch eine Vielzahl von Parametern, wie beispielsweise der Voxelgröße und dem FOV, beeinflusst. Durch die stufenlose Einstellbarkeit der physikalischen Parameter bei neueren DVT- Geräten kann eine signifikante Dosisreduktion erreicht werden. Es fehlen jedoch wissenschaftliche Daten zum diagnostischen Nutzen mAs- reduzierter Aufnahmeprotokolle hinsichtlich spezifischer Indikationen. Die Identifikation und Bewertung des Ausmaßes degenerativer knöcherner Veränderungen auf der Kiefergelenksoberfläche ist von therapieentscheidender Bedeutung. Der Einfluss eines veränderten mAs- Produktes auf die Detektions- und Messgenauigkeit kondylärer Knochendefekte wurde bislang nicht systematisch untersucht. Die vorhandenen Studien mit nicht- mAs- reduzierten DVT- Aufnahmen weisen zudem Limitationen, wie eine geringe Stichprobenzahl oder fehlendes umgebendes Weichgewebe, auf. Darüber hinaus fehlen Daten zum Einfluss der Defektlokalisation. Ziel der vorliegenden Studie war die systematische Untersuchung spezifischer mAs- reduzierter Aufnahmeprotokolle hinsichtlich der Identifizierbarkeit und Messgenauigkeit artifizierlicher Knochendefekte an Schweinekondylen. Es sollte zudem der Einfluss der Defektgröße und -lokalisation sowie verschiedener Voxelgrößen und FOVs ermittelt werden.

In Hinblick auf die Fragestellung wurden folgende Hypothesen überprüft:

1. Die Messung der Defekttiefe artifizierlicher knöcherner Defekte am Schweinekondylus ist im digitalen Volumentomogramm intraindividuell reproduzierbar möglich.
2. Die Identifizierung artifizierlicher knöcherner Defekte am Schweinekondylus ist im digitalen Volumentomogramm intra- und interindividuell möglich.
3. Die Messgenauigkeit der Defekttiefe von artifizierlichen knöchernen Defekten unterscheidet sich in digitalen Volumentomogrammen mit spezifischen dosisreduzierten Aufnahmeprotokollen nicht vom Goldstandard.
4. Die Messgenauigkeiten der Defekttiefe von artifizierlichen knöchernen Defekten unterscheiden sich in digitalen Volumentomogrammen mit spezifischen dosisreduzierten Aufnahmeprotokollen untereinander nicht.
5. Die Messgenauigkeit der Defekttiefe von artifizierlichen knöchernen Defekten in digitalen Volumentomogrammen ist unabhängig von der Defektgröße.
6. Die Messgenauigkeit der Defekttiefe von artifizierlichen knöchernen Defekten in digitalen Volumentomogrammen ist unabhängig von der Defektlokalisation.

7. Die Messgenauigkeit der Defekttiefe von artifiziellen knöchernen Defekten in digitalen Volumentomogrammen ist unabhängig von der Interaktion der Defektgröße und der Defektlokalisierung.
8. Die Sensitivität und Spezifität der Identifikation artifizierender Defekte am Schweinekondylus unterscheiden sich in digitalen Volumentomogrammen mit spezifischen dosisreduzierten Aufnahmeprotokollen untereinander nicht.
9. Die Sensitivität und Spezifität der Identifikation artifizierender Defekte am Schweinekondylus sind in digitalen Volumentomogrammen unabhängig von der Defektgröße.
10. Die Sensitivität und Spezifität der Identifikation artifizierender Defekte am Schweinekondylus sind in digitalen Volumentomogrammen unabhängig von der Defektlokalisierung.

3. Methodik

3.1. Allgemeine Methodik

3.1.1. Probengut

Es wurden insgesamt 15 rechte und 15 linke, frische Schweinekopfhälften (Alter der Schweine ca. 3 Monate) genutzt, sodass die Messungen an insgesamt 30 intakten Kondylen durchgeführt werden konnten.

Da die vollständigen Schweinekopfhälften bei entsprechender Positionierung in anterior-posteriorer Ausdehnung die Kapazitäten des Umlaufradius des dentalen Volumentomografen überschritten, wurde zunächst der ventrale Anteil des Unterkiefers und des Oberkiefers abgetrennt.

Hierbei erfolgte eine schlitzförmige, vertikale Eröffnung der Weichgewebe ventral des Musculus massetericus mit anschließender Durchtrennung der lateralen und medialen Hart- und Weichgewebe mit Hammer und Meißel sowie anschließendem Absetzen des anterioren Anteils von Maxilla und Mandibula.

Zur Mobilisation des Condylus mandibulae wurden die Ansätze des Musculus massetericus und des Musculus pterygoideus medialis sowie das Periost scharf abpräpariert.

Nachdem auch die Ansätze des Musculus temporalis und die Ligamente schonend abgetrennt wurden, konnte die dorsale Gelenkkapsel durch laterale Verlegung der weichgeweblichen Strukturen dargestellt werden. Im Anschluss wurde der inferiore temporo-mandibuläre Gelenkspalt durch Durchtrennung des Ligamentum inferior und der inferioren, dorsalen Kapsel eröffnet. So konnte vom Gelenkspalt ausgehend die Kapsel medial, lateral und ventral vom Collum mandibulae abpräpariert werden. Dies erfolgte unter vollständiger Erhaltung und Schonung des Discus mandibularis sowie der Gelenkkapsel mit der jeweiligen Befestigung an der Schädelbasis.

Nach dorsokaudaler Luxation des Condylus wurde zur Freilegung der knöchernen Oberfläche die kondyläre Gelenkfläche präpariert.

Am so vorbereiteten Gelenkköpfchen wurde mit Hilfe von minimal außerhalb des zu untersuchenden Bereiches punktuell befestigten, 2 mm langen Guttapercha- Markierungen (Iso- Größe 80) die Gelenkfläche in 4 Quadranten (posterior- medial = pm; anterior- medial = am, posterior- lateral = pl, anterior- lateral = al) unterteilt.

In vorher zufällig festgelegter Zusammensetzung wurden unter Wasserkühlung Knochen-defekte mit Rosenbohrern der Durchmesser 1 mm, 2 mm bzw. 3 mm gesetzt, wobei pro Quadrant 0 bis maximal 4 artifizielle Defekte vorkamen.

Die Defekttiefen wurden in drei Gruppen eingeteilt (DG I: <2 mm, DG II: 2 mm - 3 mm, DG III: >3 mm).

Die Kontrolle der geplanten Defekttiefe und Lokalisation erfolgte mit einer Millimeter- skalierten Parodontalsonde.

Nach erfolgreicher Defektpräparation wurde der Kondylus innerhalb der hart- und weichgeweblichen Strukturen wieder in die anatomische Position geschoben und die zuvor zur Seite geklappten Weichgewebe inklusive der entfernten Gelenkkapsel wieder aufgelegt. Jeweils eine linke und eine rechte Kopfhälfte wurden mit nicht röntgenopaken Gummibändern (180 mm x 13 mm x 1 mm bei 115 mm Durchmesser) in anatomischer Position fixiert.

Die so einem humanen Kopfpräparat in Form, Größe und Anatomie sehr ähnlichen Kopfpräparate wurden im DVT- Gerät positioniert und es wurden anschließend Volumentomogramme, wie nachfolgend beschrieben, aufgenommen.

Die Dokumentation der Präparationsschritte kann der Abbildung 1 entnommen werden.



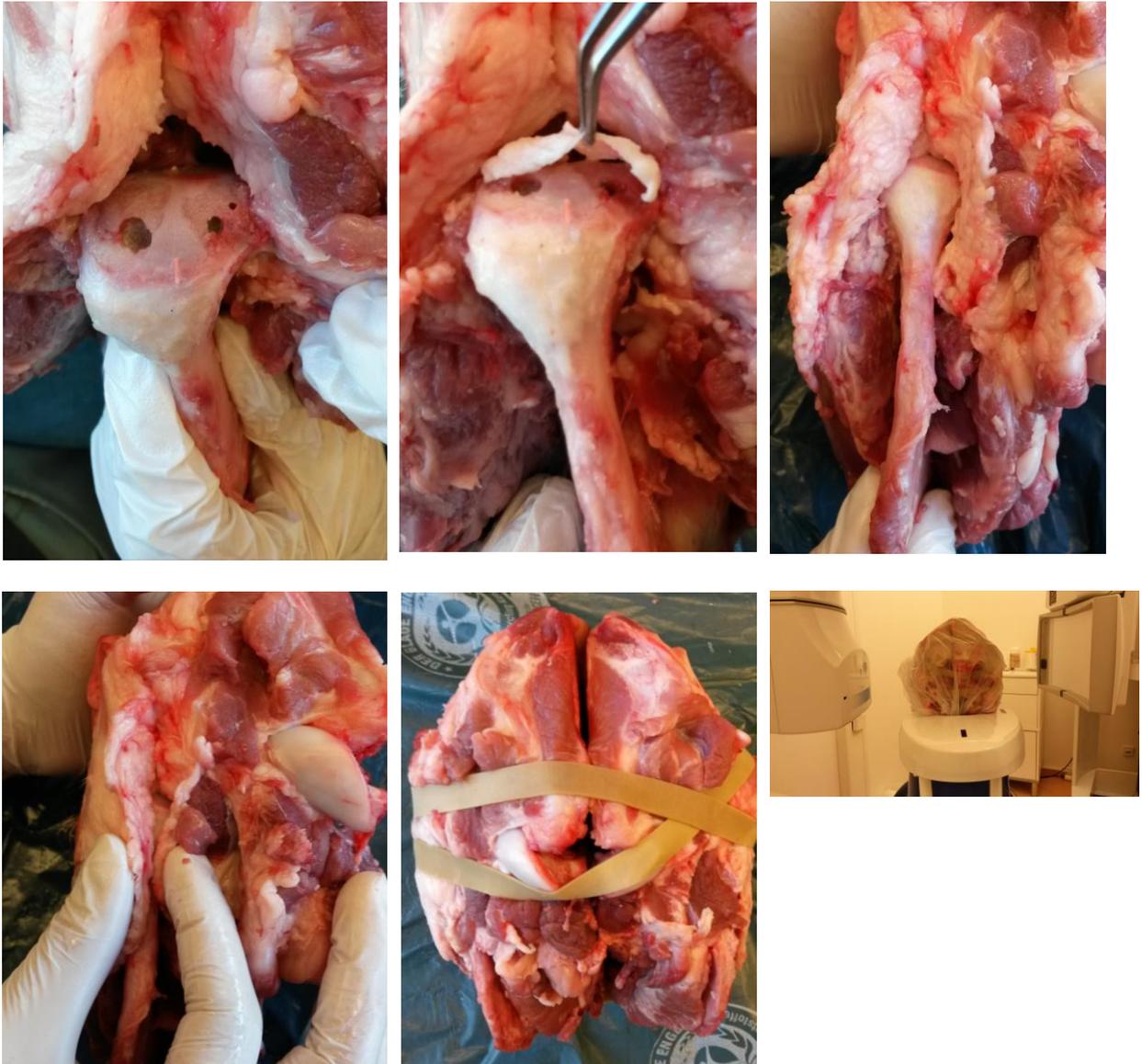


Abb. 1: Schrittweise Präparation des Probenguts und Positionierung im DVT- Gerät

3.1.2. DVT- Parameter

Die DVT- Aufnahmen wurden im MESANTIS®- Institut in Berlin mit dem Planmecca ProMax® 3D Mid (Helsinki, Finnland) durchgeführt.

Der präparierte und fixierte Schweineschädel wurde im DVT- Gerät analog zum menschlichen Schädel positioniert. Hierbei wurden zugunsten der Lagestabilisierung zuvor die Kinnaufgabe und das Aufbissstück vom Gerät entfernt und der Schädel auf dem Positionierungstisch fixiert. Mithilfe der Lichtvisiere wurde der Schädel hinsichtlich der Frankfurter Horizontale und der Medianebene justiert.

Es wurde anschließend im Bedienfeld die Kopfgröße „M“ ausgewählt und die protokollspezifischen Parameter (Tabelle 1) eingestellt.

Insgesamt wurden 26 unterschiedliche mAs- reduzierte Protokolle aufgenommen, die sich hinsichtlich Stromstärke, Belichtungszeit, Auflösung und Field of view unterschieden. Die Röntgenröhrenspannung betrug 90 kV für alle Protokolle.

Zusätzlich zur Auswahl der Bildauflösung „LD“ (600 µm, niedrig aufgelöste Indikations- abhängige Dosisreduktion), „Norm“ (400 µm, normal aufgelöste Indikations- abhängige Dosisreduktion) oder „HD“ (200 µm, hoch aufgelöste Indikations- abhängige Dosisreduktion) wurde bei allen Protokollen, ausgenommen der Goldstandard- Protokolle (Protokoll 1 und Protokoll 16), zusätzlich die Funktion „ULD™“ (ultra- low- dose) ausgewählt.

Für die Aufnahme der DVTs und Erzeugung der DICOM- Datensätze wurde die Romexis®- Software verwendet.

Tabelle 1: Zusammenstellung der verwendeten Aufnahmeprotokolle

Protokoll 1 und Protokoll 16 sind als Goldstandardprotokolle (GS) für das jeweilige FOV hervorgehoben. Die Röntgenröhrenspannung betrug 90 kV für alle Protokolle.

*: Die Werte der protokollspezifischen effektiven Strahlendosis wurden der Dissertation von Frau Dr. Währisch entnommen.(151)

FOV: Sichtfeld; mAs: Milliampere- Sekunde; ED: effektive Dosis; SS: Schilddrüsenschutz; HD: hoch aufgelöst (high definition); HD IADR: hoch aufgelöste Indikations- abhängige Dosisreduktion; N IADR: normal aufgelöste Indikations- abhängige Dosisreduktion; LD IADR: niedrig aufgelöste Indikations- abhängige Dosisreduktion

Protokoll	Dosiseinstufung	FOV	Voxelgröße [µm]	Stromstärke [mA]	Umlaufzeit [s]	mAs-Produkt	ED mit SS* [µSv]
1 (GS)	HD	20 cm x 17 cm	200	10	36	360	263
2	LD IADR	20 cm x 17 cm	600	5	9	45	31

3	LD IADR	20 cm x 17 cm	600	4	9	36	25
4	LD IADR	20 cm x 17 cm	600	3,2	9	27	18
5	LD IADR	20 cm x 17 cm	600	2,5	9	22,5	15
6	LD IADR	20 cm x 17 cm	600	2	9	18	12
7	N IADR	20 cm x 17 cm	400	7,1	9	63,9	44
8	N IADR	20 cm x 17 cm	400	6,3	9	54	37
9	N IADR	20 cm x 17 cm	400	5	9	45	31
10	N IADR	20 cm x 17 cm	400	4	9	36	25
11	HD IADR	20 cm x 17 cm	200	7,1	12	85,2	58
12	HD IADR	20 cm x 17 cm	200	6,3	12	72	49
13	HD IADR	20 cm x 17 cm	200	5	12	60	41
14	HD IADR	20 cm x 17 cm	200	4	12	48	33
15	HD IADR	20 cm x 17 cm	200	3,2	12	38,4	26
16 (GS)	HD	20 cm x 10 cm	200	10	18	180	156
17	LD IADR	20 cm x 10 cm	600	6,3	4,5	27	24
18	LD IADR	20 cm x 10 cm	600	5	4,5	22,5	20
19	LD IADR	20 cm x 10 cm	600	4	4,5	18	16
20	LD IADR	20 cm x 10 cm	600	2,5	4,5	11,25	10
21	N IADR	20 cm x 10 cm	400	7,1	4,5	32	28
22	N IADR	20 cm x 10 cm	400	6,3	4,5	27	23

23	N IADR	20 cm x 10 cm	400	5	4,5	22,5	20
24	N IADR	20 cm x 10 cm	400	4	4,5	18	16
25	HD IADR	20 cm x 10 cm	200	7,1	6	42,6	36
26	HD IADR	20 cm x 10 cm	200	6,3	6	36	30
27	HD IADR	20 cm x 10 cm	200	5	6	30	25
28	HD IADR	20 cm x 10 cm	200	4	6	24	20

3.1.3. Allgemeine Messmethodik

Alle Auswertungen wurden an DIN- genormten Befundungsmonitoren des Röntgeninstituts des Befundungszentrums MESANTIS® Berlin vorgenommen.

Zur Untersuchung diente die 3D- Imaging- Software InVivo 5® (Anatomage Inc., San Jose, Kalifornien). Die Messungen der Messfehlerbestimmungs- sowie beider Auswertungsphasen fanden immer an denselben Befundungsmonitoren unter gleichen abgedunkelten Lichtverhältnissen statt.

Den ersten Abschnitt der Auswertung führte ein über die DVT- Fachkunde verfügender Auswerter durch. Dieser untersuchte nach Durchführung der festgelegten Justierung der 3D- Datensätze zunächst alle Kondylen auf die Anwesenheit von Defekten. Anschließend wurde für alle aufgefundenen Defekte eine Tiefenmessung mit Software- eigenen Messinstrumenten durchgeführt.

Im zweiten Auswertungsabschnitt untersuchten drei unabhängige Auswerter die DVTs hinsichtlich der geschätzten Tiefe der artifizierten Defekte. Alle Auswerter verfügten über Vorkenntnisse in der Auswertung von 3D- Datensätzen und durchliefen zusätzlich eine Instruktions- und Übungsphase. Die Ausrichtung der Datensätze wurde grundsätzlich durch den Studienleiter und somit immer identisch durchgeführt. Die unabhängigen Auswerter untersuchten jeden Kondylus zunächst quadrantenspezifisch auf die Anwesenheit von Defekten und ordneten anschließend jeden Defekt durch subjektive Einschätzung einer der drei beschriebenen Defekttiefenkategorien zu.

3.1.4. Statistische Auswertung

Nach der Datenerhebung von den n= 30 Kondylen mit jeweils 4 Quadranten (n= 120 Quadranten) erfolgte die statistische Auswertung in Form von explorativer Datenanalyse und Signifikanztests sowie die Erstellung der Abbildungen mittels SPSS Statistics® (Statistical Package of Social Science, Version 20, Chicago, IL, USA). Patel et al. errechneten eine minimale Stichprobengröße von 16 Defektlokalisationen pro Defektkategorie für eine Teststärke von 90 % zur Identifizierung und Zuordnung zur Defektkategorie.(108) Da in der vorliegenden Arbeit die maximale Defektanzahl pro Quadrant auf vier festgelegt wurde, übersteigt die Stichprobenzahl diese Mindestanforderung deutlich.

Eine differenzierte Auflistung der Stichprobenverteilung kann Tabelle 2 entnommen werden. Der endgültige Stichprobenumfang hinsichtlich der Defektkategorien wurde anhand des Goldstandardprotokolls 1 festgelegt.

Tabelle 2: Übersicht der lokalisations- und defekttiefenspezifischen Stichprobenzahl

DG: Defektgruppe; n: Stichprobenzahl; pm: posterior- medial;

pl: posterior- lateral; am: anterior- medial; al: anterior- lateral

Quadrant	Defektfrei		DG I		DG II		DG III		DG gesamt	
	n	[%]	n	[%]	n	[%]	n	[%]	n	[%]
pm	2	11,76	6	14,29	17	33,33	22	28,57	45	26,47
pl	3	17,65	14	33,33	17	33,33	25	32,47	56	32,94
am	10	58,82	8	19,05	7	13,73	12	15,58	27	15,88
al	2	11,76	14	33,33	10	19,61	18	23,38	42	24,71
Gesamt	17	100	42	100	51	100	77	100	170	100

Zur Untersuchung der in der Fragestellung definierten Hypothesen wurden verschiedene statistische Tests verwendet. Die Nullhypothese wurde bei einem Signifikanzniveau von 5 % ($p < 0,05$) verworfen. Alle Angaben der p- Werte wurden auf 3 Stellen nach dem Komma gerundet.

Zunächst erfolgte eine Messfehlerbestimmung. Die intraindividuelle Reproduzierbarkeit für die Messung der Defekttiefen wurde anhand von Mehrfachmessungen eines Untersuchers mittels Methodenfehler nach Dahlberg, Zuverlässigkeitskoeffizienten nach Houston und Intraklassenkorrelation (ICC) überprüft.

Der Methodenfehler nach Dahlberg (MF) wird definiert als die bei einer Wiederholungs-

messung auftretende Schwankungsbreite und wird wie folgt berechnet:

$$MF = \sqrt{\frac{\sum d^2}{2n}} \quad .(196)$$

D repräsentiert die Differenz zwischen den Doppelmessungen; n steht für die Anzahl der Messungen.

Der Zuverlässigkeitskoeffizient nach Houston wird wiederum aus dem Methodenfehler nach Dahlberg und der Standardabweichung der Messreihe berechnet.(197) Je näher dieser Wert am Wert 1 liegt, als desto zuverlässiger ist die Variable anzusehen.

Die Intraklassenkorrelation bezeichnet die Varianz zwischen verschiedenen Messungen bezüglich des Messobjektes im Vergleich zur Gesamtvarianz.

Die Bestimmung der intra- und interindividuellen Identifizierbarkeit und Zuordnung zu den Defektlokalisationen und -tiefen erfolgte anhand von Mehrfacheinschätzungen von drei Untersuchern mittels der prozentualen Übereinstimmung und des Cohens- Kappa- Tests.

Der Kappa- Koeffizient (κ) wird mit der Gleichung $\kappa = \frac{p_0 - p_c}{1 - p_c}$ berechnet.(198) p_0 stellt den gemessenen Übereinstimmungswert der Schätzer dar; p_c die zufällig erwartete Übereinstimmung. Bei vollständiger Übereinstimmung der Beurteiler ist $\kappa = 1$, bei rein zufälliger Übereinstimmung nimmt κ den Wert 0 an.

Zur Beschreibung der protokollspezifischen Abweichung vom Goldstandard hinsichtlich der Defekttiefenmessung wurden die Parameter Mittelwert, Standardabweichung, Minimum, Maximum und Varianz erhoben.

Die statistischen Tests wurden abhängig vom Verteilungsmuster der Abweichung der Defekttiefenmessung vom Goldstandard ausgewählt.

Als Test auf Normalverteilung wurde der Shapiro- Wilk- Test durchgeführt. Dieser Test weist eine hohe Teststärke auf.(199) Für die Mehrzahl der mAs- reduzierten Protokolle konnte eine Normalverteilung für die protokollspezifischen Abweichungen festgestellt werden. Da die Stichprobenzahl für die Testung der protokollspezifischen Abweichung vom Goldstandard hinreichend groß war (Gesamtheit der Defekte $n = 170$), wurde ein T- Test für verbundene Stichproben auch für die Protokolle mit nicht- normalverteilten Werten verwendet. Aufgrund der Größe der Stichprobenzahl kann von einer Normalverteilung ausgegangen werden.(200)

Zusätzlich erfolgte eine Darstellung der protokollspezifischen Abweichung der Defekttiefenmessung in Form von Bland- Altman- Plots mit Limits of agreement (Mittelwert $\pm 1,96$ Standardabweichung).

Bland- Altman- Plots stellen eine Form des Punktdiagramms dar, die zum Vergleich zweier Messmethoden bzw. der Reliabilität dient. Die Differenz der verglichenen Messmethoden wird gegen deren Mittelwert aufgetragen. So können die Höhe der Schwankungen der Abweichung, die Variabilität sowie Hinweise für Trends beurteilt werden.

Da bei annähernd normalverteilten Daten 95 % der Werte im Bereich von $-1,96$ bis $+1,96$ Standardabweichung liegen, wurden diese Grenzen als Limits of agreement von Bland und Altman festgelegt. (201)

Der Vergleich der protokollspezifischen Messgenauigkeit der Defekttiefenmessung zwischen den mAs- reduzierten Aufnahmeprotokollen wurde mit Hilfe der „One- way analysis of variance“ (one- way ANOVA) erhoben.

Zusätzlich wurde ein Test auf Homogenität der Varianzen durchgeführt. Bei Inhomogenität wurde überdies ein Brown- Forsythe- und Welch- Test angewendet, um Heterogenitäten in der Standardabweichung und Stichprobenanzahl sowie Normal- und Nicht- normalverteilungsmuster zu berücksichtigen. Spezifische Vergleiche, wie zum Beispiel paarweise Vergleiche der mAs- reduzierten Protokolle, erfolgten durch die Kontrastfunktion im SPSS®.

Die Untersuchung des Einflusses der Defektgröße und -lokalisierung auf die Messgenauigkeit der Defekttiefe wurde mittels Kruskal- Wallis- Test für unabhängige Stichproben ermittelt, da hierfür aufgrund der reduzierten Stichprobengröße in den jeweiligen Unterkategorien keine Kompensation nicht- normalverteilter Parameter zu erwarten war.

Dieser parameterfreie Test untersucht mittels einer Varianzanalyse, ob unabhängige Stichproben bezüglich einer ordinalskalierten Variable einer gemeinsamen Population entstammen. Hierbei können mehr als zwei Gruppen verglichen werden.

Die Bonferroni- Korrektur ist als Post- Hoc-Test im Zusammenhang mit dem Kruskal- Wallis- Test sinnvoll, da dieser nur einen Hinweis auf die Unterschiedlichkeit aller Stichproben gibt. Bei der Bonferroni- Methode werden zusätzlich die einzelnen Stichproben paarweise verglichen. Es erfolgte eine Anpassung der Signifikanzwerte der paarweisen Vergleiche mit Hilfe der Bonferroni- Korrektur für multiple Tests.

Der Einfluss der Interaktion von Defektgröße und -lokalisierung auf die metrische Messgenauigkeit der Defekttiefe wurde mit Hilfe einer ANOVA- Varianzanalyse (two- way- analysis of variance) untersucht. Die ANOVA- Varianzanalyse fasst mehrere statistische

Verfahren zusammen, die Varianzen und Prüfgrößen berechnen. Faktoren/ Einflussvariablen beeinflussen hierbei die Varianz der Zielvariablen. Die Abweichung vom Goldstandard wurde als abhängige Variable definiert. Defektgröße und -lokalisationen dienten als feste Faktoren.

Als Maß der protokollspezifischen Defektidentifizierbarkeit wurden die Sensitivität, Spezifität, Testgenauigkeit und der Matthews Korrelationskoeffizient (MCC) berechnet und in Prozent angegeben. Als Referenzmaß dienten die Goldstandardprotokolle.

Die Sensitivität ist ein relatives Maß für die korrekte Identifizierung der artifiziellen Defekte und errechnet sich aus der Anzahl der richtig positiv identifizierten Defekte dividiert durch die Summe der richtig positiv und der falsch negativ identifizierten Defekte.

Die Spezifität ist ein Maß der korrekten Identifizierung von defektfreien Quadranten und berechnet sich aus der Anzahl der richtig als defektfrei identifizierten Lokalisationen geteilt durch die Summe der korrekt defektfrei und der falsch positiv identifizierten Defekte.

Die Testgenauigkeit wiederum beschreibt die Gesamtqualität der Untersuchungsmethode im Vergleich zum Goldstandard und errechnet sich aus der Summe der Anzahl der richtig positiv identifizierten Defekte und korrekt defektfrei identifizierten Lokalisationen dividiert durch die Summe der richtig positiv identifizierten Defekte, korrekt defektfrei identifizierten Lokalisationen, falsch positiv identifizierten Defekte und falsch als defektfrei identifizierten Lokalisationen. Der Matthews Korrelationskoeffizient ist eine Art gewichtete Testgenauigkeit und berücksichtigt zum Beispiel die Unausgewogenheit zwischen den Stichprobengrößen der defektfreien Quadranten und der Defektgruppen.(202)

Der Vergleich der verschiedenen dosisreduzierten Aufnahmeprotokolle erfolgte mit Hilfe des Cochran`s Q- und McNemar- Tests. Der Cochran`s Q- Test stellt einen nicht- parametrischen Hypothesentest für Parameter mit dichotomen Wertausprägungen dar. Bei signifikantem Ergebnis des Cochran`s Q- Test wurde der McNemar- Test für den paarweisen Vergleich herangezogen.

Zur Testung der Unterschiede innerhalb der Defektgrößen- und Defektlokalisationsgruppen erfolgte ein eindimensionaler Chi- Quadrat- Test. Der Chi- Quadrat- Test vergleicht Häufigkeiten für nominalskalierte Variablen. Somit kann eine Aussage darüber getroffen werden, ob die erfassten Häufigkeiten sich signifikant von den erwarteten Häufigkeiten unterscheiden. Die erwarteten Häufigkeiten wurden jeweils aus dem Goldstandardprotokoll errechnet.

3.2. Spezielle Methodik

3.2.1. Intraindividuelle Reproduzierbarkeit der Parameter

Die intraindividuelle Reproduzierbarkeit der metrischen Defekttiefenmessung und der Defektidentifizierbarkeit und -kategorisierung wurde anhand der Ergebnisse von Mehrfachmessungen der Goldstandard- Protokolle bestimmt. Hierfür wurde ein zufällig ausgewählter Kondylus zehn Mal im Originaldatensatz ausgerichtet und hinsichtlich der Anwesenheit von Defekten untersucht beziehungsweise bezüglich der Defekttiefe vermessen. Die Wiederholungsmessungen erfolgten in wöchentlichen Abständen durch die jeweiligen Untersucher bei einem verblindeten Versuchsaufbau.

3.2.2. Interindividuelle Reproduzierbarkeit der Parameter

Zur Bestimmung der interindividuellen Reproduzierbarkeit der Defektidentifizierbarkeit und -kategorisierung wurde ein zufällig ausgewählter Kondylus an 10 unterschiedlichen Terminen in wöchentlichen Abständen durch die drei verblindeten Untersucher wiederholt untersucht. Es wurden die beiden Goldstandard- Protokolle verwendet. Zuvor durchliefen die in der DVT- Auswertung erfahrenen Untersucher eine Einführungs- und Übungsphase. Der Kondylus wurde vom Studienleiter für alle Auswerter gleich ausgerichtet.

3.2.3. Ausmaß der protokollspezifischen Abweichung der Defekttiefenmessung vom Goldstandard

Die Ausrichtung und Auswertung der in das Programm InVivo 5[®] importierten Aufnahmen erfolgte im „TMJ“- Untermenü. Die Justierung der Datensätze sowie die Kondylenuntersuchung nach Defekten und deren Größenmessung führte ein Untersucher (Untersucher A) durch.

In der „Volume“- Ansicht wurde zunächst die Größe des Datensatzes auf den relevanten Bereich des Schädels reduziert.

Um die Guttaperchamarkierungen innerhalb der Software auswertbar auszurichten, erfolgte die Adjustierung in allen drei Ansichten.

Zunächst wurde der Schädel in der sagittalen Ansicht so ausgerichtet, dass sich die anterioren und posterioren Guttaperchamarkierungen des zu untersuchenden (rechten bzw. linken) Kondylus auf einer Höhe befanden. In der koronalen Ansicht wurden die mediale und laterale Guttapercha desselben Kondylus ebenfalls auf eine gemeinsame Höhe gebracht. Abschließend wurden in der axialen Ansicht die Positionen der

Markierungspunkte überprüft und das „Adjust“- Menü wieder verlassen. Die Vorbereitung und Justierung der Datensätze am Beispiel eines rechten Kondylus kann den Abbildungen 2- 5 entnommen werden.

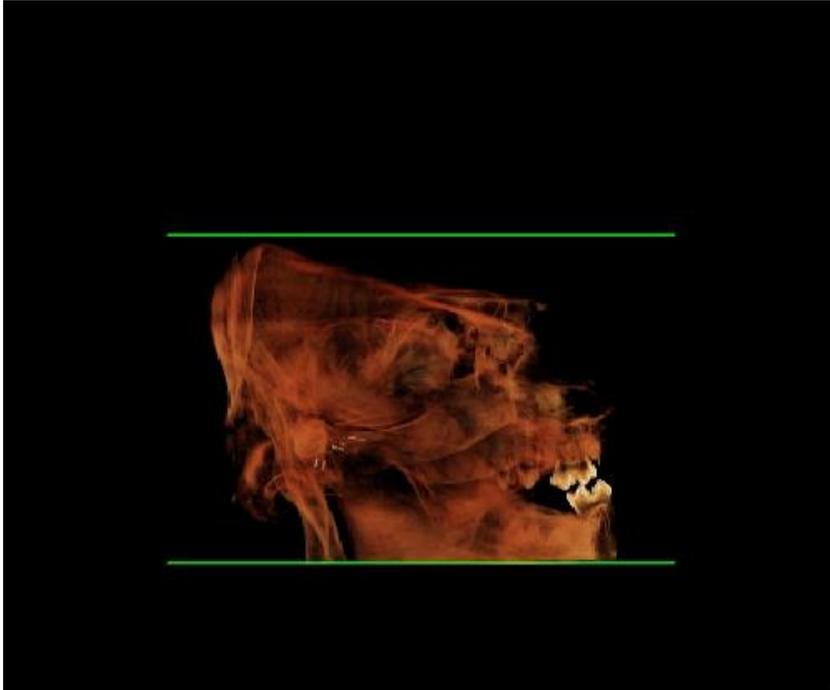


Abb. 2: Eingrenzung des Betrachtungsfeldes in der „Volume“- Ansicht

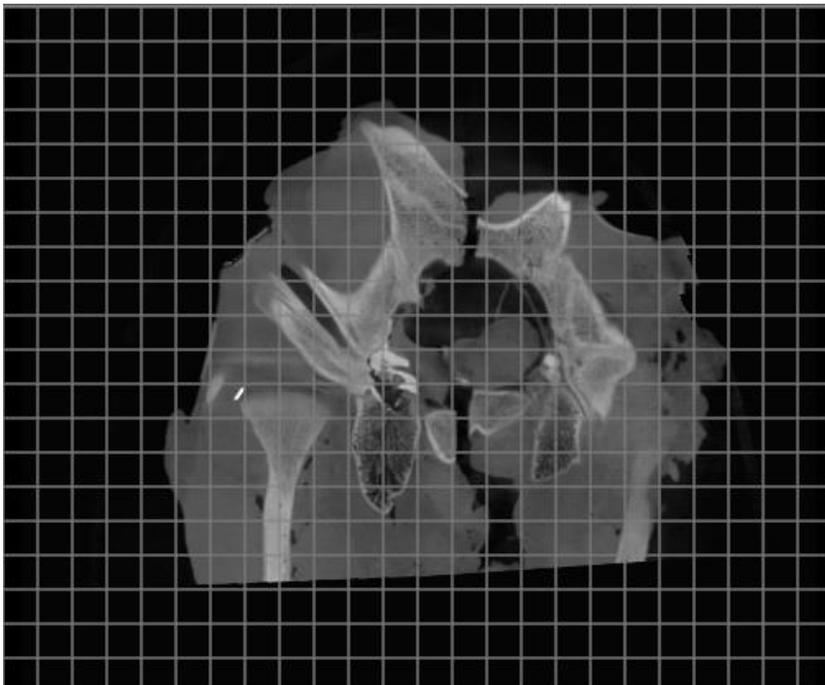


Abb. 3: Aufsuchen der lateralen Guttaperchamarkierung in der Koronalansicht exemplarisch am rechten Kondylus

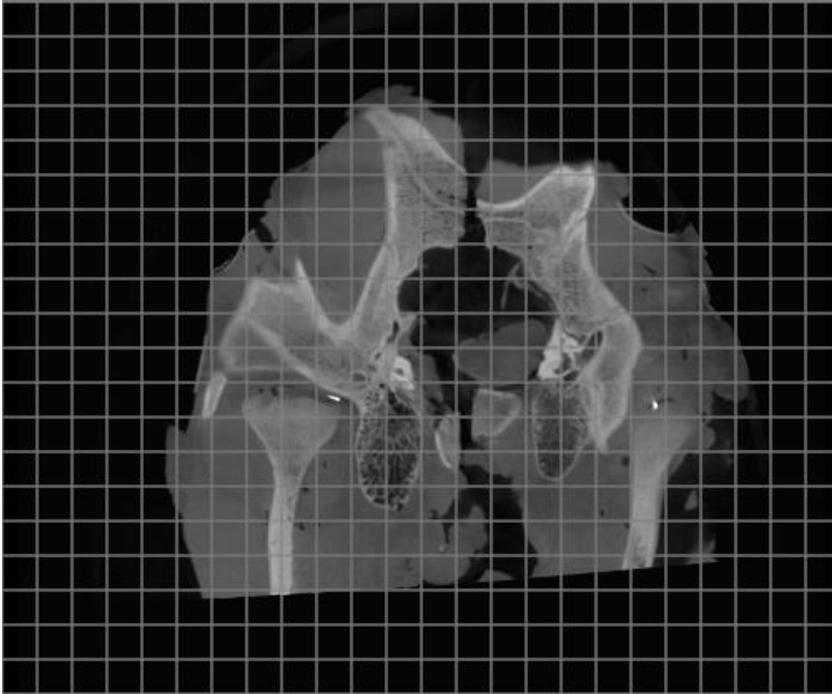


Abb. 4: Aufsuchen der medialen Guttaperchamarkierung und Einstellen auf dieselbe Höhe wie die laterale Guttaperchamarkierung in der Koronalansicht exemplarisch am rechten Kondylus

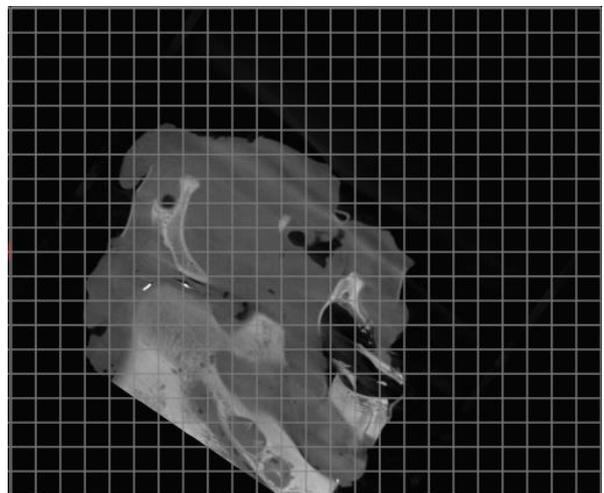
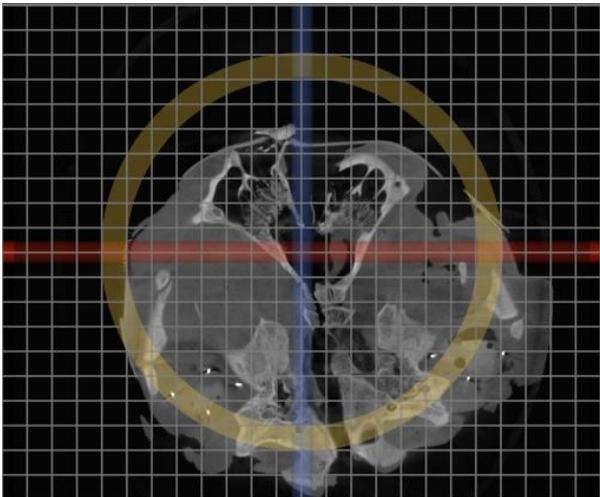


Abb. 5: Justierung der anterioren und posterioren Markierungspunkte in der Sagittalan-
sicht und abschließendes Überprüfen der Einstellungen in der Axialansicht
exemplarisch am rechten Kondylus

Im „TMJ“- Menü wurde zunächst in der axialen Ansicht der zu untersuchende Kondylus aufgesucht und die Größe des Messfeldes an die Kondylusgröße angepasst. Das

Messfeld wurde auf den jeweiligen Kondylus verschoben und die Mittellinie auf die mediale und laterale Markierung am Kondylus gelegt.

Anschließend wurde in der koronalen Ansicht die vertikale Linie auf die posteriore und anteriore Markierung ausgerichtet, sodass alle Quadranten auch in dieser Ansicht eingeteilt und beurteilbar waren. Der Ablauf der abschließenden Justierung des zu untersuchenden Kondylus kann den Abbildungen 6- 9 entnommen werden.

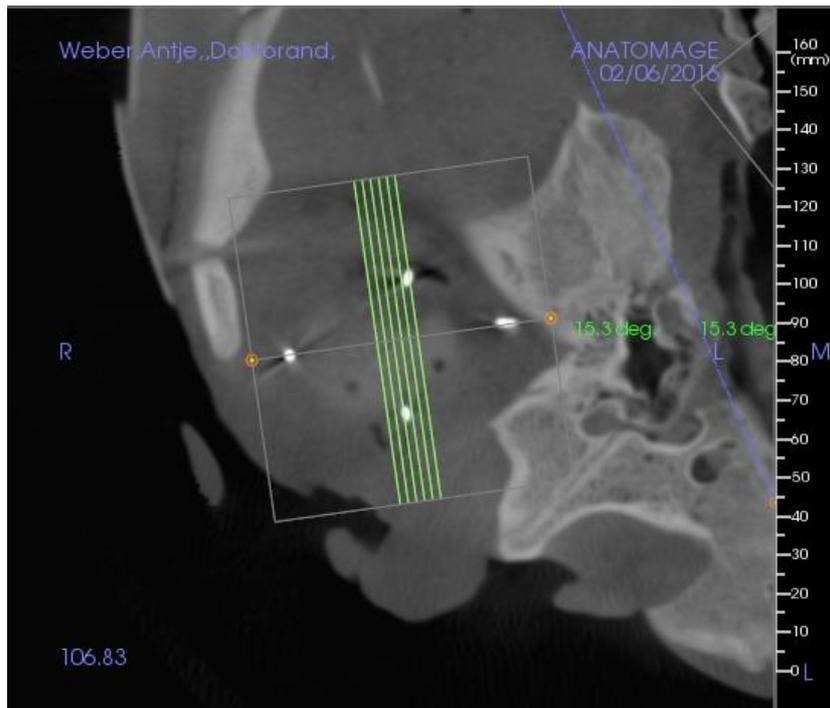


Abb. 6: Ausrichtung des Messfeldes (grau) anhand der medialen und lateralen Guttaperchamarkierung in der Axialansicht

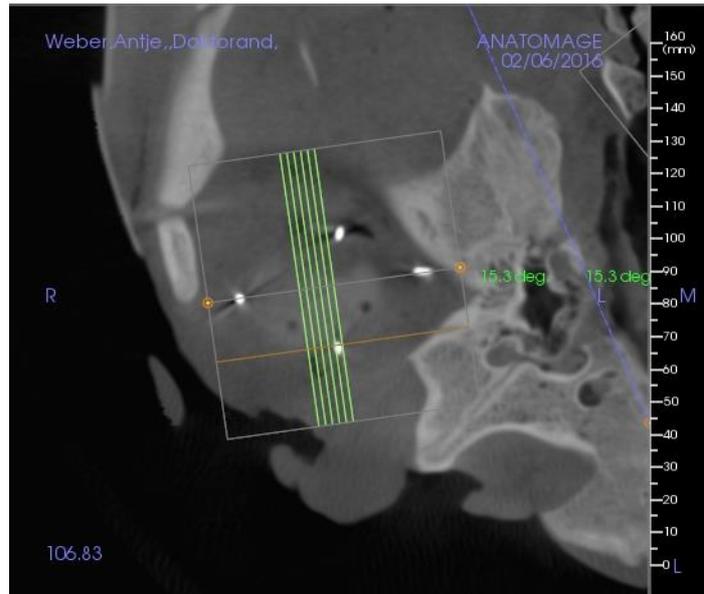
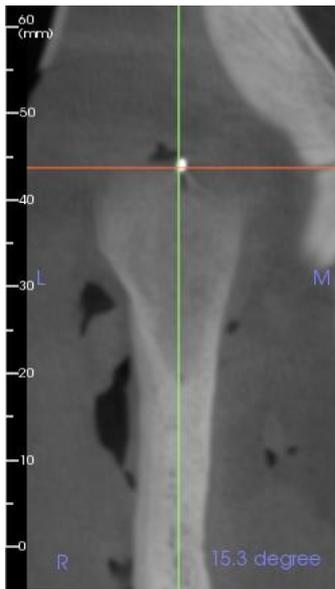


Abb. 7: Darstellung der posterioren Guttaperchamarkierung in der Koronalansicht (links)

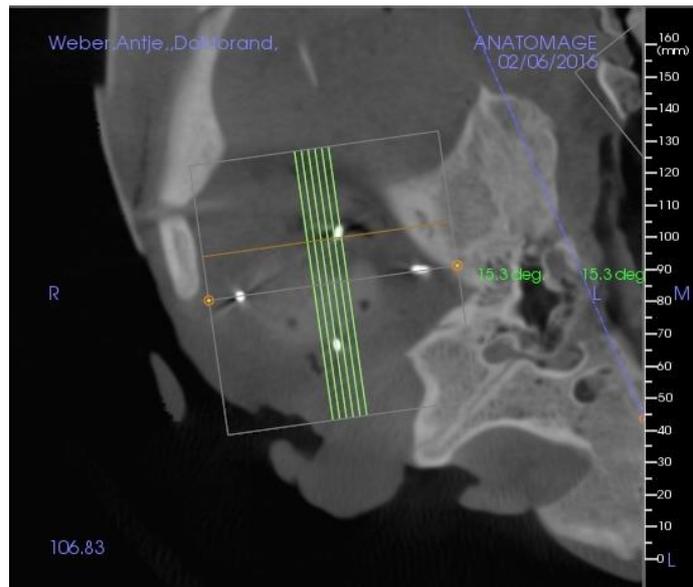
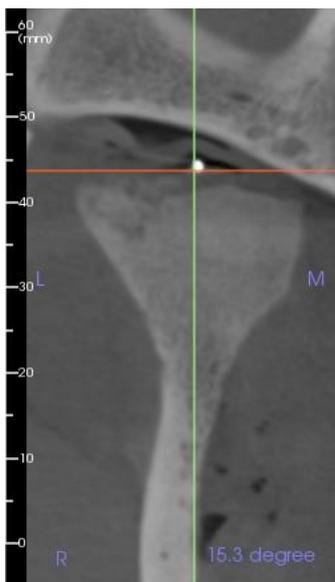


Abb. 8: Darstellung der anterioren Guttaperchamarkierung in der Koronalansicht und Ausrichtung der grünen Vertikallinie auf beide Markierungen

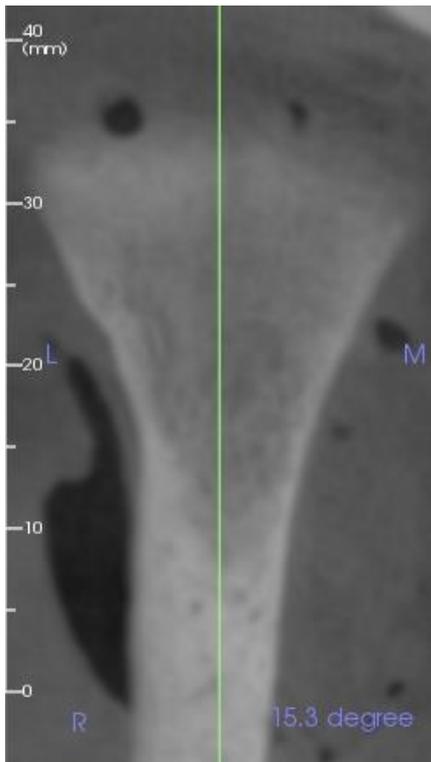


Abb. 9: Beispielhafte Darstellung zweier Defekte, die durch die vertikale Linie eindeutig dem entsprechenden Quadranten zugeordnet werden können

Im ersten Untersuchungsabschnitt wurden durch Untersucher A zusätzlich zur Defektkategorisierung (siehe Kapitel 3.2.4.) Tiefenmessungen für alle Defekte durchgeführt. Hierfür wurde die Koronalansicht vergrößert und die größte Tiefenausdehnung des jeweiligen Defektes aufgesucht. Auf die Verbindungslinie der koronar äußeren Defektbegrenzungen wurde perpendicular bis zum tiefsten Punkt des Defektes die Messlinie der Software angelegt und der entsprechende Wert in Millimeter (mm) notiert. Eine beispielhafte Defekt-tiefenmessung wurde in der Abbildung 10 dargestellt.

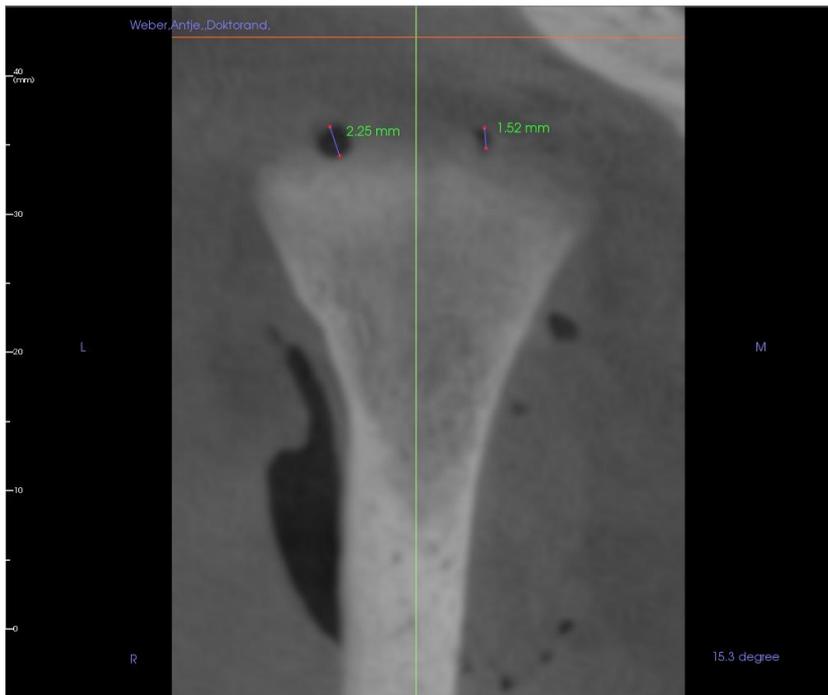


Abb. 10: Beispielhafte Defekttiefenmessung für einen Defekt der Defektgrößengruppe I (1,52 mm) im medialen Quadranten sowie einem Defekt der Defektgrößengruppe II (2,25 mm) im lateralen Quadranten

Im Anschluss an die beschriebene Analyse aller Quadranten erfolgte die Untersuchung des jeweils andersseitigen Kondylus analog, da hierfür eine gesonderte Ausrichtung erforderlich war.

3.2.4. Abhängigkeit der Defekttiefenmessung von Defektgröße und -lokalisierung

Die Einstellung erfolgte analog zu den in Kapitel 3.2.3. beschriebenen Abläufen ebenfalls durch Untersucher A. Zur Untersuchung der Abhängigkeit der Tiefenmessung von der Defektgröße und -lokalisierung evaluierte Untersucher A die Defekte in den Kondylen wie zuvor erläutert.

In der Koronalansicht wurde mit der Messung in der Mitte des Kondylus (mediale und laterale Guttapercha sichtbar) begonnen und jeder Quadrant einzeln auf Defekte untersucht.

Die aufgefundenen Defekte wurden mit Hilfe einer Tabelle einem der vier Quadranten (posterior- medial, posterior- lateral, anterior- medial, anterior- lateral) zugeordnet. Außerdem wurden alle aufgefundenen Defekte, wie in Kapitel 3.2.3. beschrieben, anschließend vermessen.

3.2.5. Ausmaß der protokollspezifischen Defektidentifizierbarkeit und -zuordnung

Durch Untersucher A wurden jeweils analog zu den in Kapitel 3.2.3. beschriebenen Abläufen die Kondylen für die drei Untersucher B, C und D ausgerichtet.

Durch Untersucher B, C und D wurde in der Koronalansicht mit der Analyse in der Mitte des Kondylus (mediale und laterale Guttapercha sichtbar) begonnen und jeder Quadrant einzeln auf Defekte untersucht.

Die aufgefundenen Defekte wurden mit Hilfe einer Tabelle einem Quadranten (posterior-medial, posterior-lateral, anterior-medial, anterior-lateral) zugeordnet.

Im Anschluss an die beschriebene Analyse aller Quadranten erfolgte die Justierung und Untersuchung des jeweils andersseitigen Kondylus analog.

3.2.6. Abhängigkeit der Defektidentifizierbarkeit und -zuordnung von Defektgröße und -lokalisierung

Die Einstellungen erfolgten analog zu den in Kapitel 3.2.3. beschriebenen Abläufen durch Untersucher A.

Die Untersucher B, C und D schätzten die wie in Kapitel 3.2.5. beschriebenen, aufgefundenen Defekte bezüglich der Größe und Lokalisation ein ohne das digitale Messinstrument zu nutzen. Hierfür wurden die Defekte mit Hilfe einer Tabelle einer der drei Defekt-tiefengruppen (<2 mm; 2 mm - 3 mm; >2 mm) zugeordnet.

4. Ergebnisse

4.1. Intraindividuelle Reproduzierbarkeit der Parameter

Für die Defekttiefenmessung konnte mit einem Methodenfehler von 0,02 und einem Reliabilitätskoeffizienten von 0,97 eine hervorragende intraindividuelle Reproduzierbarkeit nachgewiesen werden. Die spezifischen Ergebnisse der einzelnen Parameter können Tabelle 3 entnommen werden.

Tabelle 3: Übersicht der Parameter zur intraindividuellen Messfehlerbestimmung der Defekttiefenmessung

FOV 1: Field of view von 20 cm x 17 cm;

FOV 2: Field of view von 20 cm x 10 cm

	FOV 1	FOV 2	Gesamt
Mittlerer Standardfehler [mm]	0,04	0,03	0,03
Mittlere Standardabweichung [mm]	0,12	0,10	0,11
Mittlere Varianz [mm ²]	0,02	0,01	0,03
Methodenfehler nach Dahlberg	0,02	0,02	0,02
Zuverlässigkeitskoeffizient nach Houston	0,97	0,97	0,97
Intraklassenkorrelation	0,993	0,997	0,995

Bei der Testung der intraindividuellen Reproduzierbarkeit für die Identifizierung und Zuordnung der Defekte sowie das Erkennen defektfreier Kondylusquadranten ergab sich eine statistisch signifikante Übereinstimmung mit Kappa- Werten von 0,754 bis 0,918, je $p < 0,001$. Untersucher B wies sowohl bei der Kappa- Testung als auch bei der prozentualen Übereinstimmung niedrigere Werte auf als die anderen Untersucher. Zudem war die prozentuale Übereinstimmung bei DG I geringer als bei den übrigen Defekttiefenkategorien.

Eine Übersicht der prozentualen Übereinstimmung für die verschiedenen FOVs und Defektgruppen kann Tabelle 4 entnommen werden. Die Ergebnisse der Kappa- Statistik für die intraindividuelle Übereinstimmung kann Tabelle 5 entnommen werden.

Tabelle 4: Übersicht der Field of view- und Defektgrößen- abhängigen, spezifischen, prozentualen Übereinstimmung der Messgenauigkeit für die Gesamtheit aller Quadranten

FOV: Field of view; DG: Defektgruppe (0: defektfrei; I: Defekttiefe <2 mm; II: Defekttiefe 2 mm - 3 mm; III: Defekttiefe >3 mm)

FOV	DG	Untersucher B [%]	Untersucher C [%]	Untersucher D [%]
1	0	100	100	100
	I	83,34	66,67	66,67
	II	100	91,67	91,67
	III	100	100	83,34
	Gesamt	95,24	87,50	87,50
2	0	100	100	100
	I	83,34	66,67	100
	II	100	100	100
	III	100	100	100
	Gesamt	95,24	91,67	100
Gesamt	Gesamt	95,24	89,58	93,33

Tabelle 5: Übersicht der Ergebnisse der intraindividuellen Übereinstimmung mittels Kappa- Statistik

Untersucher	Cohens- Kappa	Signifikanz
B	0,918	<0,001
C	0,754	<0,001
D	0,878	<0,001

Die Nullhypothesen „Die Messung der Defekttiefe artifizierlicher knöcherner Defekte am Schweinekondylus ist im digitalen Volumentomogramm intraindividuell reproduzierbar möglich“ und „Die Identifizierung artifizierlicher knöcherner Defekte am Schweinekondylus ist im digitalen Volumentomogramm intraindividuell möglich“ konnten aufgrund der vorliegenden Ergebnisse bestätigt werden.

4.2. Interindividuelle Reproduzierbarkeit der Parameter

Für die interindividuelle Reliabilität der Identifizierung und Zuordnung der Defekte sowie dem Erkennen defektfreier Kondylusquadranten konnte eine statistisch signifikante Übereinstimmung festgestellt werden, $\kappa = 0,795$, $p < 0,001$. Die prozentuale Übereinstimmung aller Untersucher betrug 77,94 %.

Die Nullhypothese „Die Identifizierung artifizierlicher knöcherner Defekte am Schweineknödylus ist im digitalen Volumentomogramm interindividuell möglich“ konnte aufgrund der vorliegenden Ergebnisse bestätigt werden.

4.3. Ausmaß der protokollspezifischen Abweichung der Defekttiefenmessung vom Goldstandard

Abweichung vom Goldstandard

Die mittlere Abweichung vom Goldstandard betrug in den mAs- reduzierten Protokollen in FOV 1: $-0,08 \text{ mm} \pm 0,42 \text{ mm}$, FOV 2: $-0,01 \text{ mm} \pm 0,37 \text{ mm}$ und insgesamt $-0,05 \text{ mm} \pm 0,40 \text{ mm}$.

Eine signifikante Abweichung vom Goldstandard konnte bei den Protokollen 2 ($-0,35 \text{ mm} \pm 0,46 \text{ mm}$, $p < 0,001$), 4 ($-0,16 \text{ mm} \pm 0,48 \text{ mm}$, $p < 0,001$), 6 ($-0,19 \text{ mm} \pm 0,48 \text{ mm}$, $p < 0,001$), 8 ($-0,14 \text{ mm} \pm 0,43 \text{ mm}$, $p < 0,001$), 9 ($-0,1 \text{ mm} \pm 0,45 \text{ mm}$, $p = 0,004$), 10 ($-0,08 \text{ mm} \pm 0,34 \text{ mm}$, $p = 0,002$), 13 ($-0,08 \text{ mm} \pm 0,39 \text{ mm}$, $p = 0,012$) und 22 ($-0,07 \text{ mm} \pm 0,4 \text{ mm}$, $p = 0,027$) festgestellt werden. Bei den anderen Protokollen lag keine signifikante Abweichung vor $p = 0,062$ bis $0,942$. Für alle Protokolle wurde eine hervorragende Intraklassenkorrelation ermittelt (mittlere ICC: $0,977$, Minimum: $0,954$, Maximum: $0,988$). Tabelle 6 kann eine Übersicht der protokollspezifischen Parameter entnommen werden. Eine grafische Darstellung in Form von Bland- Altman- Plots der Protokolle mit signifikanten Abweichungen vom Goldstandard zeigen die Abbildungen 11- 18. Abbildung 19 zeigt hingegen ein Beispielprotokoll ohne signifikante Abweichung vom Goldstandard. Die Protokolle mit den signifikanten Abweichungen vom Goldstandard wiesen eine durchschnittliche Unterschätzung bei der Defekttiefenmessung auf. Die Limits of agreement waren für alle Protokolle geringer als 1 mm (Minimum: $0,58 \text{ mm}$, Maximum: $0,99 \text{ mm}$) und es wurde eine annähernd konstante Variabilität der Messwerte festgestellt.

Tabelle 6: Übersicht der protokollspezifischen Parameter der Abweichung der Defekttiefenmessung vom Goldstandard

MW: Mittelwert; SD: Standardabweichung; Min: Minimum; Max: Maximum;
 ICC: Intraklassenkorrelation; *: statistisch signifikant

Protokoll	MW [mm]	SD [mm]	Min [mm]	Max [mm]	Varianz [mm ²]	Signifikanz	ICC
2	-0,35	0,46	-2,04	1,27	0,221	<0,001*	0,954
3	0,02	0,37	-0,92	1,30	0,140	0,451	0,982
4	-0,16	0,48	-2,38	1,92	0,231	<0,001*	0,966
5	0,02	0,41	-1,19	1,00	0,165	0,561	0,978
6	-0,19	0,48	-2,50	1,15	0,232	<0,001*	0,960
7	-0,07	0,51	-3,15	1,57	0,255	0,062	0,963
8	-0,14	0,43	-1,77	1,08	0,184	<0,001*	0,974
9	-0,10	0,45	-1,85	1,11	0,201	0,004*	0,970
10	-0,08	0,34	-1,13	1,14	0,115	0,002*	0,984
11	-0,04	0,37	-1,50	1,16	0,135	0,144	0,982
12	-0,02	0,44	-2,89	1,17	0,190	0,595	0,975
13	-0,08	0,39	-1,34	1,00	0,152	0,012*	0,978
14	0,02	0,37	-1,06	1,00	0,140	0,453	0,982
15	-0,01	0,37	-1,09	0,94	0,134	0,670	0,983
17	-0,02	0,35	-1,04	1,25	0,122	0,512	0,983
18	-0,04	0,36	-1,21	0,74	0,126	0,160	0,982
19	-0,00	0,44	-1,22	1,38	0,195	0,942	0,971
20	-0,01	0,41	-1,18	1,45	0,170	0,669	0,975
21	-0,05	0,40	-1,14	1,06	0,159	0,090	0,978
22	-0,07	0,40	-1,26	0,90	0,159	0,027*	0,977
23	-0,01	0,39	-1,04	1,03	0,151	0,850	0,980
24	0,01	0,36	-0,98	0,76	0,126	0,804	0,983
25	-0,01	0,30	-1,00	0,95	0,088	0,816	0,988
26	-0,01	0,31	-1,53	0,81	0,099	0,628	0,986
27	0,03	0,32	-1,03	0,91	0,103	0,223	0,985
28	0,04	0,35	-0,99	0,93	0,118	0,118	0,983

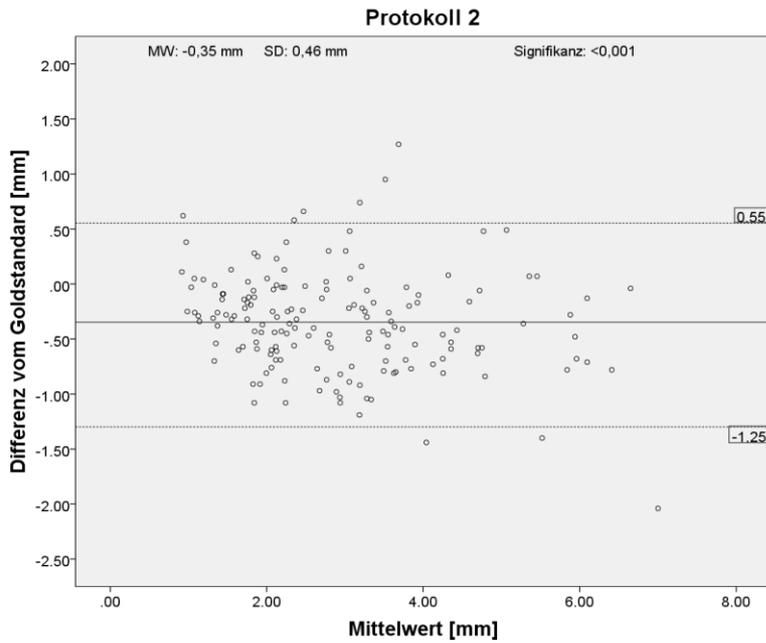


Abb. 11: Bland- Altman- Plot der protokollspezifischen Abweichung vom Goldstandard von Protokoll 2

MW: Mittelwert; SD: Standardabweichung; horizontale Linie: Mittelwert; gestrichelte horizontale Linien: Limits of agreement

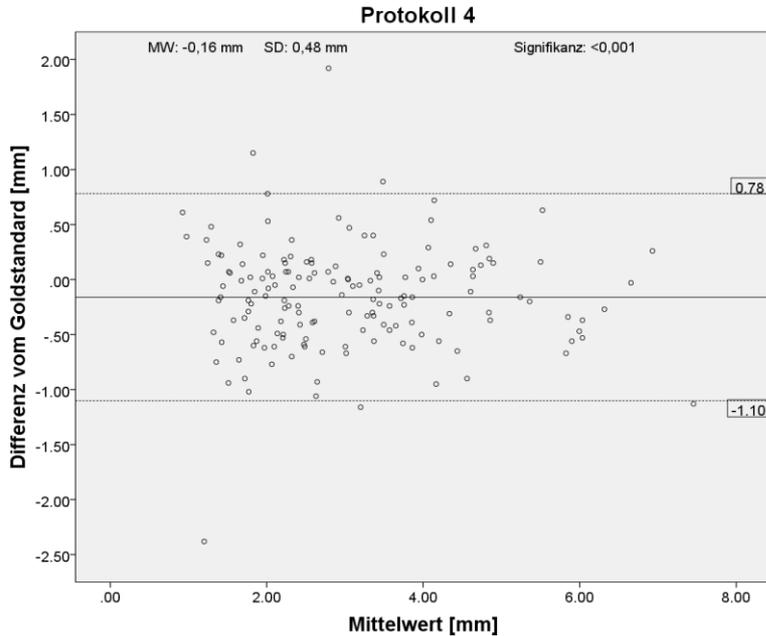


Abb. 12: Bland- Altman- Plot der protokollspezifischen Abweichung vom Goldstandard von Protokoll 4

MW: Mittelwert; SD: Standardabweichung; horizontale Linie: Mittelwert; gestrichelte horizontale Linien: Limits of agreement

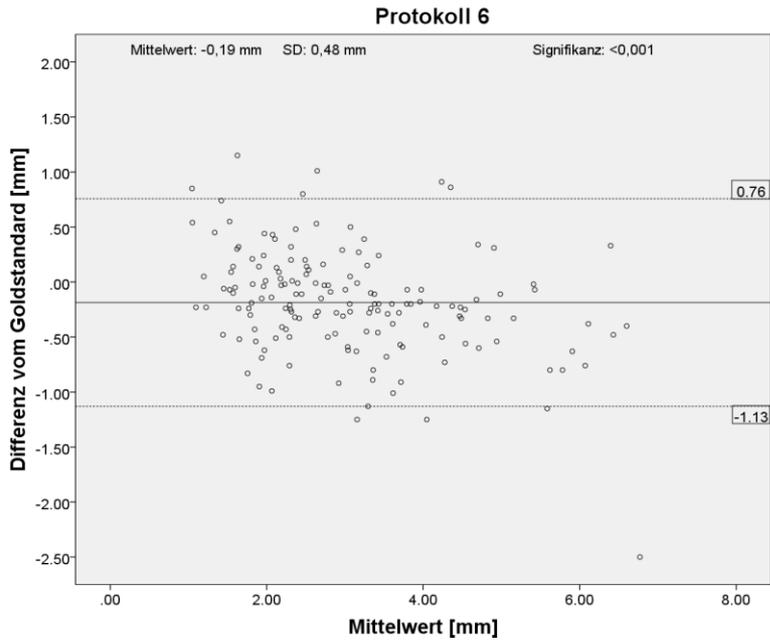


Abb. 13: Bland- Altman- Plot der protokollspezifischen Abweichung vom Goldstandard von Protokoll 6

MW: Mittelwert; SD: Standardabweichung; horizontale Linie: Mittelwert; gestrichelte horizontale Linien: Limits of agreement

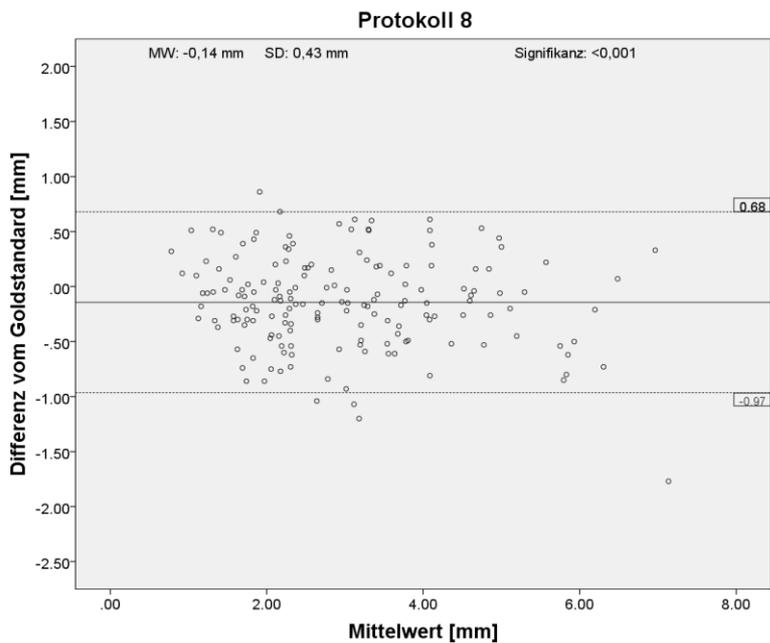


Abb. 14: Bland- Altman- Plot der protokollspezifischen Abweichung vom Goldstandard von Protokoll 8

MW: Mittelwert; SD: Standardabweichung; horizontale Linie: Mittelwert; gestrichelte horizontale Linien: Limits of agreement

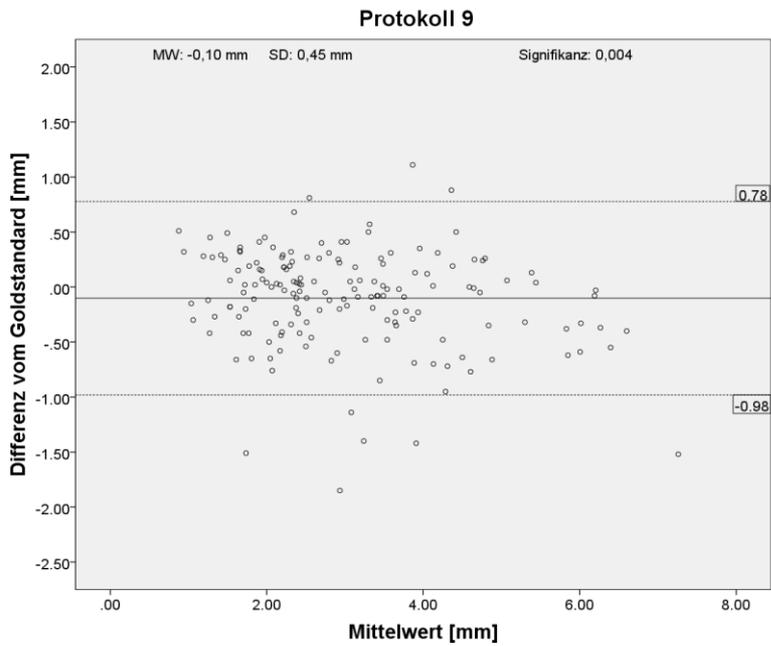


Abb. 15: Bland- Altman- Plot der protokollspezifischen Abweichung vom Goldstandard von Protokoll 9

MW: Mittelwert; SD: Standardabweichung; horizontale Linie: Mittelwert; gestrichelte horizontale Linien: Limits of agreement

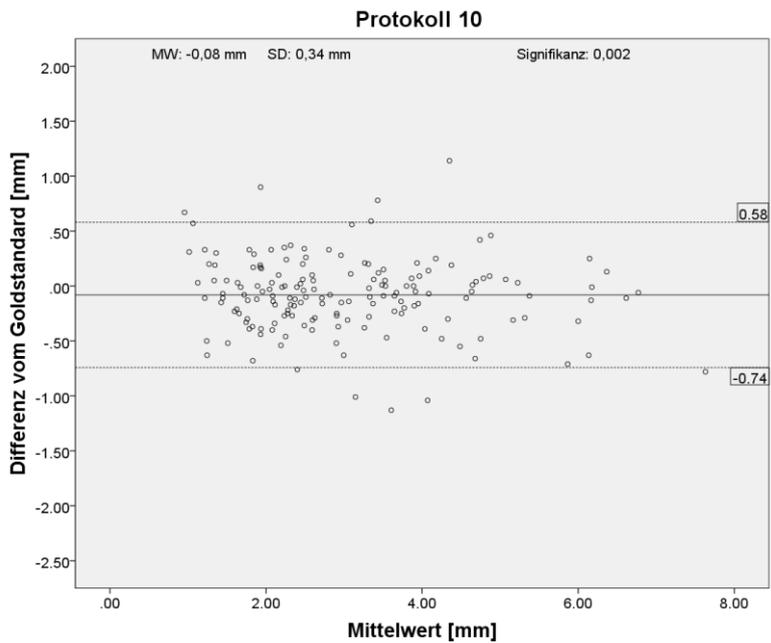


Abb. 16: Bland- Altman- Plot der protokollspezifischen Abweichung vom Goldstandard von Protokoll 10

MW: Mittelwert; SD: Standardabweichung; horizontale Linie: Mittelwert; gestrichelte horizontale Linien: Limits of agreement

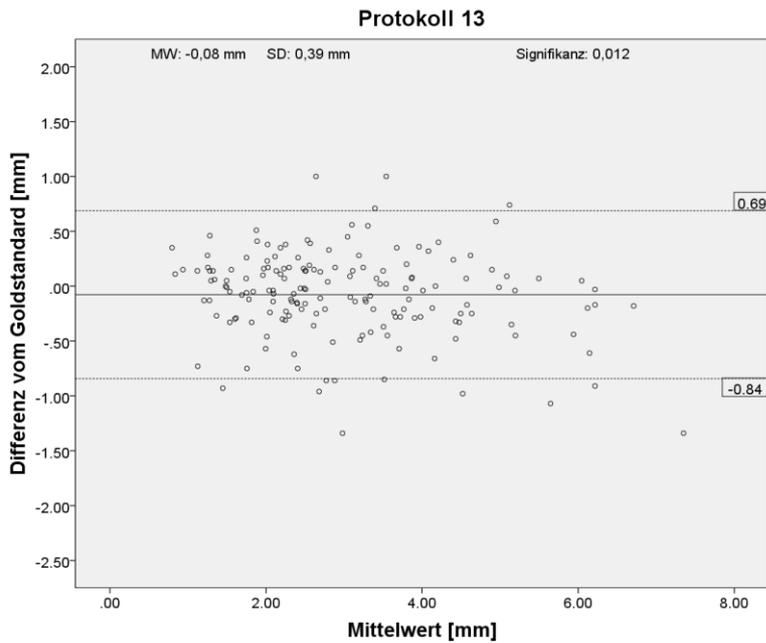


Abb. 17: Bland- Altman- Plot der protokollspezifischen Abweichung vom Goldstandard von Protokoll 13

MW: Mittelwert; SD: Standardabweichung; horizontale Linie: Mittelwert; gestrichelte horizontale Linien: Limits of agreement

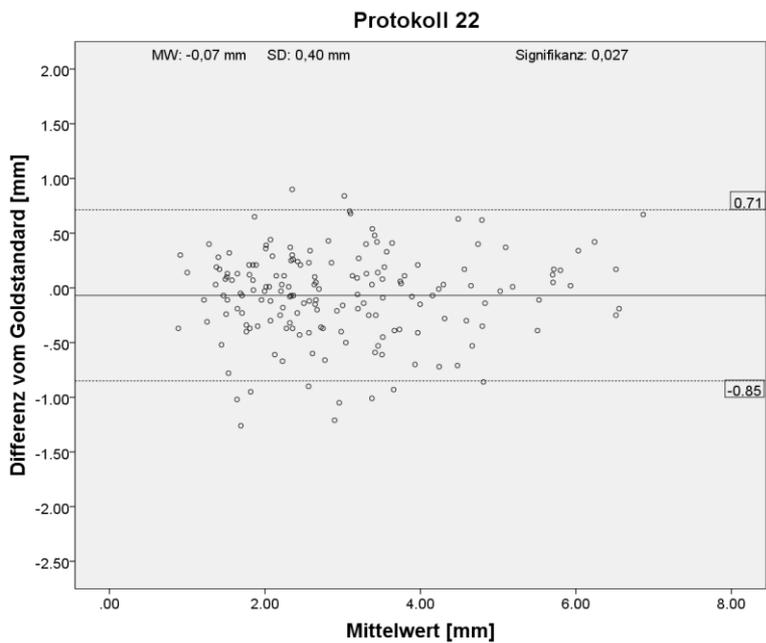


Abb. 18: Bland- Altman- Plot der protokollspezifischen Abweichung vom Goldstandard von Protokoll 22

MW: Mittelwert; SD: Standardabweichung; horizontale Linie: Mittelwert; gestrichelte horizontale Linien: Limits of agreement

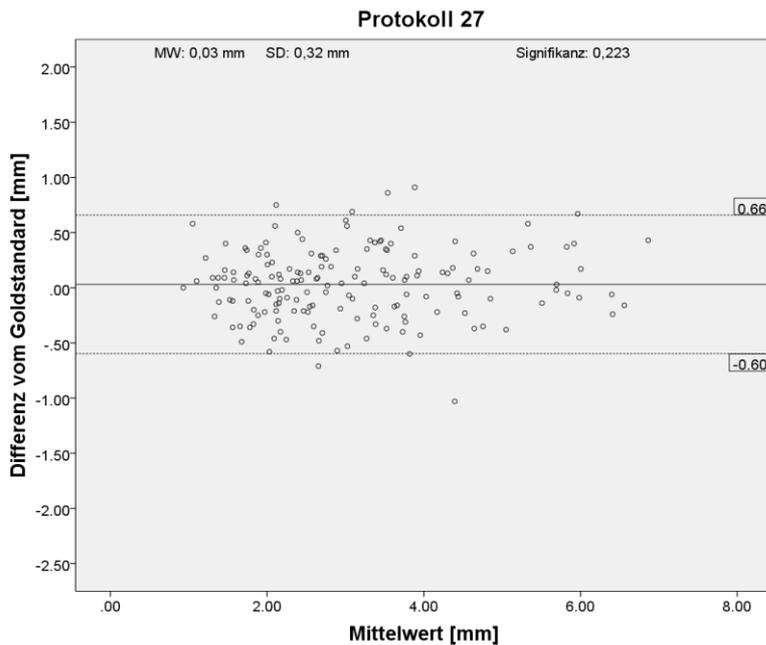


Abb. 19: Bland- Altman- Plot der protokollspezifischen Abweichung vom Goldstandard von Protokoll 27 als Beispiel eines Protokolls ohne signifikante Abweichung
 MW: Mittelwert; SD: Standardabweichung; horizontale Linie: Mittelwert;
 gestrichelte Linien: Limits of agreement

Die Nullhypothese „Die Messgenauigkeit der Defekttiefe von artifiziiellen knöchernen Defekten unterscheidet sich in digitalen Volumentomogrammen mit spezifischen dosisreduzierten Aufnahmeprotokollen nicht vom Goldstandard“ konnte aufgrund der vorliegenden Ergebnisse nicht bestätigt werden.

Protokollvergleich

Zwischen den Protokollen von FOV 2 (Protokoll 17- 28) konnte hinsichtlich der protokollspezifischen Abweichungen vom Goldstandard kein signifikanter Unterschied festgestellt werden, Welch-Test $F(11, 779.388) = 1.230$, $p = 0,263$. In FOV 1 (Protokoll 2- 15) wurde ein signifikanter Unterschied zwischen den Protokollen ermittelt, Welch-Test $F(13, 874.845) = 8.261$, $p < 0,001$. Zwischen allen untersuchten Protokollen (FOV 1 und 2) konnte ebenso ein signifikanter Unterschied nachgewiesen werden, Welch-Test $F(1, 4279.755) = 34,224$, $p < 0,001$.

Die mittlere Abweichung vom Goldstandard war bei Protokoll 2 (-0,35 mm \pm 0,46 mm) signifikant größer als bei allen anderen Protokollen des FOV 1 und 2, $p < 0,001$ bis 0,004.

Eine Übersicht der Protokolle, die sich hinsichtlich der Abweichung der Defekttiefenmessung statistisch signifikant voneinander unterscheiden, kann Tabelle 7 entnommen werden. Ein grafischer Vergleich der Protokolle von FOV 1 und 2 in Form von Box-Plots kann den Abbildungen 20 und 21 entnommen werden.

Tabelle 7: Übersicht der Protokolle, die sich hinsichtlich der Defekttiefenmessung statistisch signifikant voneinander unterscheiden

Protokoll	Signifikant abweichende Protokolle
2	3 - 15, 17 - 28
3	2, 4, 6, 8 - 10, 13, 22
4	2, 3, 5, 11, 12, 14, 15, 17 - 21, 23 - 28
5	2, 4, 6, 8 - 10, 13
6	2, 3, 5, 7, 10 - 15, 17 - 28
7	2, 6, 27, 28
8	2, 3, 5, 11, 12, 14, 15, 17 - 20, 23 - 28
9	2, 3, 5, 14, 15, 19, 23 - 28
10	2, 3, 5, 6, 14, 24, 25, 27, 28
11	2, 4, 6, 8, 28
12	2, 4, 6, 8
13	2, 3, 5, 6, 14, 27, 28
14	2, 4, 6, 8 - 10, 13, 22
15	2, 4, 6, 8, 9
17	2, 4, 6, 8
18	2, 4, 6, 8, 28
19	2, 4, 6, 8, 9
20	2, 4, 6, 8
21	2, 4, 6, 27, 28
22	2, 3, 6, 14, 27, 28
23	2, 4, 6, 8, 9
24	2, 4, 6, 8 - 10
25	2, 4, 6, 8 - 10
26	2, 4, 6, 8, 9

27	2, 4, 6 - 10, 13, 21, 22
28	2, 4, 6 - 11, 13, 18, 21, 22

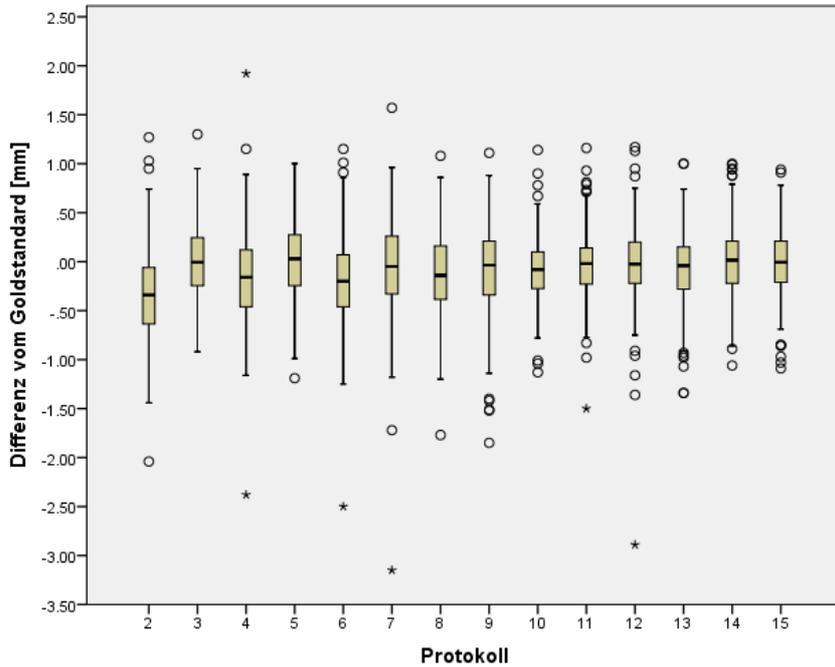


Abb. 20: Vergleich der protokollspezifischen Abweichung vom Goldstandard hinsichtlich der Defekttiefenmessung innerhalb von Field of view 1 in Form von Box- Plots

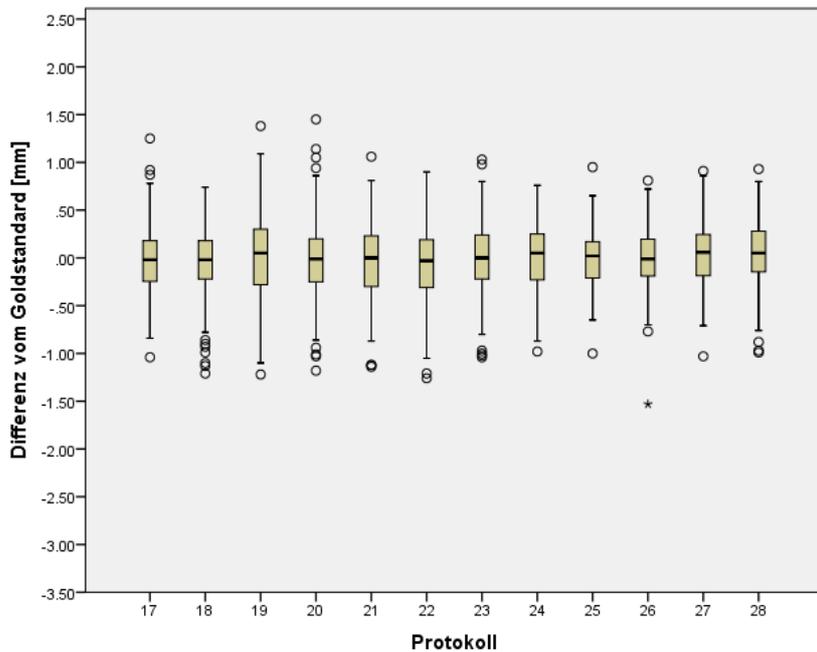


Abb. 21: Vergleich der protokollspezifischen Abweichung vom Goldstandard hinsichtlich der Defekttiefenmessung innerhalb von Field of view 2 in Form von Box- Plots

Die Nullhypothese „Die Messgenauigkeiten der Defekttiefe von artifiziellen knöchernen Defekten unterscheiden sich in digitalen Volumentomogrammen mit spezifischen dosis-reduzierten Aufnahmeprotokollen untereinander nicht“ konnte aufgrund der vorliegenden Ergebnisse nicht bestätigt werden.

4.4. Abhängigkeit der Defekttiefenmessung von Defektgröße und -lokalisierung

Defektgröße

Hinsichtlich der Defektgrößenkategorien (DG I: <2 mm, DG II: 2 mm - 3 mm, DG III: >3 mm) wurden bei der Gesamtheit der Protokolle signifikante Unterschiede in der Abweichung der Defekttiefenmessung festgestellt. Die mittlere Abweichung der Defekttiefenmessung unterschied sich bei der Gesamtheit der Protokolle zwischen den Größenkategorien signifikant (DG I: 0,07 mm \pm 0,34 mm; DG II: -0,07 mm \pm 0,37 mm; DG III: -0,09 mm \pm 0,44 mm), $p < 0,001$. Dabei konnten Unterschiede zwischen DG I und DG II sowie DG I und DG III nachgewiesen werden, je $p < 0,001$. Bei DG I wurde die Defekttiefe im Durchschnitt leicht überschätzt; bei DG II und III unterschätzt. Eine Veranschaulichung der defektgrößenspezifischen Abweichung der Defekttiefenmessung vom Goldstandard in Form von Box- Plots kann Abbildung 22 entnommen werden.

Ein signifikanter Unterschied zwischen DG I und DG II konnte außerdem für die Protokolle 4 ($p = 0,011$), 6 ($p = 0,045$), 15 ($p = 0,018$) und 28 ($p = 0,004$) festgestellt werden. Unterschiede zwischen DG I und DG III wurden bei den Protokollen 2 ($p < 0,001$), 4 ($p = 0,017$), 6 ($p < 0,001$), 7 ($p = 0,001$), 8 ($p = 0,027$), 9 ($p = 0,002$), 13 ($p = 0,012$), 15 ($p = 0,011$) und 19 ($p = 0,008$) ermittelt. DG II und DG III unterschieden sich lediglich bei Protokoll 6, $p = 0,006$.

Eine Übersicht der protokoll- und defektgruppenspezifischen Messwerte kann Tabelle 8 entnommen werden.

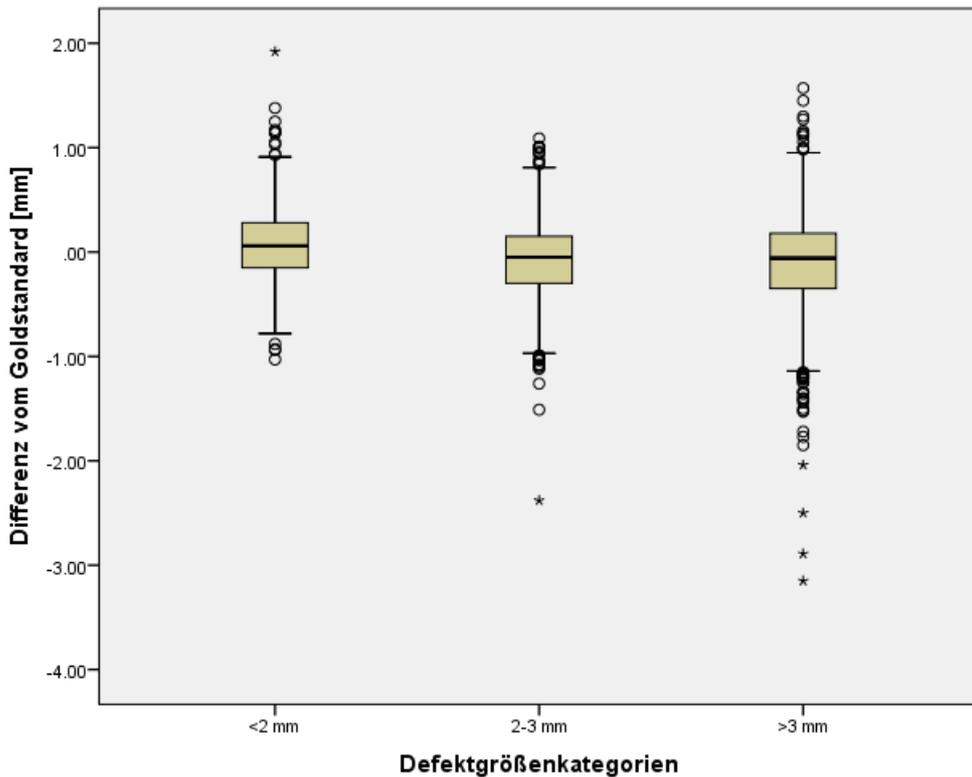


Abb. 22: Defektgruppenspezifische Abweichung der Defekttiefenmessung der mAs- reduzierten Protokolle vom Goldstandard in Form von Box- Whisker- Plots

Tabelle 8: Übersicht der protokoll- und Defektgruppen- spezifischen Parameter der Abweichung der Defekttiefenmessung vom Goldstandard und der Ergebnisse der statistischen Tests auf Signifikanzunterschiede zwischen den Defektgrößenkategorien

DG: Defektgruppe (I: <2 mm; II: 2 mm - 3 mm; III: >3 mm); MW: Mittelwert; SD: Standardabweichung; Min: Minimum; Max: Maximum; *: statistisch signifikante Abweichung

Protokoll	DG	MW [mm]	SD [mm]	Min [mm]	Max [mm]	Varianz [mm ²]	Signifikanz
2	I	-0,18	0,31	-0,70	0,62	0,094	<0,001*
	II	-0,27	0,45	-1,08	0,74	0,206	
	III	-0,48	0,50	-2,04	1,27	0,251	
3	I	0,09	0,39	-0,54	0,81	0,151	0,308
	II	0,00	0,37	-0,66	0,95	0,137	
	III	0,02	0,38	-0,92	1,30	0,146	
4	I	0,08	0,57	-0,94	1,92	0,329	0,007*
	II	-0,25	0,49	-2,38	0,56	0,240	
	III	-0,20	0,42	-1,16	0,89	0,174	

5	I	0,12	0,29	-0,34	0,82	0,086	0,619
	II	0,01	0,41	-0,91	1,00	0,165	
	III	0,03	0,44	-1,19	0,94	0,190	
6	I	0,08	0,33	-0,48	0,85	0,107	<0,001*
	II	-0,11	0,43	-0,99	1,01	0,186	
	III	-0,37	0,49	-2,50	0,91	0,237	
7	I	0,14	0,37	-0,72	0,80	0,138	0,002*
	II	-0,01	0,32	-0,54	0,96	0,102	
	III	-0,19	0,61	-3,15	1,57	0,368	
8	I	0,11	0,37	-0,37	0,86	0,135	0,028*
	II	-0,15	0,40	-0,86	0,61	0,158	
	III	-0,21	0,45	-1,77	0,61	0,201	
9	I	0,05	0,32	-0,66	0,51	0,102	0,003*
	II	0,01	0,33	-0,65	0,81	0,110	
	III	-0,20	0,50	-1,85	1,11	0,253	
10	I	0,05	0,34	-0,63	0,90	0,114	0,090
	II	-0,10	0,29	-0,76	0,56	0,083	
	III	-0,11	0,36	-1,13	1,14	0,129	
11	I	0,01	0,29	-0,60	0,50	0,082	0,808
	II	-0,04	0,36	-0,83	0,73	0,127	
	III	-0,04	0,40	-1,50	1,16	0,161	
12	I	0,16	0,32	-0,34	1,17	0,105	0,039*
	II	-0,05	0,33	-0,96	0,75	0,111	
	III	-0,06	0,51	-2,89	1,13	0,264	
13	I	0,10	0,24	-0,33	0,51	0,056	0,010*
	II	-0,02	0,35	-0,75	1,00	0,120	
	III	-0,16	0,43	-1,34	1,00	0,183	
14	I	0,24	0,26	-0,24	0,94	0,068	0,046*
	II	0,01	0,38	-0,86	1,00	0,141	
	III	-0,01	0,42	-1,06	0,99	0,172	
15	I	0,14	0,30	-0,48	0,91	0,087	0,007*
	II	-0,02	0,39	-0,86	0,94	0,154	
	III	-0,07	0,36	-1,09	0,78	0,131	
17	I	0,03	0,35	-0,50	1,25	0,125	0,584
	II	0,00	0,35	-0,77	0,78	0,120	
	III	-0,05	0,36	-1,04	0,92	0,127	
18	I	0,03	0,30	-0,43	0,74	0,092	0,215
	II	-0,10	0,36	-1,10	0,64	0,130	
	III	-0,03	0,37	-1,21	0,65	0,140	
19	I	0,16	0,41	-0,55	1,38	0,167	0,010*
	II	0,01	0,41	-1,10	1,09	0,164	
	III	-0,09	0,46	-1,22	0,83	0,214	
20	I	0,00	0,37	-0,78	1,14	0,138	0,822
	II	-0,01	0,37	-1,03	0,86	0,136	
	III	-0,04	0,45	-1,18	1,45	0,203	
21	I	0,05	0,39	-0,74	0,81	0,149	0,575
	II	-0,05	0,40	-1,12	0,75	0,161	
	III	-0,08	0,42	-1,14	1,06	0,175	

22	I	0,06	0,37	-0,78	0,90	0,139	0,092
	II	-0,08	0,39	-1,26	0,84	0,156	
	III	-0,12	0,42	-1,21	0,67	0,180	
23	I	0,05	0,36	-0,66	0,80	0,130	0,123
	II	-0,10	0,35	-1,04	0,60	0,122	
	III	0,04	0,40	-1,00	0,98	0,158	
24	I	0,07	0,26	-0,42	0,71	0,069	0,357
	II	-0,07	0,34	-0,79	0,55	0,113	
	III	0,02	0,40	-0,98	0,76	0,162	
25	I	0,01	0,29	-0,58	0,57	0,085	0,253
	II	-0,06	0,28	-0,63	0,65	0,079	
	III	0,02	0,30	-0,65	0,95	0,088	
26	I	0,04	0,22	-0,38	0,52	0,050	0,084
	II	-0,09	0,26	-0,77	0,44	0,068	
	III	0,00	0,36	-1,53	0,81	0,131	
27	I	0,07	0,27	-0,49	0,56	0,071	0,386
	II	0,00	0,28	-0,58	0,69	0,081	
	III	0,02	0,36	-1,03	0,91	0,129	
28	I	0,21	0,36	-0,88	0,93	0,129	0,006*
	II	-0,06	0,34	-0,97	0,69	0,116	
	III	0,05	0,32	-0,99	0,90	0,101	
Gesamt	I	0,07	0,34	-1,03	1,92	0,116	<0,001*
	II	-0,07	0,37	-2,38	1,09	0,135	
	III	-0,09	0,44	-3,15	1,57	0,196	

Die Nullhypothese „Die Messgenauigkeit der Defekttiefe von artifiziellen knöchernen Defekten in digitalen Volumentomogrammen ist unabhängig von der Defektgröße“ konnte aufgrund der vorliegenden Ergebnisse nicht bestätigt werden.

Defektlokalisierung

Über die Kategorien der Defektlokalisierung konnte bei der Summe aller Untersuchungsprotokolle hinsichtlich der Messgenauigkeit ein signifikanter Unterschied festgestellt werden, $p < 0,001$. Dabei unterschieden sich jeweils der anterior- laterale und der anterior-mediale Quadrant von allen übrigen Quadranten ($p < 0,001$ bis $0,012$), wobei sich die posterioren Quadranten dahingehend nicht statistisch signifikant unterschieden, $p = 1$.

Bei der Mehrzahl der mAs- reduzierten Protokolle (22 von 26) konnte jedoch kein signifikanter Unterschied über die Kategorien der Lokalisation ermittelt werden. Eine Veranschaulichung der lokalisationspezifischen Abweichung der Defekttiefenmessung vom Goldstandard in Form von Box- Whisker- Plots wurde in Abbildung 23 dargestellt. Eine Übersicht der protokoll- und lokalisationspezifischen Messwerte kann Tabelle 9 entnommen werden.

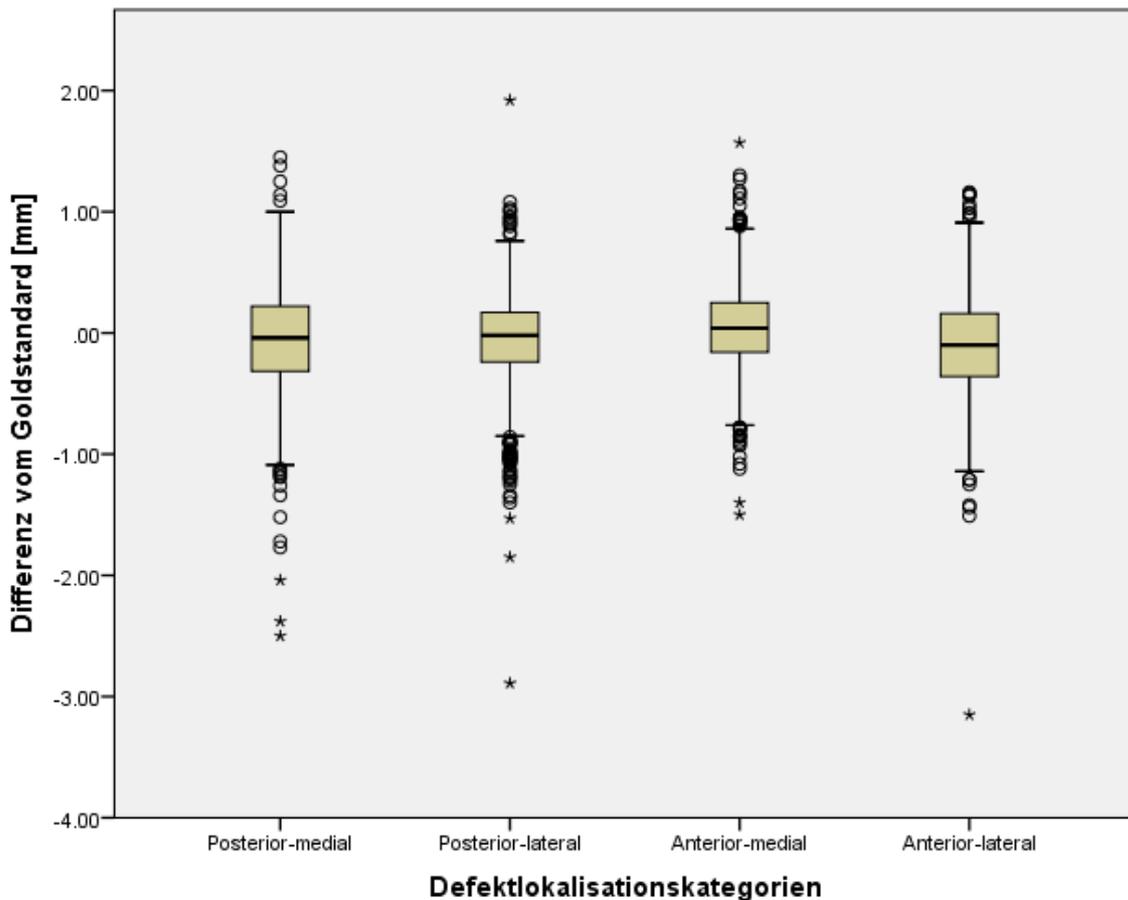


Abb. 23: Defektlokalisierungsspezifische Abweichung der Defekttiefenmessung der mAs- reduzierten Protokolle vom Goldstandard in Form von Box- Whisker- Plots

Tabelle 9: Übersicht der protokoll- und defektlokalisierungsspezifischen Parameter der Abweichung der Defekttiefenmessung vom Goldstandard und der Ergebnisse der statistischen Tests auf Signifikanzunterschiede zwischen den Defektlokalisationen

MW: Mittelwert; SD: Standardabweichung; Min: Minimum; Max: Maximum;
 pm: posterior- medial; pl: posterior- lateral; am: anterior- medial;
 al: anterior- lateral; *: statistisch signifikante Abweichung

Protokoll	Quadrant	MW [mm]	SD [mm]	Min [mm]	Max [mm]	Varianz [mm ²]	Signifikanz
2	pm	-0,36	0,47	-2,04	0,74	0,224	0,491
	pl	-0,32	0,41	-1,19	0,66	0,169	
	am	-0,26	0,70	-1,40	1,27	0,492	
	al	-0,51	0,38	-1,44	0,38	0,143	

3	pm	0,05	0,39	-0,59	0,95	0,155	0,149
	pl	0,02	0,32	-0,66	0,91	0,101	
	am	0,14	0,38	-0,39	1,30	0,148	
	al	-0,05	0,43	-0,92	0,81	0,182	
4	pm	-0,29	0,55	-2,38	0,56	0,299	0,047*
	pl	-0,13	0,47	-1,16	1,92	0,221	
	am	0,03	0,40	-0,61	0,89	0,158	
	al	-0,21	0,40	-0,94	0,78	0,162	
5	pm	0,08	0,42	-1,19	1,00	0,178	0,494
	pl	0,00	0,39	-0,99	0,90	0,151	
	am	0,11	0,47	-0,49	0,94	0,218	
	al	-0,01	0,38	-0,63	0,86	0,142	
6	pm	-0,29	0,56	-2,5	0,86	0,317	0,160
	pl	-0,25	0,40	-1,25	1,01	0,161	
	am	0,00	0,38	-0,63	0,85	0,146	
	al	-0,21	0,49	-1,25	0,91	0,245	
7	pm	-0,10	0,48	-1,72	0,82	0,228	0,957
	pl	-0,08	0,37	-0,73	0,96	0,136	
	am	0,00	0,56	-0,93	1,57	0,947	
	al	-0,11	0,69	-3,15	0,80	0,471	
8	pm	-0,22	0,51	-1,77	0,61	0,261	0,442
	pl	-0,12	0,37	-1,20	0,68	0,136	
	am	-0,09	0,43	-0,85	0,60	0,181	
	al	-0,11	0,42	-0,93	0,86	0,179	
9	pm	-0,11	0,41	-1,52	0,88	0,164	0,767
	pl	-0,09	0,48	-1,85	0,81	0,228	
	am	0,02	0,39	-0,66	1,11	0,152	
	al	-0,15	0,47	-1,42	0,57	0,223	
10	pm	-0,08	0,29	-0,78	0,56	0,087	0,609
	pl	-0,10	0,29	-1,04	0,46	0,085	
	am	-0,02	0,40	-0,76	0,78	0,159	
	al	-0,09	0,41	-1,13	1,14	0,171	
11	pm	-0,05	0,37	-0,98	0,81	0,134	0,608
	pl	-0,04	0,35	-0,83	0,93	0,120	
	am	-0,04	0,48	-1,50	0,79	0,230	
	al	0,00	0,35	-0,66	1,16	0,120	
12	pm	-0,06	0,41	-1,16	0,87	0,171	0,191
	pl	-0,11	0,52	-2,89	0,54	0,266	
	am	0,11	0,40	-0,49	1,17	0,161	
	al	0,07	0,36	-0,47	1,13	0,131	
13	pm	-0,10	0,44	-1,34	1,00	0,193	0,890
	pl	-0,06	0,38	-0,98	1,00	0,143	
	am	-0,02	0,40	-0,86	0,74	0,159	
	al	-0,11	0,35	-0,86	0,55	0,119	
14	pm	0,00	0,38	-0,64	1,00	0,141	0,843
	pl	0,02	0,41	-1,06	0,95	0,170	
	am	0,12	0,37	-0,64	0,94	0,135	
	al	0,03	0,40	-0,86	0,99	0,160	

15	pm	-0,06	0,49	-1,09	0,94	0,235	0,342
	pl	0,00	0,28	-0,55	0,48	0,078	
	am	0,11	0,35	-0,37	0,91	0,126	
	al	-0,09	0,31	-0,69	0,63	0,094	
17	pm	0,03	0,43	-0,84	1,25	0,186	0,204
	pl	0,00	0,27	-1,04	0,52	0,072	
	am	-0,03	0,34	-0,74	0,92	0,113	
	al	-0,11	0,35	-0,68	0,87	0,125	
18	pm	-0,01	0,32	-0,93	0,74	0,101	0,258
	pl	-0,04	0,34	-0,99	0,55	0,115	
	am	0,08	0,30	-0,57	0,65	0,090	
	al	-0,17	0,44	-1,21	0,57	0,197	
19	pm	0,03	0,46	-0,70	1,38	0,209	0,016*
	pl	0,06	0,43	-1,22	0,83	0,184	
	am	0,06	0,39	-1,02	0,58	0,156	
	al	-0,23	0,43	-1,10	0,62	0,185	
20	pm	0,03	0,48	-0,94	1,45	0,234	0,349
	pl	-0,01	0,33	-1,18	0,55	0,107	
	am	0,02	0,33	-0,67	0,94	0,109	
	al	-0,14	0,46	-1,03	0,86	0,210	
21	pm	-0,09	0,42	-1,12	0,75	0,178	0,158
	pl	0,04	0,29	-0,66	0,53	0,085	
	am	-0,01	0,39	-1,12	0,44	0,153	
	al	-0,16	0,52	-1,14	1,06	0,270	
22	pm	-0,06	0,43	-1,26	0,90	0,181	0,043*
	pl	0,03	0,29	-0,61	0,67	0,085	
	am	0,02	0,36	-0,59	0,84	0,132	
	al	-0,32	0,48	-1,21	0,65	0,228	
23	pm	0,02	0,34	-0,76	0,65	0,113	0,355
	pl	-0,02	0,37	-1,04	0,73	0,140	
	am	0,06	0,37	-0,68	0,67	0,136	
	al	-0,06	0,45	-0,97	0,98	0,206	
24	pm	0,04	0,35	-0,62	0,66	0,125	0,506
	pl	0,03	0,33	-0,65	0,76	0,108	
	am	0,03	0,31	-0,79	0,62	0,096	
	al	-0,12	0,44	-0,98	0,76	0,191	
25	pm	0,00	0,31	-0,63	0,65	0,093	0,270
	pl	-0,03	0,26	-0,63	0,48	0,067	
	am	0,10	0,23	-0,40	0,50	0,052	
	al	-0,07	0,34	-0,65	0,95	0,118	
26	pm	-0,05	0,29	-0,65	0,53	0,082	0,266
	pl	0,02	0,33	-1,53	0,72	0,110	
	am	0,05	0,30	-0,58	0,57	0,091	
	al	-0,09	0,32	-0,77	0,81	0,104	
27	pm	0,04	0,33	-0,58	0,91	0,110	0,009*
	pl	0,00	0,30	-1,03	0,56	0,089	
	am	0,20	0,24	-0,17	0,86	0,059	
	al	-0,08	0,35	-0,71	0,67	0,120	

28	pm	0,05	0,37	-0,97	0,80	0,135	0,112
	pl	0,07	0,32	-0,53	0,69	0,099	
	am	0,16	0,32	-0,27	0,93	0,102	
	al	-0,09	0,34	-0,99	0,52	0,112	
Gesamt	pm	-0,06	0,43	-2,50	1,45	0,181	<0,001*
	pl	-0,05	0,37	-2,89	1,92	0,138	
	am	0,04	0,38	-1,50	1,57	0,146	
	al	-0,10	0,43	-3,15	1,16	0,181	

Die Nullhypothese „Die Messgenauigkeit der Defekttiefe von artifiziellen knöchernen Defekten in digitalen Volumentomogrammen ist unabhängig von der Defektlokalisierung“ konnte aufgrund der vorliegenden Ergebnisse nicht bestätigt werden.

Interaktion von Defektgröße und Defektlokalisierung

Sowohl für die Defektgröße und -lokalisierung als auch für die Interaktion dieser beiden Parameter wurde ein signifikanter Einfluss auf die Abweichung der Defekttiefenmessung vom Goldstandard festgestellt, je $p < 0,001$.

Die Nullhypothese „Die Messgenauigkeit der Defekttiefe von artifiziellen knöchernen Defekten in digitalen Volumentomogrammen ist unabhängig von der Interaktion der Defektgröße und Defektlokalisierung“ konnte aufgrund der vorliegenden Ergebnisse nicht bestätigt werden.

4.5. Ausmaß der protokollspezifischen Defektidentifizierbarkeit

Hinsichtlich der Spezifität konnte kein statistisch signifikanter Unterschied in der Defektidentifizierung zwischen den Protokollen von FOV 1, FOV 2 und der Kombination von FOV 1 und FOV 2 festgestellt werden, $p = 0,462$ bis $0,830$. Es wurden mittlere Spezifitäten von $96,96\%$ bis $98,06\%$ ermittelt. Eine Auflistung der protokollspezifischen Parameter der Spezifität kann Tabelle 10 entnommen werden. Abbildung 24 zeigt eine Übersicht der protokollspezifischen Spezifität für FOV 1, FOV 2 und FOV 1+2 in Form von Box-Whisker-Plots.

Tabelle 10: Übersicht der deskriptiven Statistik der protokollspezifischen Spezifität zur Defektidentifizierung

MW: Mittelwert; SD: Standardabweichung; SF: Standardfehler;

Min: Minimum; Max: Maximum; KI: Konfidenzintervall

Protokoll	MW [%]	SD [%]	SF [%]	Min [%]	Max [%]	95 %- KI [%]
2	97,62	2,48	0,41	90,60	100	96,79 - 98,46
3	97,61	2,30	0,38	92,66	100	96,83 - 98,38
4	97,45	2,50	0,42	90,18	100	96,60 - 98,29
5	97,41	2,92	0,49	89,08	100	96,42 - 98,40
6	97,39	2,47	0,41	90,99	100	96,56 - 98,23
7	97,56	2,45	0,41	91,82	100	96,73 - 98,39
8	97,38	2,54	0,42	90,83	100	96,52 - 98,24
9	97,37	3,08	0,51	85,12	100	96,33 - 98,41
10	96,96	2,78	0,46	89,43	100	96,02 - 97,90
11	97,93	2,02	0,34	91,96	100	97,25 - 98,61
12	97,85	1,99	0,33	93,52	100	97,18 - 98,53
13	97,96	1,90	0,32	93,52	100	97,32 - 98,60
14	97,09	2,97	0,50	84,88	100	96,09 - 98,10
15	98,00	2,06	0,34	92,66	100	97,30 - 98,69
17	97,95	1,91	0,32	91,67	100	97,31 - 98,60
18	97,87	2,35	0,39	91,67	100	97,08 - 98,66
19	97,22	2,88	0,48	90,24	100	96,25 - 98,19
20	97,52	2,50	0,42	90,16	100	96,67 - 98,36
21	97,38	2,80	0,47	90,24	100	96,43 - 98,32
22	97,65	2,21	0,37	93,16	100	96,91 - 98,40
23	97,62	2,07	0,34	91,67	100	96,92 - 98,32
24	97,83	2,25	0,38	92,37	100	97,07 - 98,60
25	97,62	2,15	0,36	92,44	100	96,89 - 98,35
26	98,06	2,01	0,33	93,22	100	97,39 - 98,74
27	97,40	2,54	0,42	90,17	100	96,54 - 98,26
28	98,04	1,72	0,29	94,50	100	97,45 - 98,62

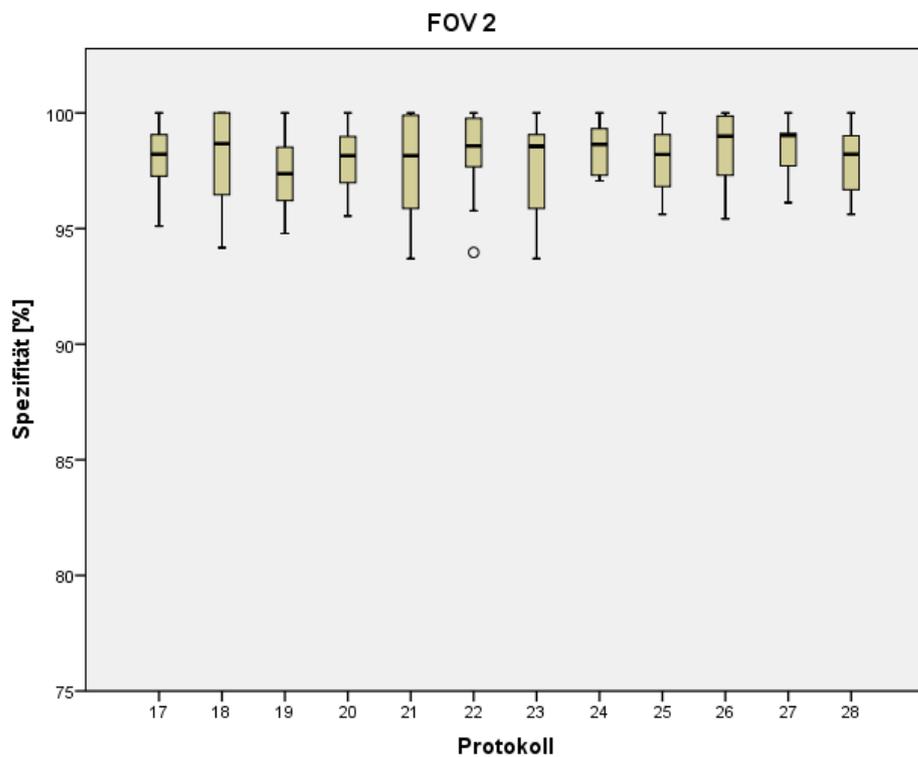
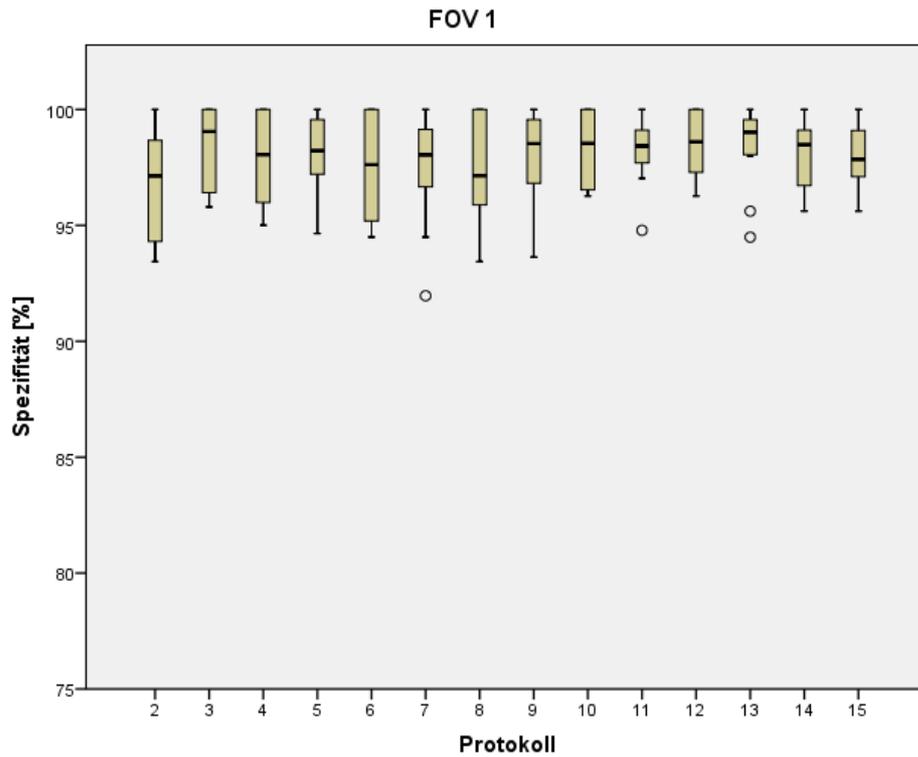


Abb. 24: Darstellung der protokollspezifischen Spezifität gesondert in FOV 1 und FOV 2 in Form von Box- Whisker- Plots

Es wurden signifikante Unterschiede in der Sensitivität zwischen den Protokollen von FOV 1 ($p < 0,001$), jedoch nicht von FOV 2 ($p = 0,075$) nachgewiesen. Im FOV 1 wurden Mittelwerte von 93,29 % bis 98,55 %, in FOV 2 von 94,24 % bis 98,24 % ermittelt. Die Sensitivität von Protokoll 6 (93,29 %) war signifikant geringer als von den Protokollen 9 - 15 (96,72 % - 98,55 %), $p < 0,001$ bis 0,049. Die Sensitivität von Protokoll 4 (94,41 %) war zudem signifikant geringer als von den Protokollen 10 bis 15 (96,72 % - 98,55 %), $p < 0,001$ bis 0,025. Die protokollspezifischen Parameter der Sensitivität sind in Tabelle 11 zusammengefasst. Abbildung 25 zeigt eine Übersicht der protokollspezifischen Sensitivität für FOV 1, FOV 2 und FOV 1+2 in Form von Box-Whisker-Plots. Die Testgenauigkeit betrug im Mittel 95,67 % - 97,9 % mit Standardabweichungen von < 3 %. Die geringste errechnete Testgenauigkeit wurde für Protokoll 27 mit 89,61 % festgestellt. Die mittlere gewichtete Testgenauigkeit (Matthews Korrelationskoeffizient) betrug 91,83 % - 98,23 % mit Standardabweichungen von < 6 %. Übersichten der protokollspezifischen Testgenauigkeit und gewichteten Testgenauigkeit können den Tabellen 12 und 13 entnommen werden. Die Abbildungen 26 und 27 zeigen Übersichten der protokollspezifischen Testgenauigkeit und gewichteten Testgenauigkeit in Form von Box-Whisker-Plots für FOV 1 und 2.

Tabelle 11: Übersicht der deskriptiven Statistik der protokollspezifischen Sensitivität zur Defektidentifizierung

MW: Mittelwert; SD: Standardabweichung; SF: Standardfehler;

Min: Minimum; Max: Maximum; KI: Konfidenzintervall

Protokoll	MW [%]	SD [%]	SF [%]	Min [%]	Max [%]	95 %- KI [%]
2	96,28	3,92	0,65	85,37	100	94,95 - 97,61
3	96,44	3,82	0,64	85,37	100	95,14 - 97,73
4	94,41	6,90	1,15	73,10	100	92,07 - 96,74
5	94,70	5,24	0,87	84,85	100	92,93 - 96,47
6	93,29	5,52	0,92	77,77	100	91,42 - 95,16
7	96,63	2,69	0,45	91,95	100	95,72 - 97,54
8	97,67	3,89	0,65	86,31	100	96,35 - 98,98
9	97,31	3,95	0,66	84,01	100	95,98 - 98,65
10	98,55	3,87	0,64	82,36	100	97,24 - 99,86
11	96,86	3,75	0,62	86,31	100	95,59 - 98,12
12	97,77	2,92	0,49	89,55	100	96,79 - 98,76
13	96,72	4,02	0,67	84,01	100	95,36 - 98,08
14	97,18	4,00	0,67	84,47	100	95,83 - 98,53
15	97,48	4,08	0,68	84,47	100	96,10 - 98,86
17	97,37	4,23	0,70	86,22	100	95,94 - 98,80
18	95,80	3,53	0,59	88,24	100	94,61 - 96,99
19	97,73	3,38	0,56	91,31	100	96,59 - 98,88
20	94,24	5,78	0,96	83,23	100	92,29 - 96,20
21	96,16	5,36	0,89	79,24	100	94,35 - 97,98
22	98,24	3,41	0,57	87,50	100	97,08 - 99,39
23	97,46	3,55	0,59	87,09	100	96,26 - 98,66
24	96,26	5,21	0,87	85,07	100	94,49 - 98,02
25	98,01	3,84	0,64	88,24	100	96,71 - 99,31
26	96,81	3,59	0,60	88,24	100	95,60 - 98,03
27	95,34	5,56	0,93	79,99	100	93,45 - 97,22
28	95,35	4,34	0,72	82,68	100	93,88 - 96,82

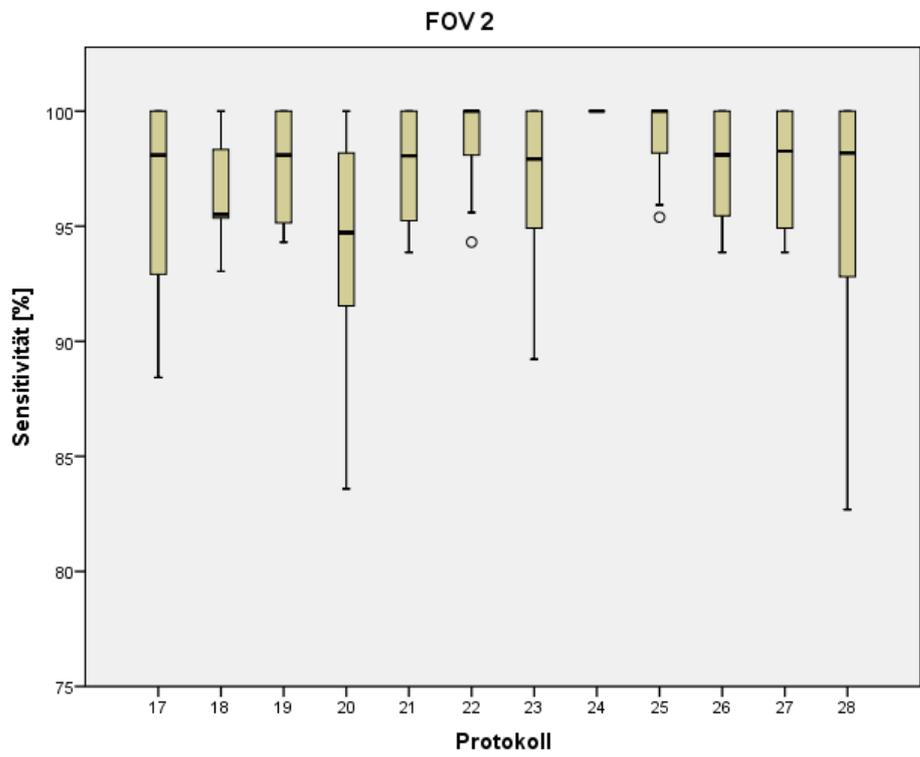
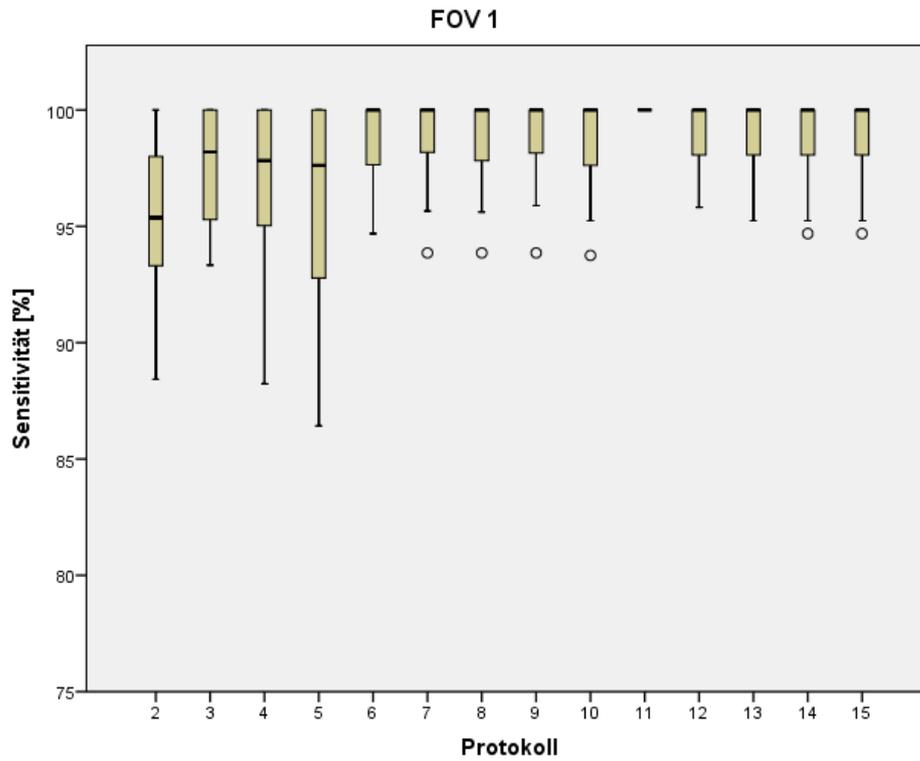


Abb. 25: Darstellung der protokollspezifischen Sensitivität gesondert in FOV 1 und FOV 2 in Form von Box- Whisker- Plots

Tabelle 12: Übersicht der deskriptiven Statistik der protokollspezifischen Testgenauigkeit zur Defektidentifizierung

MW: Mittelwert; SD: Standardabweichung; SF: Standardfehler;

Min: Minimum; Max: Maximum; KI: Konfidenzintervall

Protokoll	MW [%]	SD [%]	SF [%]	Min [%]	Max [%]	95 %- KI [%]
2	97,00	2,01	0,34	92,20	100	96,32 - 97,68
3	97,11	1,93	0,32	93,22	100	96,45 - 97,76
4	96,33	2,92	0,49	90,36	100	95,34 - 97,32
5	96,18	2,50	0,42	91,97	100	95,33 - 97,02
6	95,67	2,61	0,44	90,75	100	94,78 - 96,56
7	97,13	1,58	0,26	93,97	100	96,60 - 97,67
8	97,54	2,23	0,37	92,70	100	96,78 - 98,30
9	97,44	2,15	0,36	92,45	100	96,71 - 98,17
10	97,60	2,12	0,35	92,73	100	96,88 - 98,31
11	97,46	1,88	0,31	93,38	100	96,83 - 98,10
12	97,83	1,65	0,28	94,56	100	97,27 - 98,39
13	97,36	1,84	0,31	93,03	100	96,74 - 97,98
14	97,14	2,36	0,39	91,67	100	96,35 - 97,94
15	97,77	2,10	0,35	92,20	100	97,05 - 98,48
17	97,61	1,93	0,32	93,06	100	96,95 - 98,26
18	96,95	1,77	0,30	94,21	100	96,35 - 97,55
19	97,52	1,72	0,29	94,44	100	96,93 - 98,10
20	96,09	2,54	0,42	91,51	100	95,23 - 96,95
21	96,94	2,25	0,37	90,75	100	96,18 - 97,70
22	97,90	1,88	0,31	92,57	100	97,26 - 98,53
23	97,50	1,92	0,32	91,09	100	96,85 - 98,15
24	97,00	2,33	0,39	92,11	100	96,22 - 97,79
25	97,72	1,87	0,31	93,82	100	97,08 - 98,35
26	97,47	1,59	0,26	93,82	100	96,93 - 98,01
27	96,52	2,47	0,41	89,61	100	95,69 - 97,36
28	96,85	1,79	0,30	92,22	100	96,25 - 97,46

Tabelle 13: Übersicht der deskriptiven Statistik der protokollspezifischen gewichteten Testgenauigkeit in Form des Matthews Korrelationskoeffizienten zur Defektidentifizierung

MW: Mittelwert; SD: Standardabweichung; SF: Standardfehler;

Min: Minimum; Max: Maximum; KI: Konfidenzintervall

Protokoll	MW [%]	SD [%]	SF [%]	Min [%]	Max [%]	95 %- KI [%]
2	91,83	5,05	1,45	79,91	100	88,62 - 95,04
3	95,70	4,03	1,16	88,81	100	93,15 - 98,26
4	94,45	4,48	1,29	83,09	100	91,60 - 97,30
5	94,50	3,77	1,09	87,01	98,7	92,11 - 96,89
6	95,87	3,52	1,02	89,04	100	93,63 - 98,11
7	96,00	3,17	0,92	90,85	100	93,99 - 98,02
8	95,95	3,59	1,04	88,02	100	93,67 - 98,23
9	96,72	2,93	0,85	91,47	100	94,86 - 98,59
10	96,85	1,91	0,55	94,49	100	95,64 - 98,07
11	98,13	1,75	0,50	93,41	100	97,02 - 99,24
12	97,49	2,05	0,59	93,22	100	96,18 - 98,79
13	97,20	2,79	0,80	90,77	100	95,43 - 98,97
14	96,76	2,96	0,85	90,06	100	94,88 - 98,64
15	96,70	2,89	0,83	90,06	100	94,87 - 98,54
17	94,31	3,70	1,07	89,36	98,94	91,96 - 96,66
18	94,71	2,98	0,86	89,13	100	92,82 - 96,61
19	94,70	3,44	0,99	89,04	100	92,52 - 96,89
20	92,73	4,37	1,26	85,10	98,91	89,95 - 95,50
21	94,99	4,60	1,33	86,94	100	92,07 - 97,92
22	97,01	3,08	0,89	89,78	100	95,06 - 98,97
23	94,49	4,52	1,30	85,72	100	91,62 - 97,36
24	98,23	1,27	0,37	96,62	100	97,42 - 99,03
25	96,92	2,63	0,76	91,96	100	95,25 - 98,59
26	96,07	2,45	0,71	91,55	99,64	94,52 - 97,63
27	95,97	2,08	0,60	93,57	100	94,65 - 97,30
28	94,02	4,35	1,26	84,93	98,98	91,25 - 96,78

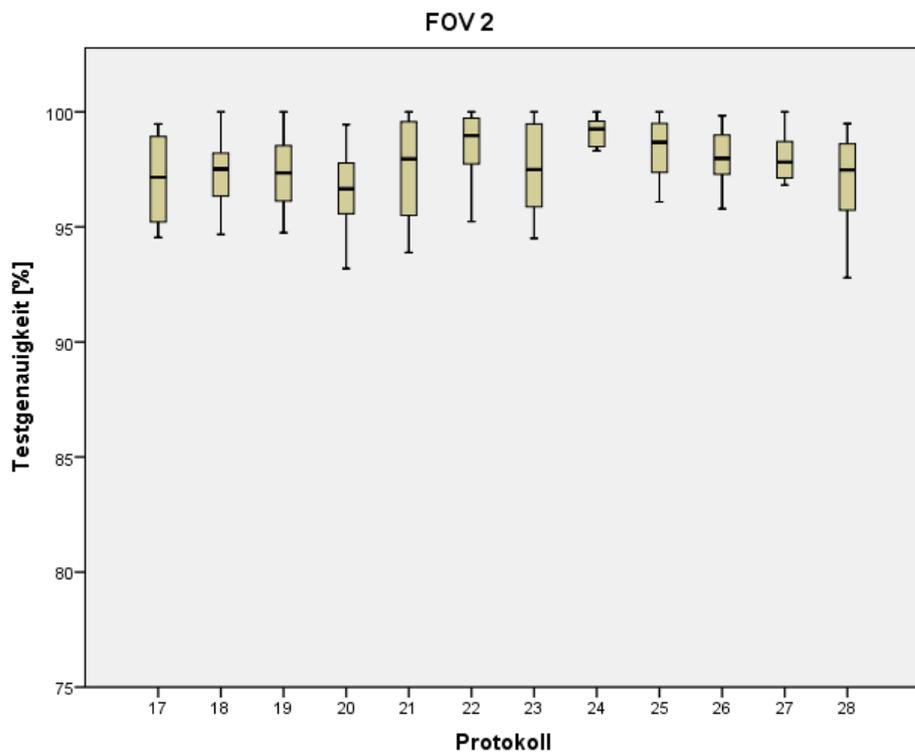
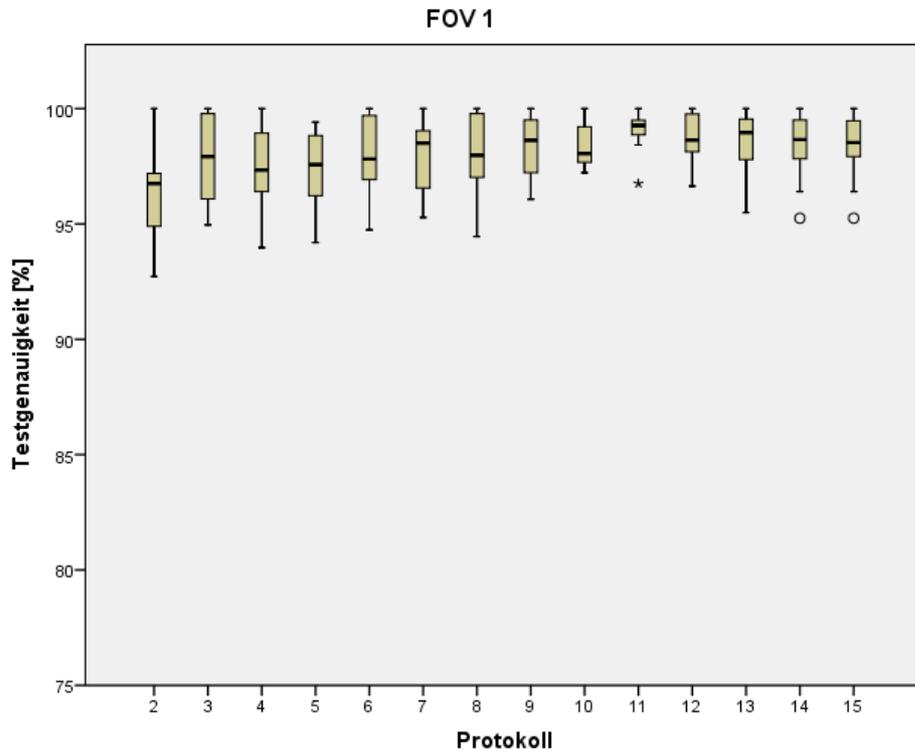


Abb. 26: Darstellung der protokollspezifischen Testgenauigkeit gesondert in FOV 1 und FOV 2 in Form von Box- Whisker- Plots

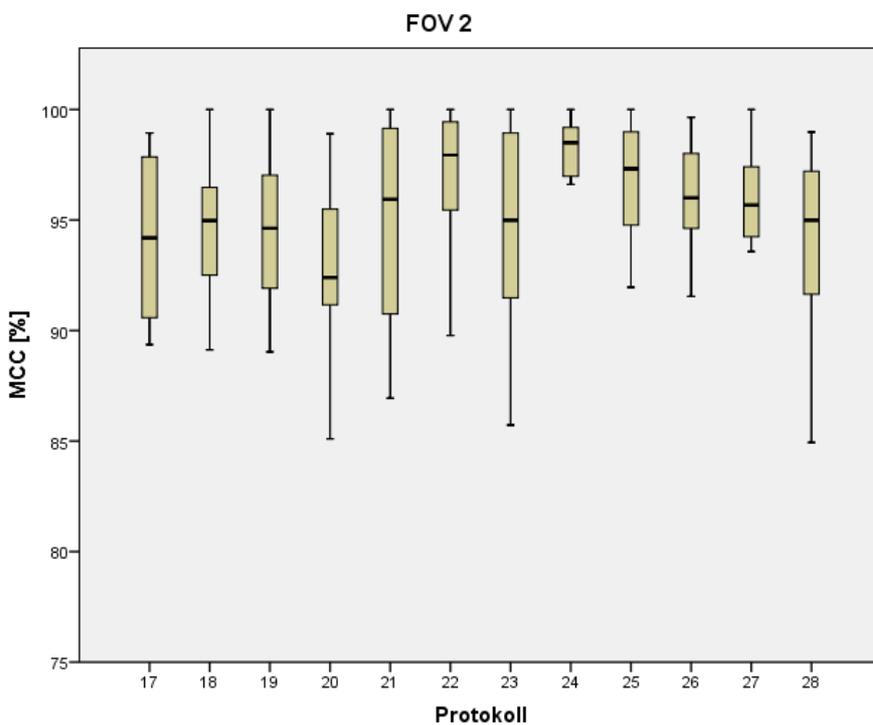
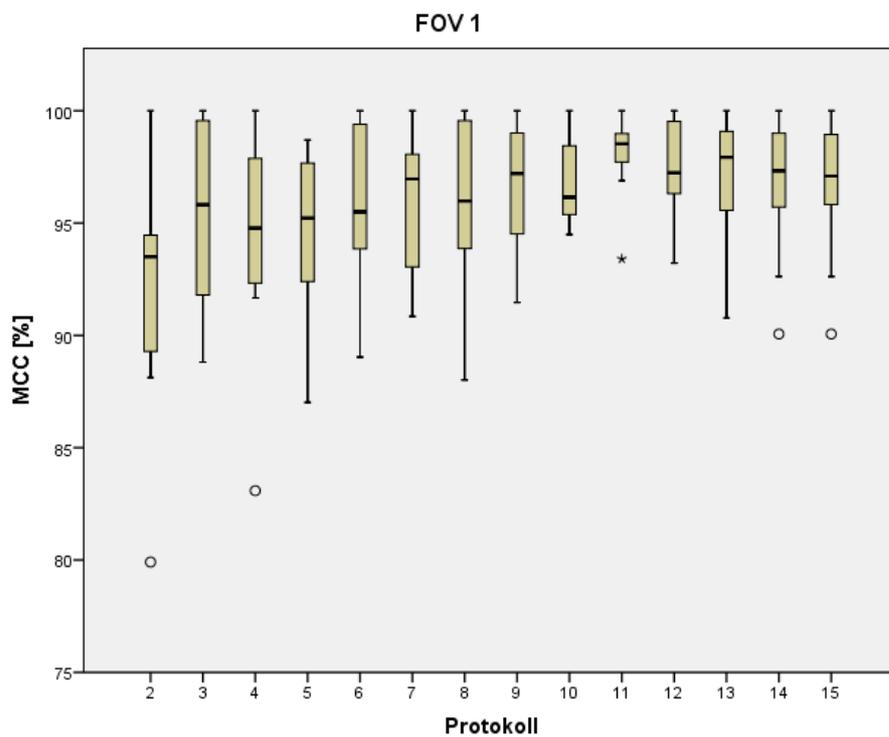


Abb. 27: Darstellung der protokollspezifischen gewichteten Testgenauigkeit gesondert in FOV 1 und FOV 2 in Form von Box- Whisker- Plots
 MCC: Matthews Korrelationskoeffizient

Die Nullhypothese „Die Sensitivität und Spezifität der Identifikation artifizierlicher knöcherner Defekte am Schweinekondylus unterscheiden sich in digitalen Volumentomogrammen mit spezifischen dosisreduzierten Aufnahmeprotokollen untereinander nicht“ konnte aufgrund der vorliegenden Ergebnisse nicht bestätigt werden.

4.6. Abhängigkeit der Defektidentifizierbarkeit von Defektgröße und -lokalisierung

Defektgröße

Die mittleren Spezifitäten der Defektgrößenkategorien betragen 97,05 % bis 99,19 %. Defektgröße III wies leicht höhere Werte bei einer vergleichbaren Standardabweichung auf.

Zwischen den Defektgrößenkategorien war keine signifikante Abweichung hinsichtlich der Sensitivität der Identifikation artifizierlicher knöcherner Defekte nachweisbar, $p= 0,378$. Die mittlere Sensitivität betrug 96,83 % bis 98,48 %. Defektgröße III wies eine etwas größere mittlere Sensitivität und geringere Standardabweichung auf als die übrigen Defektgrößen. Bei der defektgrößenspezifischen Sensitivität wurde zudem ein signifikanter Unterschied zwischen den mAs- reduzierten Protokollen von FOV 1 festgestellt, $p= 0,030$ (DG I) beziehungsweise $p < 0,001$ (DG II, DG III). Bei FOV 2 wurden dahingehend lediglich Unterschiede bei DG I nachgewiesen, $p= 0,039$. Vor allem Protokoll 2 unterschied sich diesbezüglich von einer Vielzahl anderer Protokolle bei allen Defektgrößenkategorien.

Die mittlere Testgenauigkeit für die einzelnen Defektgrößengruppen betrug 97,26 % bis 98,85 % mit Standardabweichungen von <2 %. Die mittlere gewichtete Testgenauigkeit in Form vom Matthews Korrelationskoeffizienten betrug 94,36 % bis 97,71 % mit Standardabweichungen von <5 %.

Eine Übersicht der defektgrößenspezifischen Parameter kann den Tabellen 14 bis 17 entnommen werden. Die Abbildungen 28- 31 illustrieren den Vergleich der Defektgrößenkategorien hinsichtlich Spezifität, Sensitivität, Testgenauigkeit und gewichteter Testgenauigkeit.

Tabelle 14: Übersicht der deskriptiven Statistik der defektgruppenspezifischen Spezifität zur Defektidentifizierung

FOV: Field of view; MW: Mittelwert; SD: Standardabweichung;

SF: Standardfehler; Min: Minimum; Max: Maximum; KI: Konfidenzintervall

Defektgruppe	FOV	MW [%]	SD [%]	SF [%]	Min [%]	Max [%]	95 %- KI [%]
<2 mm	1+2	97,69	1,70	0,17	93,44	100	97,36 - 98,02
<2 mm	1	97,55	1,91	0,28	93,44	100	96,99 - 98,10
<2 mm	2	97,77	1,51	0,22	94,17	100	97,33 - 98,20
2-3 mm	1+2	97,10	1,75	0,17	91,96	100	96,76 - 97,44
2-3 mm	1	97,05	1,94	0,28	91,96	100	96,49 - 97,61
2-3 mm	2	97,18	1,65	0,24	93,69	100	96,70 - 97,66
>3 mm	1+2	99,11	1,11	0,11	94,95	100	98,89 - 99,32
>3 mm	1	99,18	1,17	0,17	96,08	100	98,84 - 99,52
>3 mm	2	99,05	1,07	0,15	94,95	100	98,74 - 99,36

Tabelle 15: Übersicht der deskriptiven Statistik der defektgruppenspezifischen Sensitivität zur Defektidentifizierung

FOV: Field of view; MW: Mittelwert; SD: Standardabweichung;

SF: Standardfehler; Min: Minimum; Max: Maximum; KI: Konfidenzintervall

Defektgruppe	FOV	MW [%]	SD [%]	SF [%]	Min [%]	Max [%]	95 %- KI [%]
<2 mm	1+2	97,58	3,52	0,35	82,68	100	96,90 - 98,27
<2 mm	1	98,14	2,94	0,42	88,24	100	97,28 - 98,99
<2 mm	2	96,83	4,08	0,59	82,68	100	95,64 - 98,01
2-3 mm	1+2	97,57	3,56	0,35	83,59	100	96,88 - 98,27
2-3 mm	1	97,59	3,82	0,55	86,42	100	96,49 - 98,70
2-3 mm	2	97,37	3,47	0,50	83,59	100	96,36 - 98,38
>3 mm	1+2	98,23	2,39	0,23	90,59	100	97,77 - 98,70
>3 mm	1	98,48	2,22	0,32	92,97	100	97,84 - 99,13
>3 mm	2	97,84	2,61	0,38	90,59	100	97,09 - 98,60

Tabelle 16: Übersicht der deskriptiven Statistik der defektgruppenspezifischen Testgenauigkeit zur Defektidentifizierung

FOV: Field of view; MW: Mittelwert; SD: Standardabweichung;

SF: Standardfehler; Min: Minimum; Max: Maximum; KI: Konfidenzintervall

Defekt- gruppe	FOV	MW [%]	SD [%]	SF [%]	Min [%]	Max [%]	95 %- KI [%]
<2 mm	1+2	97,72	1,67	0,16	92,79	100	97,39 - 98,04
<2 mm	1	97,84	1,55	0,22	94,50	100	97,39 - 98,29
<2 mm	2	97,47	1,79	0,26	92,79	100	96,95 - 97,99
2-3 mm	1+2	97,35	1,75	0,17	92,72	100	97,01 - 97,69
2-3 mm	1	97,38	1,83	0,26	92,72	100	96,85 - 97,91
2-3 mm	2	97,26	1,71	0,25	93,83	100	96,77 - 97,76
>3 mm	1+2	98,68	1,24	0,12	94,83	100	98,44 - 98,92
>3 mm	1	98,85	1,08	0,16	96,23	100	98,53 - 99,16
>3 mm	2	98,45	1,41	0,20	94,83	100	98,04 - 98,86

Tabelle 17: Übersicht der deskriptiven Statistik der defektgruppenspezifischen gewichteten Testgenauigkeit zur Defektidentifizierung

FOV: Field of view; MW: Mittelwert; SD: Standardabweichung;

SF: Standardfehler; Min: Minimum; Max: Maximum; KI: Konfidenzintervall

Defekt- gruppe	FOV	MW [%]	SD [%]	SF [%]	Min [%]	Max [%]	95 %- KI [%]
<2 mm	1+2	95,28	3,55	0,35	84,93	100	94,59 - 95,97
<2 mm	1	95,60	3,21	0,46	88,81	100	94,67 - 96,53
<2 mm	2	94,71	3,89	0,56	84,93	100	93,58 - 95,83
2-3 mm	1+2	94,45	3,99	0,39	79,91	100	93,68 - 95,23
2-3 mm	1	94,36	4,45	0,64	79,91	100	93,07 - 95,65
2-3 mm	2	94,41	3,62	0,52	85,10	100	93,35 - 95,46
>3 mm	1+2	97,38	2,44	0,24	89,99	100	96,90 - 97,85
>3 mm	1	97,71	2,13	0,31	92,46	100	97,09 - 98,33
>3 mm	2	96,93	2,79	0,40	89,99	100	96,12 - 97,74

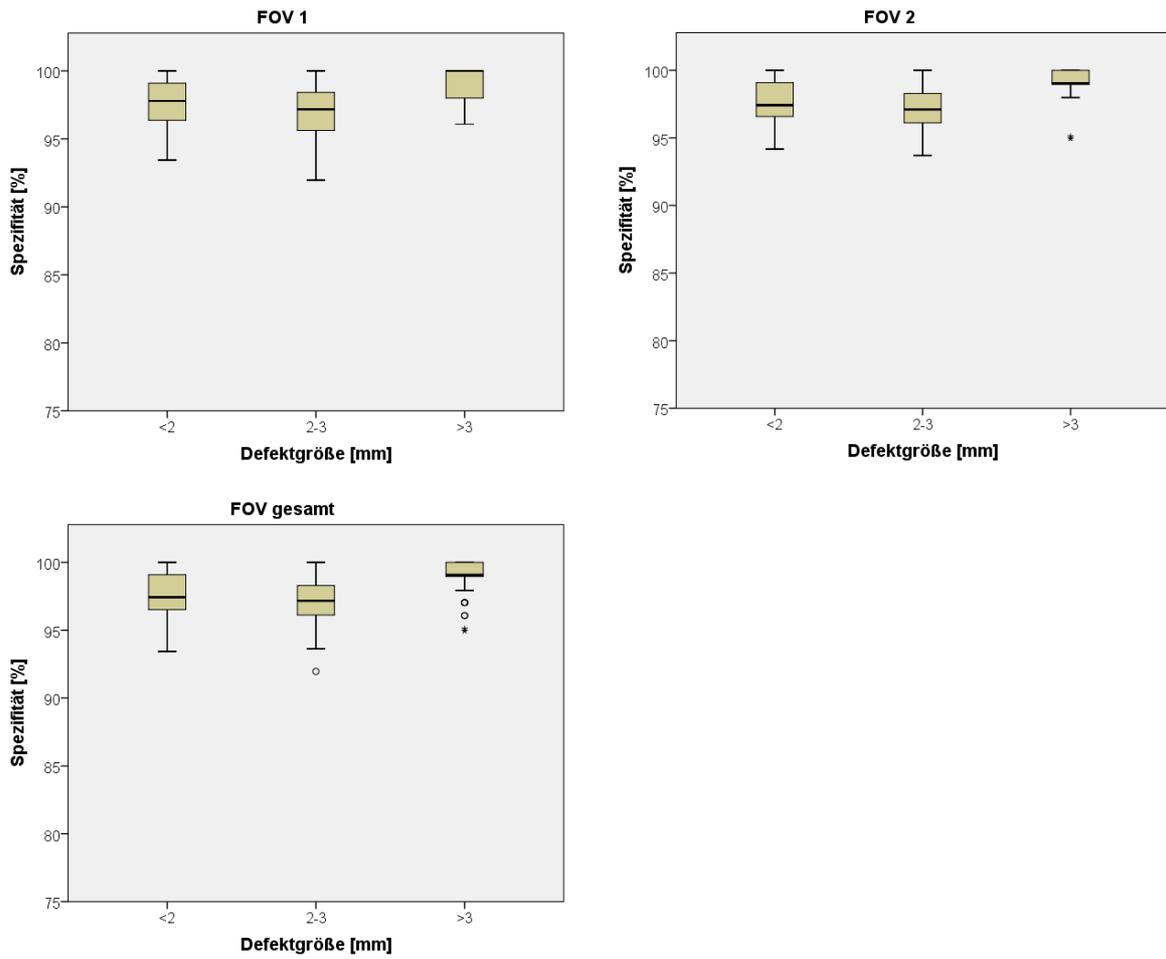
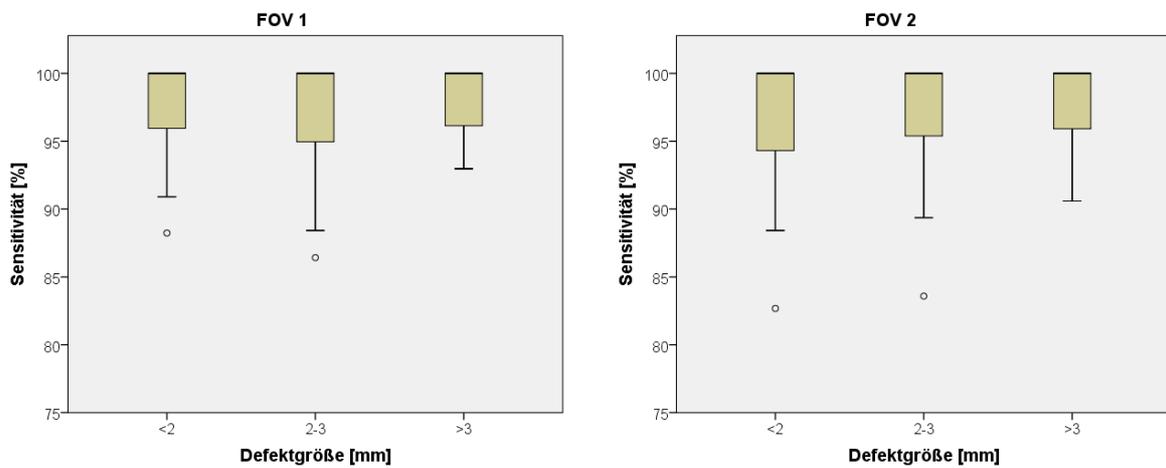


Abb. 28: Vergleichende Darstellung der defektgrößenspezifischen Spezifität für FOV 1, FOV 2 und FOV 1+2 in Form von Box- Whisker- Plots
FOV: Field of view



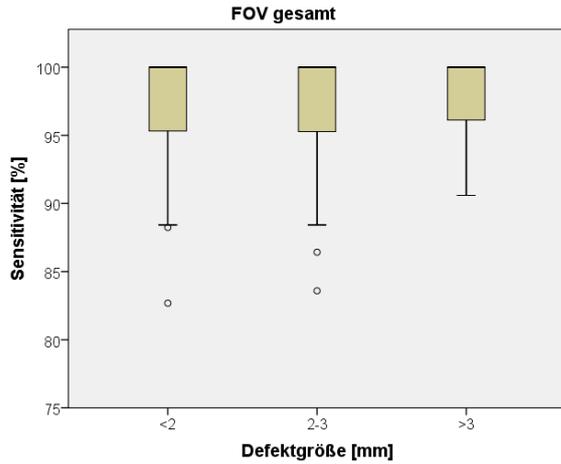


Abb. 29: Vergleichende Darstellung der defektgrößenspezifischen Sensitivität für FOV 1, FOV 2 und FOV 1+2 in Form von Box- Whisker- Plots
FOV: Field of view

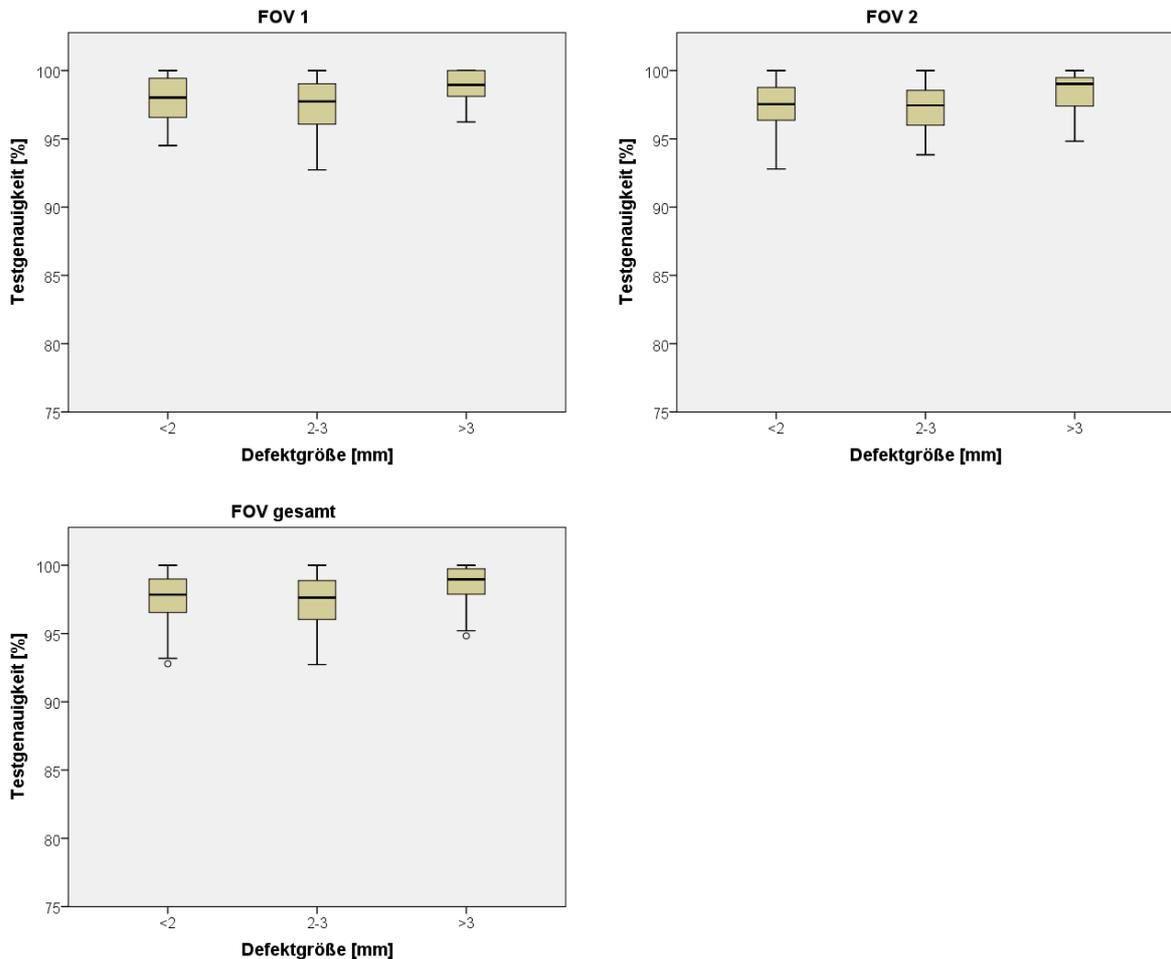


Abb. 30: Vergleichende Darstellung der defektgrößenspezifischen Testgenauigkeit für FOV 1, FOV 2 und FOV 1+2 in Form von Box- Whisker- Plots
FOV: Field of view

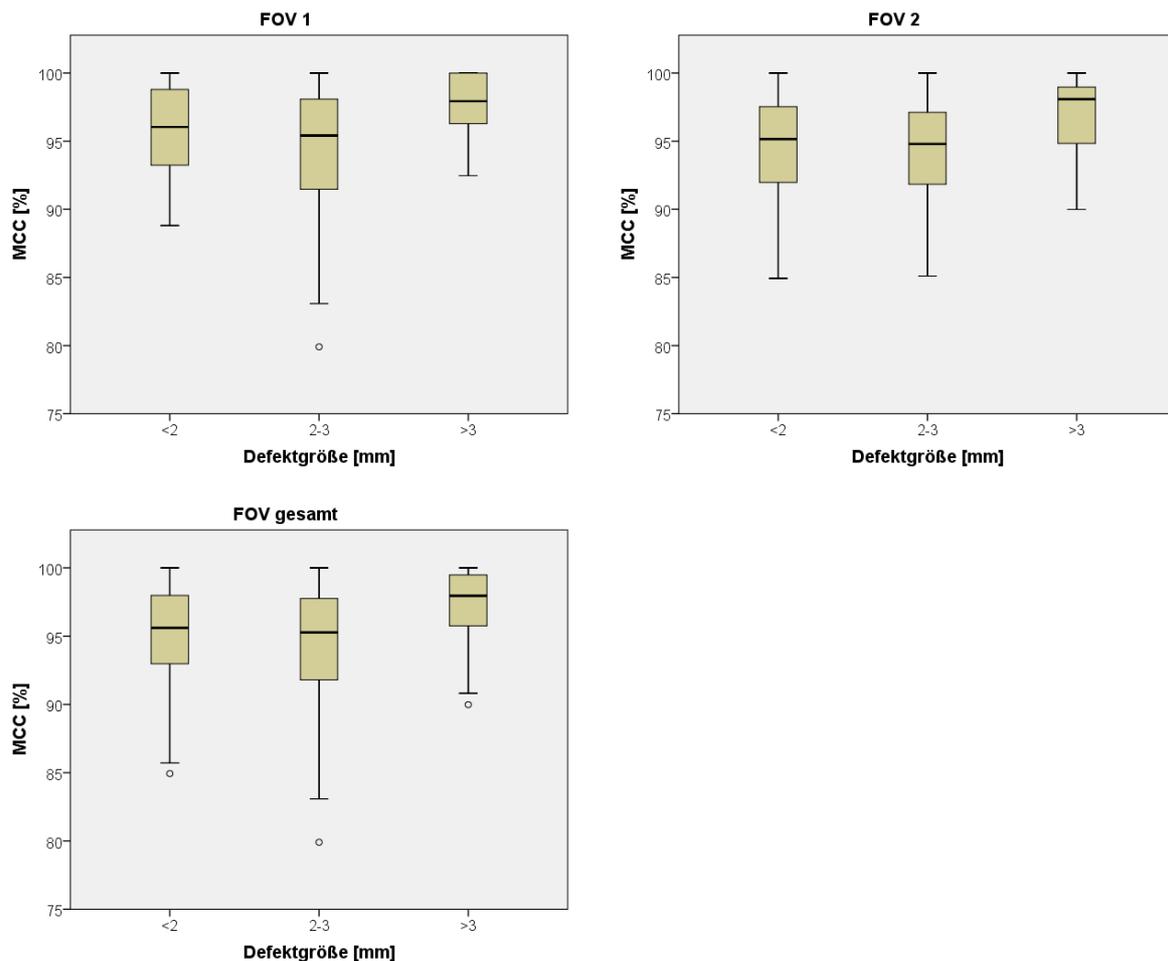


Abb. 31: Vergleichende Darstellung der defektgrößenspezifischen, gewichteten Testgenauigkeit (MCC) für FOV 1, FOV 2 und FOV 1+2 in Form von Box- Whisker- Plots

MCC: Matthews Korrelationskoeffizient; FOV: Field of view

Die Nullhypothese „Die Sensitivität und Spezifität der Identifikation artifizierlicher knöcherner Defekte am Schweinekondylus sind in digitalen Volumentomogrammen unabhängig von der Defektgröße“ konnte aufgrund der vorliegenden Ergebnisse nicht bestätigt werden.

Defektlokalisierung

Zwischen den Defektlokalisationen wurden signifikant unterschiedliche Spezifitäten ermittelt, je $p < 0,001$. Die mittleren Spezifitäten betragen 96,82 % - 98,54 %. Hinsichtlich der Sensitivität konnte ebenfalls ein signifikanter Unterschied zwischen den Defektlokalisationen für FOV 1 bei allen Defektgruppen ($p < 0,001$ bis $p = 0,013$) und für

FOV 2 bei Defektgruppe I ($p < 0,001$), Defektgruppe II ($p < 0,013$) und der Summe aller Defektgruppen ($p = 0,003$) festgestellt werden.

Es wurden mittlere Testgenauigkeiten von 96,76 % bis 98,81 % sowie vergleichbare mittlere Standardabweichungen von $< 2,5$ % ermittelt. Außerdem wurden mittlere gewichtete Testgenauigkeiten von 93,24 % bis 97,55 % sowie mittlere Standardabweichungen von < 5 % errechnet. Der posterior- laterale Quadrant wies dabei etwas höhere gewichtete Testgenauigkeiten und geringere Standardabweichungen auf. Eine Übersicht der ermittelten lokalisationspezifischen Spezifität, Sensitivität, Testgenauigkeit und gewichteten Testgenauigkeit kann den Tabellen 18 bis 21 entnommen werden. Abbildung 32 illustriert die Unterschiede der Lokalisationskategorien hinsichtlich Spezifität, Sensitivität, Testgenauigkeit und gewichteter Testgenauigkeit.

Tabelle 18: Übersicht der deskriptiven Statistik der lokalisationsgruppenspezifischen Spezifität zur Defektidentifizierung

FOV: Field of view; MW: Mittelwert; SD: Standardabweichung;

SF: Standardfehler; Min: Minimum; Max: Maximum; KI: Konfidenzintervall;

pm: posterior- medial; pl: posterior- lateral; am: anterior- medial;

al: anterior- lateral

Lokalisation	FOV	MW [%]	SD [%]	SF [%]	Min [%]	Max [%]	95 %- KI [%]
pm	1+2	97,22	1,61	0,18	93,44	100	96,85 - 97,58
pm	1	96,97	1,51	0,25	93,44	99,13	96,46 - 97,48
pm	2	97,51	1,79	0,30	93,69	100	96,90 - 98,11
pl	1+2	97,56	1,77	0,20	91,96	100	97,16 - 97,96
pl	1	97,36	2,12	0,35	91,96	100	96,64 - 98,08
pl	2	97,64	1,42	0,24	94,95	100	97,16 - 98,12
am	1+2	99,34	0,81	0,09	96,64	100	99,16 - 99,53
am	1	99,49	0,73	0,12	97,42	100	99,24 - 99,74
am	2	99,21	0,90	0,15	96,64	100	98,91 - 99,52
al	1+2	97,75	1,84	0,21	93,81	100	97,33 - 98,16
al	1	97,88	2,03	0,34	93,81	100	97,19 - 98,56
al	2	97,64	1,64	0,27	93,97	100	97,08 - 98,19

Tabelle 19: Übersicht der deskriptiven Statistik der lokalisationsgruppenspezifischen Sensitivität zur Defektidentifizierung

FOV: Field of view; MW: Mittelwert; SD: Standardabweichung;

SF: Standardfehler; Min: Minimum; Max: Maximum; KI: Konfidenzintervall;

pm: posterior- medial; pl: posterior- lateral; am: anterior- medial;

al: anterior- lateral

Lokalisation	FOV	MW [%]	SD [%]	SF [%]	Min [%]	Max [%]	95 %- KI [%]
pm	1+2	97,57	2,65	0,30	89,23	100	96,97 - 98,17
pm	1	99,09	2,17	0,36	92,02	100	98,35 - 99,82
pm	2	95,64	1,89	0,32	89,23	100	95,00 - 96,28
pl	1+2	100	0	0	100	100	100 - 100
pl	1	100	0	0	100	100	100 - 100
pl	2	100	0	0	100	100	100 - 100
am	1+2	97,29	3,91	0,44	82,68	100	96,41 - 98,17
am	1	97,86	3,35	0,56	88,24	100	96,72 - 98,99
am	2	96,28	4,45	0,74	82,68	100	94,77 - 97,79
al	1+2	96,32	3,44	0,39	83,59	100	95,55 - 97,10
al	1	95,34	3,14	0,52	86,42	100	94,28 - 96,40
al	2	97,46	3,69	0,61	83,59	100	96,22 - 98,71

Tabelle 20: Übersicht der deskriptiven Statistik der lokalisationsgruppenspezifischen Testgenauigkeit zur Defektidentifizierung

FOV: Field of view; MW: Mittelwert; SD: Standardabweichung;

SF: Standardfehler; Min: Minimum; Max: Maximum; KI: Konfidenzintervall;

pm: posterior- medial; pl: posterior- lateral; am: anterior- medial;

al: anterior- lateral

Lokalisation	FOV	MW [%]	SD [%]	SF [%]	Min [%]	Max [%]	95 %- KI [%]
pm	1+2	97,41	1,40	0,16	93,88	99,52	97,09 - 97,72
pm	1	97,91	1,35	0,23	94,54	99,52	97,45 - 98,36
pm	2	96,76	1,27	0,21	93,88	99,48	96,33 - 97,19

pl	1+2	98,63	1,01	0,11	95,28	100	98,40 - 98,86
pl	1	98,53	1,21	0,20	95,28	100	98,12 - 98,94
pl	2	98,66	0,82	0,14	97,20	100	98,38 - 98,94
am	1+2	98,44	1,81	0,20	92,79	100	98,04 - 98,85
am	1	98,81	0,25	1,47	95,48	100	98,31 - 99,31
am	2	97,88	2,07	0,35	92,79	100	97,18 - 98,58
al	1+2	97,18	1,81	0,20	92,72	100	96,77 - 97,59
al	1	96,85	1,74	0,29	92,72	100	96,26 - 97,44
al	2	97,61	1,88	0,31	93,19	100	96,98 - 98,25

Tabelle 21: Übersicht der deskriptiven Statistik der lokalisationsgruppenspezifischen gewichteten Testgenauigkeit zur Defektidentifizierung

FOV: Field of view; MW: Mittelwert; SD: Standardabweichung;

SF: Standardfehler; Min: Minimum; Max: Maximum; KI: Konfidenzintervall;

pm: posterior- medial; pl: posterior- lateral; am: anterior- medial;

al: anterior- lateral

Lokalisation	FOV	MW [%]	SD [%]	SF [%]	Min [%]	Max [%]	95 %- KI [%]
pm	1+2	94,62	3,09	0,35	85,72	99,04	93,93 - 95,32
pm	1	95,69	2,94	0,49	88,11	99,04	94,69 - 96,68
pm	2	93,24	2,90	0,48	85,72	98,96	92,25 - 94,22
pl	1+2	97,26	2,00	0,23	90,85	100	96,81 - 97,71
pl	1	97,06	2,39	0,40	90,85	100	96,26 - 97,87
pl	2	97,32	1,64	0,27	94,52	100	96,76 - 97,87
am	1+2	96,86	3,67	0,42	84,93	100	96,03 - 97,69
am	1	97,55	3,11	0,52	89,53	100	96,50 - 98,60
am	2	95,77	4,15	0,69	84,93	100	94,37 - 97,18
al	1+2	94,07	4,18	0,47	79,91	100	93,13 - 95,01
al	1	93,26	4,35	0,73	79,91	100	91,79 - 94,73
al	2	95,06	4,06	0,68	85,10	100	93,69 - 96,43

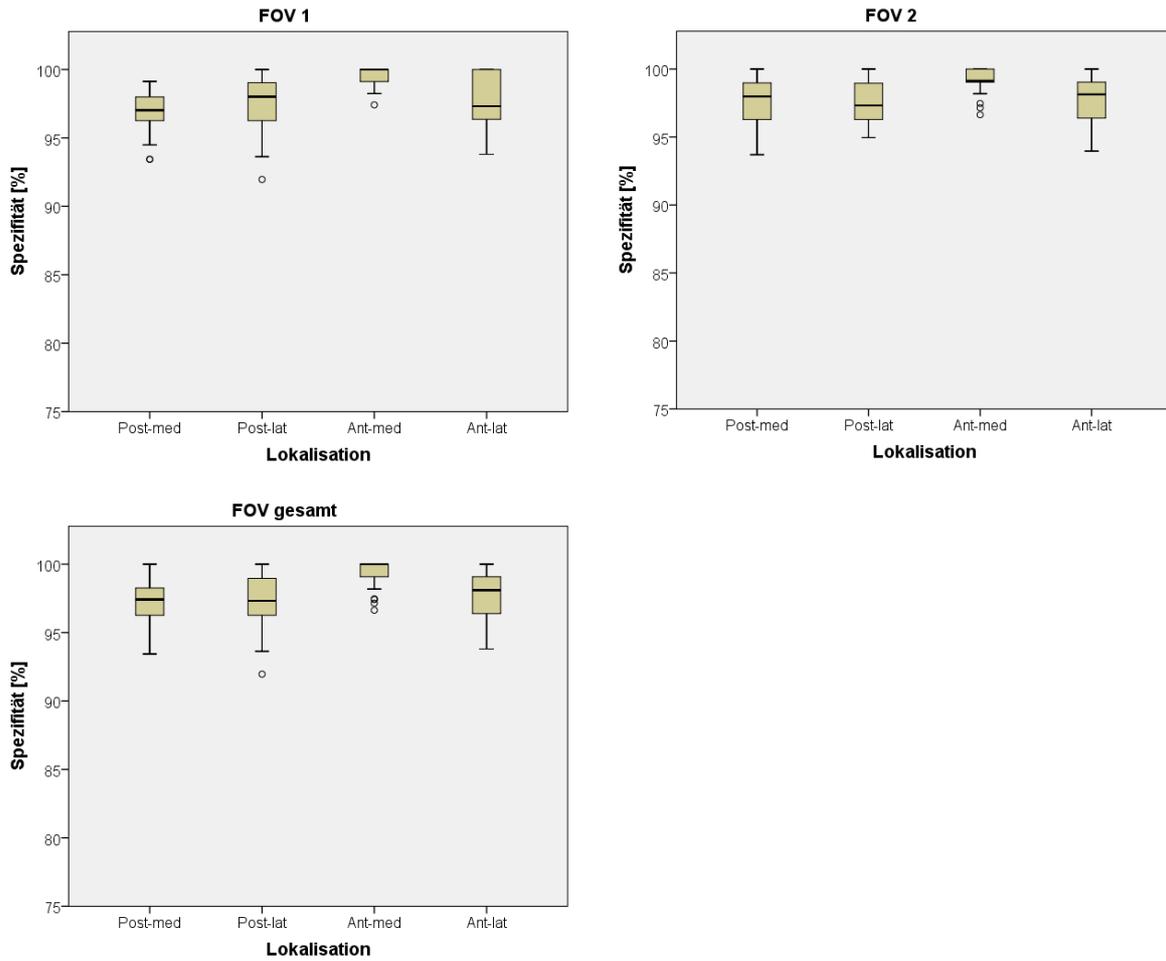
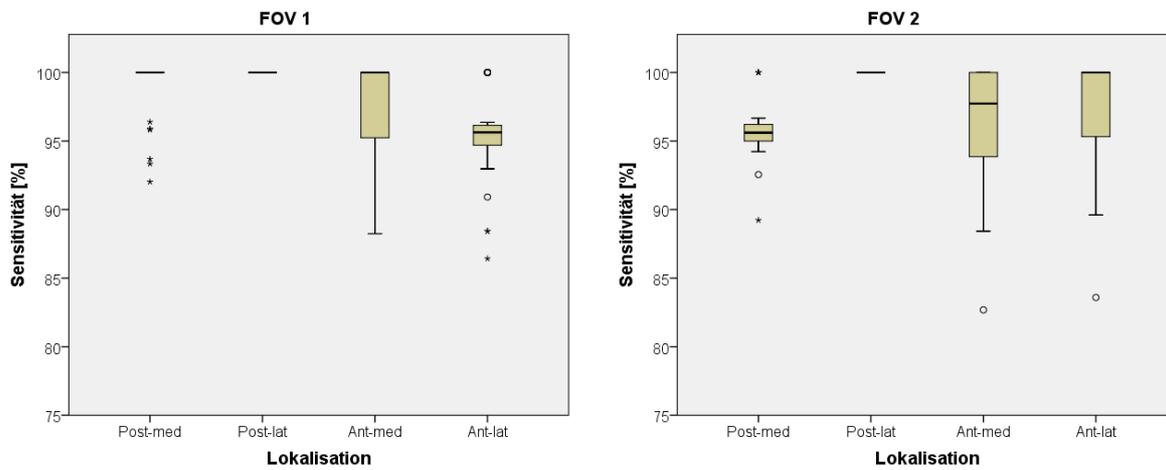


Abb. 32: Vergleichende Darstellung der lokalisationspezifischen Spezifität für FOV 1, FOV 2 und FOV 1+2 in Form von Box- Whisker- Plots
FOV: Field of view



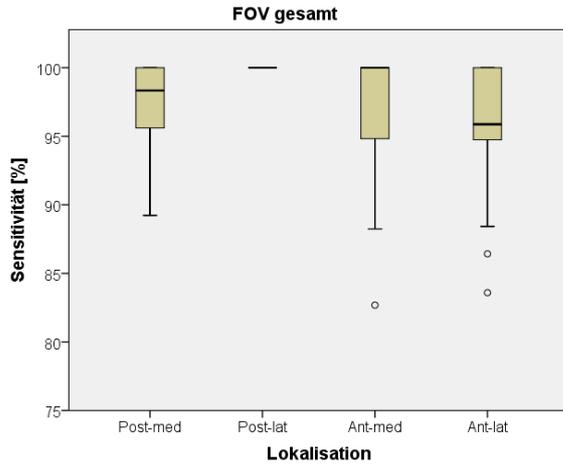


Abb. 33: Vergleichende Darstellung der lokalisationspezifischen Sensitivität für FOV 1, FOV 2 und FOV 1+2 in Form von Box- Whisker- Plots
FOV: Field of view

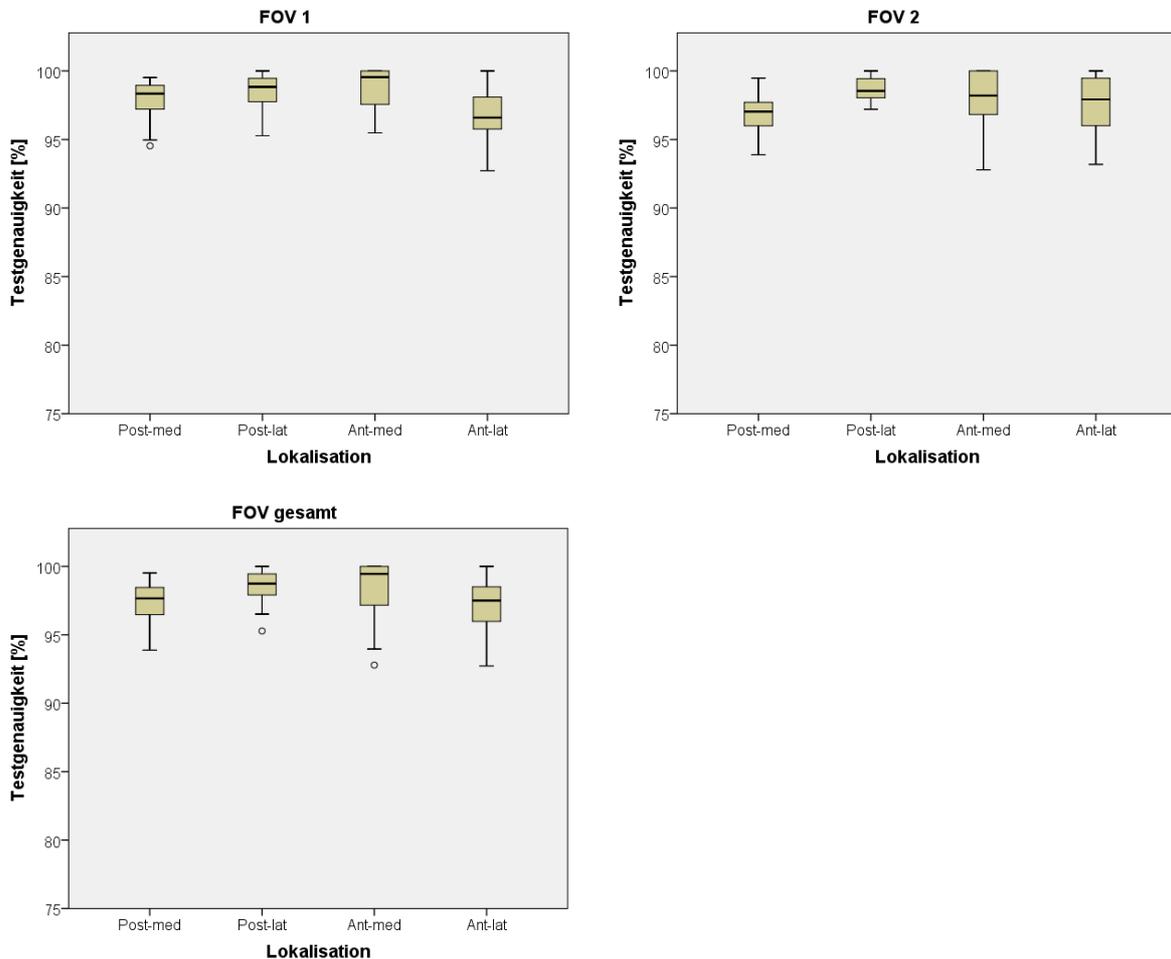


Abb. 34: Vergleichende Darstellung der lokalisationspezifischen Testgenauigkeit für FOV 1, FOV 2 und FOV 1+2 in Form von Box- Whisker- Plots
FOV: Field of view

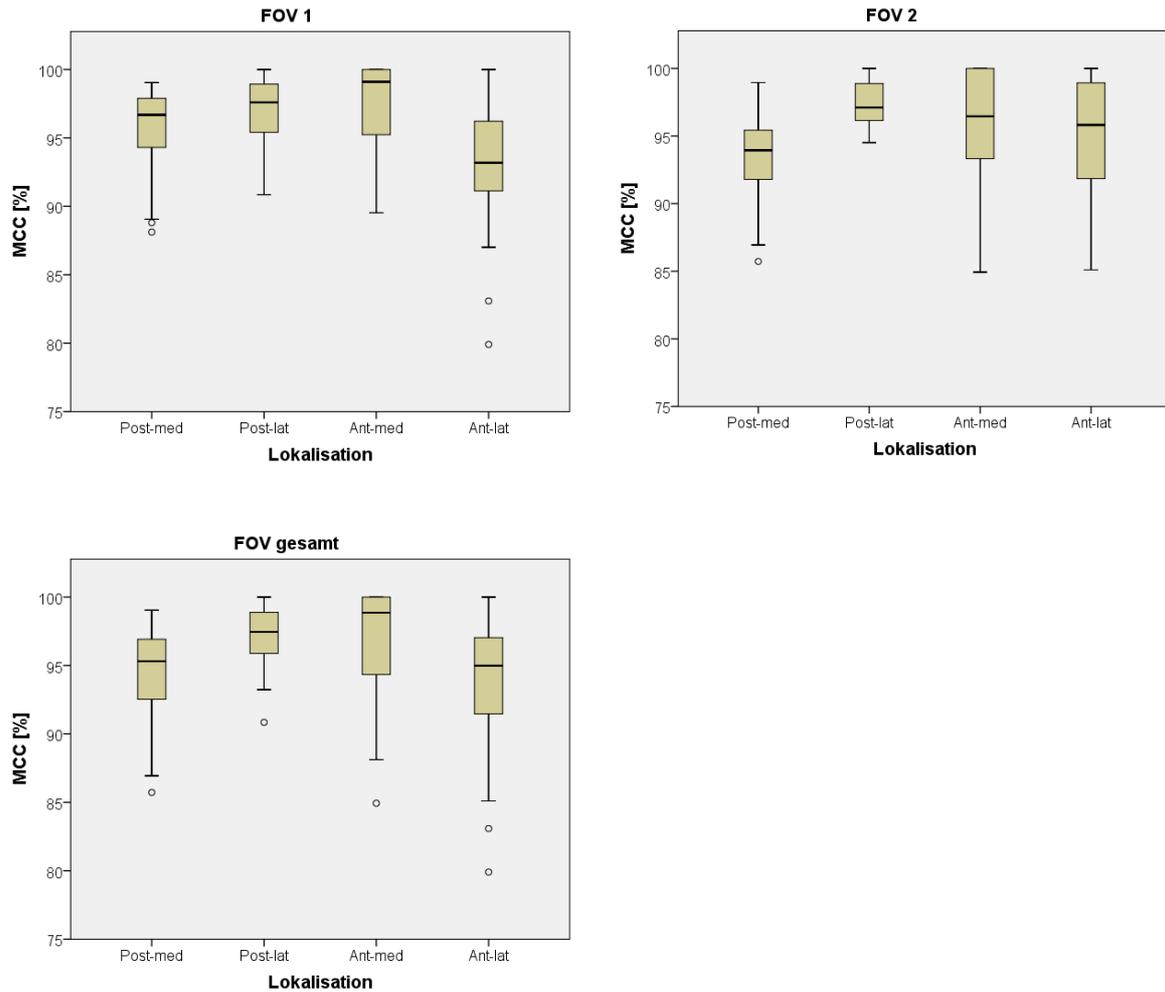


Abb. 35: Vergleichende Darstellung der lokalisationspezifischen, gewichteten Testgenauigkeit für FOV 1, FOV 2 und FOV 1+2 in Form von Box- Whisker- Plots
 FOV: Field of view; MCC: Matthews Korrelationskoeffizient

Die Nullhypothese „Die Sensitivität und Spezifität der Identifikation artifizierlicher knöcherner Defekte am Schweinekondylus sind in digitalen Volumentomogrammen unabhängig von der Defektlokalisierung“ konnte aufgrund der vorliegenden Ergebnisse nicht bestätigt werden.

5. Diskussion

5.1. Diskussion der Methoden

Ziel dieser Studie war die Untersuchung der Identifikations- und Messgenauigkeit von kondylären Knochendefekten bei mAs- reduzierten DVT- Protokollen. Diese Informationen ermöglichen die Einhaltung der Vorgaben der Strahlenschutzverordnung. Durch die Auswahl befundspezifisch validierter, strahlenreduzierter Aufnahmeprotokolle kann eine akzeptable Bildqualität bei minimal notwendiger Strahlenbelastung erreicht werden. Die DIMITRA- Arbeitsgruppe hat 2018 in einem Positionspapier die Weiterentwicklung des ALARA- Prinzips (as low as reasonably achievable) hin zum ALDAIP- Prinzip postuliert. Unter dem ALDAIP- Prinzip versteht man eine Einstellung, bei der die Strahlendosis appliziert wird, die so gering wie diagnostisch akzeptabel und indikationsorientiert sowie patientenspezifisch ist (as low as diagnostically acceptable being indication- oriented and patient- specific).(141) Hinsichtlich erosiver Kiefergelenksdefekte liegen keine Empfehlungen für strahlenreduzierte Aufnahmeverfahren vor. Um den Anforderungen des Strahlenschutzes unter Verwendung neuester Technologie gerecht zu werden, müssen zunächst die wissenschaftlichen Grundlagen geschaffen werden.

Der diagnostische Wert einer DVT- Aufnahme ist auf die Beurteilung der hartgeweblichen Strukturen begrenzt. Die Befunde müssen daher immer im Zusammenhang mit den Ergebnissen der klinischen Untersuchung und gegebenenfalls anderen bildgebenden Verfahren beurteilt werden, zumal erosive Veränderungen zwar häufig bei Patienten mit temporomandibulären Dysfunktionen vorkommen, aber auch bei symptomlosen, gesunden Patienten nachgewiesen werden können.(61) Außerdem konnten Studien zeigen, dass Osteophyten, Sklerosen und Erosionen mit bestimmten Altersgruppen korrelieren.(66) Neben erosiven Veränderungen spielen andere knöcherne, morphologische Veränderungen bei der bildgebenden Kiefergelenksdiagnostik mittels DVT eine Rolle. Degenerative Veränderungen wie Osteophyten, subchondrale Sklerosen oder Pseudozysten wurden für diese Untersuchung nicht simuliert oder berücksichtigt. Katakami und Mitarbeiter merkten an, dass andere kondyläre Veränderungen als Erosionen möglicherweise schwieriger zu identifizieren sind.(153) Diesbezüglich sind weitere Untersuchungen notwendig.

Zur Untersuchung der aufgestellten Nullhypothesen wurde ein etabliertes DVT- Gerät der Firma Planmeca® mit stufenloser Einstellbarkeit der physikalischen Parameter genutzt. Das Planmeca ProMax® 3D Mid (Helsinki, Finnland) wurde bereits in anderen Studien

zur Genauigkeit von Vermessungen am Kondylus verwendet.(34,191,203) Zhang und Mitarbeiter stellten für dieses Gerät eine höhere Identifikationsgenauigkeit von erosiven Veränderungen im Vergleich zum DCT Pro der Firma Vatech® fest.(191) DVT- Geräte stellen keine homogene Geräteklasse dar. Verschiedene DVT- Geräte unterscheiden sich in der effektiven Strahlenbelastung sowie der Bildqualität bei der Darstellung anatomischer Strukturen.(159,204) Andere Autoren beschrieben zwischen verschiedenen Herstellern teilweise stark unterschiedliche Einstellungsmöglichkeiten.(108,191) Aus diesen Gründen können die vorliegenden Ergebnisse nicht ohne weiteres auf andere DVT- Geräte übertragen werden. Da für DVT- Aufnahmen im Vergleich zur direkten makroskopischen Beurteilung der knöchernen Strukturen des Kiefergelenks gute Detektionsgenauigkeiten von knöchernen Veränderungen am Kondylus beschrieben wurden,(34,79,105,108) welche denen der CT- Aufnahme ebenbürtig oder überlegen sind,(79,105,106,113) wurde in der vorliegenden Arbeit das hochauflösendste Aufnahmeprotokoll ohne Reduktion des mAs- Produkts als Goldstandard definiert. Dennoch ist davon auszugehen, dass ein systematischer Fehler zwischen DVT- Vermessung und den tatsächlichen anatomischen Gegebenheiten existiert. Patel und Mitarbeiter stellten bei der Vermessung artifizierlicher Defekte am Kondylus einen mittleren systematischen Fehler in der Messung der Defekttiefe und des Defektdurchmessers von bis zu 0,5 mm fest.(108) Da die direkte physikalische Beurteilung im klinischen Alltag jedoch nicht möglich ist, stellt das hochauflösendste Aufnahmeprotokoll des jeweiligen Bildgebungsapparates die Referenz in Bezug auf die individuelle gerätespezifische Bildqualität dar.

Qu und Mitarbeiter beschrieben bereits 2010 verschiedene effektive Strahlenbelastungen für einige dentale Aufnahmeprotokolle des Planmeca ProMax® 3D Mid (Helsinki, Finnland).(185) Die in der vorliegenden Studie verwendeten mAs- reduzierten Aufnahmeprotokolle wurden aus der Dissertation von Frau Dr. Währisch übernommen.(151) Sie untersuchte die effektive Strahlenbelastung der verschiedenen Aufnahmeprotokolle des Planmeca ProMax® 3D Mid (Helsinki, Finnland) und ermittelte eine Strahlendosis von 10,9 μSv - 63,9 μSv . Sie stellte zudem bei einer Reduktion der Stromstärke von 5 mA auf 2 mA sowie einem FOV von 20 cm x 17 cm und „low- dose“- Einstellung ohne Schilddrüsenschutz eine effektive Strahlendosis von 13,5 μSv fest.(151) Pauwels und Mitarbeiter konnten für Patienten mit verringerter Größe, wie beispielsweise Kinder oder Frauen, ebenfalls eine deutliche Dosisreduktion durch die Verringerung des mAs- Produktes ermitteln.(205) Sie fordern daher patientengrößenspezifische Aufnahmeprotokolle in der klinischen Anwendung. Es fehlen jedoch systematische Untersuchungen zum Einfluss

der strahlenreduzierten Aufnahmeeinstellungen auf die Bildqualität hinsichtlich der jeweiligen diagnostischen Fragestellung.

In der vorliegenden Studie wurden alle zur Verfügung stehenden Voxelgrößen (200 µm, 400 µm, 600 µm Kantenlänge) inkludiert, da die Bildqualität nicht ausschließlich von der Voxelgröße abhängt und der Unterschied zwischen 400 µm und 600 µm Voxelgröße hinsichtlich der Identifizierbarkeit erosiver Kondylusdefekte bislang noch nicht beschrieben wurde. Außerdem lagen für das Planmeca ProMax® 3D Mid (Helsinki, Finnland) bisher noch keine Werte für die Messgenauigkeit erosiver Defekte und nur Werte für die Identifikationsgenauigkeit bei nicht mAs-reduzierten Protokollen vor.(34,191) Weiterhin wurden keine digitalen Filter eingesetzt, da dies eine vergleichende Bewertung der spezifischen Aufnahmeprotokolle erschwert hätte und andere Studien keinen signifikanten Einfluss solcher Filter auf die Genauigkeit der Identifikation erosiver Knochenveränderungen am Kiefergelenk feststellen konnten.(60)

Die Auswahl des Studienmaterials sowie der Auswertungsmethode im DVT wurde der Arbeit von Patel und Mitarbeitern angelehnt, um eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse zu erreichen.(108) Es wurden artifizielle Defekte an frischen Schweinekondylen präpariert. Die Einteilung der Quadranten für die Defektlokalisierung sowie die Markierung mittels Guttapercha wurde ebenfalls übernommen. Die Ermittlung der Testgenauigkeit hinsichtlich der Defektlokalisierung ist interessant, da die verschiedenen ossären Veränderungen am Kondylus unterschiedliche Auftretshäufigkeiten in den entsprechenden Bereichen der funktionellen Oberflächen haben.(89) Außerdem wurde eine dritte Defektgrößenkategorie (DG III) hinzugefügt. Im Gegensatz zu Patel et al. wurde jedoch besonderer Wert auf eine erhöhte Erhaltung und Repositionierung der Weichgewebe in den Gelenkspalt gelegt, um validere Ergebnisse zu produzieren. Dennoch war eine vollständige Repositionierung der Weichgewebe vor allem bei DG III nicht immer möglich. Luftschlüsse könnten zu einem Anstieg im Kontrast und damit zu einer höheren Identifikationsgenauigkeit geführt haben. Zudem wies das Studienmaterial keine Kopfbewegungen oder einen Puls auf, weshalb im klinischen Alltag von einer verringerten Bildqualität mit einer schlechteren Identifikation und Messgenauigkeit von erosiven Defekten ausgegangen werden muss. Andererseits konnte nicht kontrolliert werden, ob die Kortikalis der vorhandenen Kondylen ihre endgültige Reife erreichte. Bei weniger dichtem Knochen muss von einem reduzierten Kontrastverhältnis mit dem umgebenden Weichgewebe ausgegangen werden, was sich wiederum in einer reduzierten Mess- und Identifikationsgenauigkeit von knöchernen Veränderungen äußern könnte. Das methodisch hochwertigste

Studienmaterial wären menschliche Präparate gewesen, wie sie Garcia- Sanz und Mitarbeiter in ihrer Untersuchung zur Genauigkeit von linearen und volumetrischen Vermessungen des Kondylus verwendeten.(203) Um eine hinreichend große Stichprobenzahl für eine fundierte statistische Untersuchung zu gewährleisten, wurden dennoch Schweineköpfe verwendet.

Auch die Morphologie der artifiziellen Defekte bildet die Variabilität natürlich auftretender, erosiver Veränderungen nicht vollständig ab. Scharfe Defektkanten könnten im DVT leichter identifizierbar sein als kontinuierlichere Übergänge. Es ist außerdem zu bedenken, dass knöcherne Veränderungen am Kiefergelenk gegebenenfalls nicht immer als pathologische Entität zu werten sind. Die Arbeitsgruppe um Dos Anjos Pontual stellte zum Beispiel fest, dass ein Großteil der mittels DVT untersuchten 10- bis 29- Jährigen Knochenveränderungen am Kiefergelenk aufwiesen.(62)

Zur Ermittlung der interindividuellen Reproduzierbarkeit der Defektidentifizierung wurden drei Untersucher akquiriert. Die Ausrichtung und Orientierung des Datensatzes erfolgte durch einen unabhängigen Studienarzt mit Erfahrung in der Auswertung von dreidimensionalen Kiefergelenksaufnahmen, der an der Defektidentifizierung ansonsten nicht beteiligt war. Dies sollte Fehler in der Zuordnung zu den Defektlokalisationen aufgrund von unpräziser Kondylusorientierung reduzieren. Dadurch wurde zudem der Schulungsaufwand für die Untersucher reduziert. Gleichzeitig ergeben sich Limitationen für die Analyse der interindividuellen Reproduzierbarkeit. Die vorliegende Situation ist vergleichbar mit der Auswertung von Röntgenbildern in Röntgeninstituten, bei denen stets eine standardisierte, befundspezifische Ausrichtung erfolgt, bildet allerdings nicht den klinischen Alltag in der zahnärztlichen Praxis ab. Zudem war es den drei Untersuchern des qualitativen Untersuchungsarms nicht gestattet, Defekte auszumessen, da dies Zeit und Kosten reduzierte und das genaue Defektausmaß im klinischen Alltag weniger Therapierelevanz besitzt als beispielsweise die Defektanzahl und -morphologie. Die Identifikation könnte zudem dadurch beeinflusst worden sein, dass die drei Untersucher über das Untersuchungsziel (erosive Defekte) informiert wurden. Da eine Indikation für eine DVT- Aufnahme allerdings ohnehin nur bei dem Verdacht auf knöcherne Veränderungen gegeben ist, sollte auch im klinischen Alltag von einer systematischen Suche nach möglichen Erosionen ausgegangen werden.

Zur Ermittlung der intra- und interindividuellen Reproduzierbarkeit wurden wiederholte Messungen im Goldstandardprotokoll durchgeführt.

Bei der Auswahl der statistischen Tests wurde zu Gunsten der Validität der jeweiligen Untersuchung eine große Anzahl an Tests verwendet. Für die Beschreibung der Defekttiefenmessungen wurde ein zweigliedriger Ansatz gewählt. Neben den klassischen statistischen Verfahren wurde ein grafisch- visueller Ansatz verwendet. Die protokollspezifischen Abweichungen vom Goldstandard in der Defekttiefenmessung waren bei der überwiegenden Mehrheit der Protokolle normalverteilt. Daher wurde die Auswertung anhand von Bland- Altman- Plots mit Limits of agreement durchgeführt. Sie bieten den Vorteil, dass die Varianz beziehungsweise die Streuung der Rohwerte als unberücksichtigte Fehlerquelle eliminiert wird. Außerdem ist eine bessere Vergleichbarkeit mit den Ergebnissen von Patel und Mitarbeitern möglich.(108) Da in der Literatur keine klare Aussage zum Schwellenwert für eine klinisch relevante Abweichung zwischen zwei Aufnahmeprotokollen existiert, erlaubt die grafische Abbildung jedem Betrachter eine individuelle Einschätzung der Ergebnisse entsprechend von Untersucher- spezifischen Kriterien. Die Ergebnisse zur lokalisationspezifischen Identifikation der Defekte sind nur bedingt aussagekräftig, da der Stichprobenumfang der jeweiligen Quadranten uneinheitlich groß war. Im anterior- medialen Quadranten wurden weniger Defekte platziert, weil aufgrund der anatomischen Gegebenheiten und der Vorgabe des maximalen Erhalts aller weichgeweblichen Strukturen nur ein erschwerter Zugang möglich war. Um dennoch eine möglichst valide Aussage zur lokalisationspezifischen Testgenauigkeit geben zu können, wurde zusätzlich die gewichtete Testgenauigkeit nach Matthews angegeben.

5.2. Diskussion der Ergebnisse

5.2.1. Intraindividuelle Reproduzierbarkeit der Parameter

Es wurde eine fast vollkommene intraindividuelle Reproduzierbarkeit der Defekttiefenmessung mit einem mittleren Standardfehler von 0,03 mm - 0,05 mm und einem Houston Reliabilitätskoeffizienten von 96,6 % - 97,6 % ermittelt. Die ermittelten Intraklassenkorrelationen von 0,993 (FOV 1) bzw. 0,997 (FOV 2) sind vergleichbar mit den von Moshfeghi und Mitarbeitern beschriebenen Werten.(206) Sie berechneten für die intraindividuelle Reproduzierbarkeit Intraklassenkorrelationen von 0,9996 - 0,9998 (0,3 mm Voxelgröße) bzw. 0,9849 - 0,9951 (0,15 mm Voxelgröße) für lineare Messungen an markierten anatomischen Referenzpunkten an trockenen, menschlichen Schädeln bei verschiedener Bildauflösung. Kamburoğlu und Mitarbeiter ermittelten ebenfalls eine hohe Intraklassenkorrelation bei wiederholten linearen Messungen am Unterkiefer von 0,86 bis 0,97.(207) Die etwas geringeren Werte könnten durch eine erschwerte Auffindung von

Referenzstrukturen erklärt werden. Kamburoğlu und Mitarbeiter untersuchten Distanzen am Alveolarfortsatz/ Corpus mandibulae in Relation zum Canalis mandibularis. Aufgrund des teilweise ungleichmäßigen Verlaufes dieses Kanals könnte eine leichte Positionsänderung bereits zu größeren Distanzveränderungen am Alveolarfortsatz/ Corpus mandibulae führen. Die vorliegenden Werte übersteigen hingegen die von Patel et al. ermittelten Intraklassenkorrelationen.(108) Diese Arbeitsgruppe ermittelte für alle Messungen bis auf 2 eine Intraklassenkorrelationen von $>0,8$ bezüglich der intraindividuellen Messgenauigkeit. In der Bland- Altman- Analyse registrierten sie mittlere Abweichungen von zirka 0 mm und Limits of agreement von etwa 1 mm. Pinsky und Mitarbeiter stellten bei der Ermittlung der intraindividuellen Messgenauigkeit simulierter alveolärer Knochendefekte Intraklassenkorrelationen von 0,75 bis 0,99 fest.(173)

Zudem wurde eine beachtliche bis fast vollkommene Übereinstimmung bei den Mehrfachmessungen zur Defektidentifizierung und -zuordnung mit Kappa- Werten von 0,754 bis 0,918 festgestellt. Diese Werte sind vergleichbar mit den von Jones et al. beschriebenen Werten für nicht- segmentierte DVT- Aufnahmen und 0,4 mm Voxelgröße.(192) Die in der vorliegenden Studie ermittelten Werte sind zudem vergleichbar mit den Ergebnissen von Bastos und Mitarbeitern ($\kappa = 0,91 - 1$), obwohl diese Arbeitsgruppe kleinere artifizielle Defekte (0,6 mm, 0,9 mm und 1,25 mm) untersuchte.(208) Zain- Alabdeen et al. ermittelten eine intraindividuelle Reproduzierbarkeit von 76 % für die Identifizierung von kondylären Veränderungen wie Abflachungen, Erosionen und Osteophyten.(105) Librizzi und Mitarbeiter beschrieben für die Identifikation kleiner erosiver Kondylusveränderungen Kappa- Werte von 0,65 bis 0,8.(98) Salemi und Mitarbeiter beschrieben eine intraindividuelle Reproduzierbarkeit zur Defektidentifizierung im DVT, der Panoramischichtaufnahme und Spiral-Tomografie von $>0,66$, spezifizierten diesen Wert allerdings nicht nach eingesetzter Bildgebungsmethode.(170) Honey und Mitarbeiter beschrieben eine intraindividuelle Reproduzierbarkeit in Form eines gewichteten Kappa- Koeffizienten von 0,65.(113) Die Vergleichbarkeit ist jedoch eingeschränkt, da diese Arbeitsgruppe Erosionen am lateralen Kondylenpol untersuchte. Auch Zhang und Mitarbeiter stellten keine signifikante intraindividuelle Variabilität bei der Identifizierung von Kiefergelenksdefekten im DVT fest.(191)

5.2.2. Interindividuelle Reproduzierbarkeit der Parameter

Es wurde eine beachtliche interindividuelle Reproduzierbarkeit der Defektidentifizierung und -zuordnung mit einem Kappa- Wert von $\kappa = 0,795$ festgestellt. Dieser Wert ist

vergleichbar mit den Arbeiten von Salemi und Mitarbeitern(170) sowie Jones et al.(192) Salemi et al. ermittelten einen Kappa- Wert von 0,76, spezifizierten dabei jedoch nicht zwischen den untersuchten Bildgebungsverfahren (Panoramaschichtaufnahme, Spiral-Tomografie, DVT).(170) Die Werte der vorliegenden Studie ähneln außerdem den Ergebnissen einer Studie von Bastos und Mitarbeitern, die Werte zwischen 0,68 - 0,77 beschrieben(188) und sind etwas geringer als in einer anderen Arbeit derselben Arbeitsgruppe, in der Kappa-Koeffizienten von 0,865 ermittelt wurden.(208)

Zuordnungsfehler zu den entsprechenden Defekttiefen- und -lokalisationskategorien könnten für die im Vergleich zur intraindividuellen Reproduzierbarkeit verringerte interindividuelle Übereinstimmung verantwortlich sein. Bastos und Mitarbeiter registrierten eine ähnliche Differenz zwischen intra- und interindividueller Übereinstimmung bei der Identifikation artifizierlicher Defekte am Kondylus.(188) Patel und Mitarbeiter beschrieben hingegen eine mittelmäßige Interrater- Reliabilität von 0,669 für 0,4 mm Voxelgröße und 0,538 für 0,2 mm Voxelgröße.(108) Ursache für die besseren Ergebnisse in der vorliegenden Studie könnte die standardisierte Ausrichtung und Orientierung des Datensatzes sein. Abweichungen in der Kondylusausrichtung können Fehler in der Zuordnung der Defekte zu den Lokalisationen hervorrufen. Zain- Alabdeen und Mitarbeiter ermittelten noch geringere Kappa- Werte.(105) Sie stellten zudem fest, dass die Übereinstimmung für positive Befunde geringer war als für negative Befunde. Dies deckt sich mit den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit. Librizzi und Mitarbeiter ermittelten eine gute interindividuelle Reproduzierbarkeit ($\kappa = 0,65 - 0,81$) für die Identifikation von kleinen erosiven Kondylusveränderungen.(98) Auch die Größe der Defekte könnte die interindividuelle Reliabilität beeinflussen. Bei größeren Defekten könnten höhere Kappa- Werte entstehen.(128) Die Ergebnisse der vorliegenden Studie bekräftigen die Schlussfolgerung von Zhang und Mitarbeitern, dass kondyläre Defekte im DVT sowohl intra- als auch interindividuell reproduzierbar analysiert werden können.(34,191)

5.2.3. Ausmaß der protokollspezifischen Abweichung der Defekttiefenmessung vom Goldstandard

Hinsichtlich der Messgenauigkeit der Defekttiefenmessung wurden bei den mAs- reduzierten Aufnahmeprotokollen hohe Intraklassenkorrelationswerte von 0,954 - 0,988 festgestellt. Da auch bei dem Vergleich direkter linearer Messungen mittels digitaler Schiebelehre und Messungen im DVT eine Intraklassenkorrelation von zirka 0,994 beschrieben wurde,(206) kann von einer realitätsnahen Vermessung der Defekte in den

untersuchten mAs- reduzierten Aufnahmeprotokollen ausgegangen werden. Die mittleren protokollspezifischen Abweichungen vom Goldstandard betragen $<0,5$ mm mit Limits of agreement von <1 mm. Diese Werte sind vergleichbar mit denen von Patel und Mitarbeitern,(108) die ebenfalls simulierte kondyläre Defekte vermaßen. Sie sind darüberhinaus etwas besser als die Ergebnisse von Patcas und Mitarbeitern, die Messungen am Alveolarfortsatz vornahmen.(209) Beide Arbeitsgruppen verglichen Messungen im DVT mit direkten physikalischen Messungen. Diese zusätzliche potenzielle Fehlerquelle muss bei der Interpretation der Werte berücksichtigt werden. Patel und Mitarbeiter schlussfolgerten, dass bei der Defekttiefenmessung im DVT im Vergleich zur direkten Messung eine Abweichung von 0,75 bis 1,05 mm zu erwarten ist. Bei gleich großen Defektdimensionen stellten sie zudem bei einer Voxelgröße von 0,4 mm etwas größere Limits of Agreement (LOA) fest als bei 0,2 mm.(108) Die vorliegenden Ergebnisse deuten jedoch darauf hin, dass die Voxelgröße allein nicht entscheidend für die Größe der LOA ist. Es wurden innerhalb derselben Voxelgröße aber bei verschiedenen anderen Einstellparametern Unterschiede zwischen den LOA festgestellt, wohingegen andere Protokolle mit verschiedenen Voxelgrößen vergleichbare LOA aufwiesen. Bei der Receiver- Operating-Characteristic- Analyse stellten Patel et al. etwas höhere Werte für das Protokoll mit 0,2 mm Voxelgröße fest, wobei die Unterschiede nicht statistisch signifikant waren.(108) Patcas et al. ermittelten für Messungen im DVT im Zahnkronenbereich eine mittlere Abweichung vom Goldstandard von 0,14 mm mit Limits of agreement von -0,93 mm bzw. 1,21 mm.(209) Moshfeghi und Mitarbeiter beschrieben bei dem Vergleich direkter linearer Messungen und DVT- Messungen ebenfalls eine mittlere Abweichung von $<0,5$ mm.(206) Bei der Analyse linearer Messungen im Planmeca ProMax[®] 3D Mid (Helsinki, Finnland) ermittelten Fatemitabar und Mitarbeiter eine Abweichung von 0,37 mm - 0,58 mm.(210) Diverse andere Autoren beschrieben bei der Mehrzahl von linearen Messungen im DVT eine Messgenauigkeit im Bereich von unter 1 mm.(209,211–213)

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass die in der vorliegenden Arbeit ermittelte protokollspezifische Abweichung vom höchst aufgelösten, nicht mAs- reduzierten Goldstandardprotokoll vergleichbar mit der in der Literatur beschriebenen Abweichung eines nicht mAs- reduzierten Protokolls mit den tatsächlichen anatomischen Gegebenheiten ist. Es ist allerdings unklar, ob sich der Messfehler durch die Reduktion des mAs- Produktes deutlich vergrößert. Die überwiegende Mehrzahl der mAs- reduzierten Protokolle wiesen eine mittlere Unterschätzung der Defekttiefenmessung auf. Diverse andere Autoren beschrieben zudem eine Unterschätzung linearer Distanzen im DVT im

Vergleich zu den realen Distanzen.(206,212) Bei der Auswertung erosiver Kondylusdefekte in mAs- reduzierten Aufnahmeprotokollen sollte eine mögliche Unterschätzung der Defekttiefe berücksichtigt werden. Einige der in der vorliegenden Studie untersuchten mAs- reduzierten Aufnahmeprotokolle wiesen signifikante Abweichungen vom Goldstandard auf (Protokoll 2, 4, 6, 8, 9, 10, 13, 22). Nach visueller Auswertung der zugehörigen Bland- Altman- Plots wurden diese Unterschiede jedoch als klinisch irrelevant bewertet. In der Literatur beschrieben auch andere Arbeitsgruppen keine signifikanten Unterschiede zwischen der Messung linearer Strecken im DVT und dem Goldstandard.(206) Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit bekräftigen zudem die Aussage von Patel et al., dass eine Steigerung der Bildauflösung nicht generell zu einer verbesserten Genauigkeit der Defekttiefenmessung am Kondylus führt.(108) Patel und Mitarbeiter stellten darüber hinaus die Hypothese auf, dass es hinsichtlich der Defekttiefenmessung keine signifikanten Unterschiede zwischen den Auflösungen von 0,2 mm und 0,4 mm Voxelgröße gibt, da die Defektvermessung bei 0,4 mm Voxelgröße den für das DVT optimalen Schwellenwert darstellt.(108) Dies konnte aufgrund der vorliegenden Ergebnisse nicht bestätigt werden. Auch bei 0,6 mm Voxelgröße wurden keine konsistenten, signifikant schlechteren Messgenauigkeiten festgestellt, obwohl die protokollspezifische Abweichung vom Goldstandard bei Protokoll 2 (600 µm Voxelgröße, 45 mAs) statistisch signifikant größer ausfiel als bei allen anderen mAs- reduzierten Protokollen. Die mittlere Abweichung betrug bei Protokoll 2 jedoch ebenfalls <0,5 mm und wies eine mit den anderen Protokollen vergleichbare Standardabweichung auf. Bei den Protokollen 3 (36 mAs), 5 (22,5 mAs), 17 (27 mAs), 18 (22,5 mAs), 19 (18 mAs), 20 (11,25 mAs), die ebenfalls eine Voxelgröße von 600 µm aufwiesen, konnte wiederum keine statistisch signifikante Abweichung vom Goldstandard festgestellt werden. Ähnlich wie die vorliegenden Ergebnisse deuteten die Ergebnisse von Moshfeghi und Mitarbeiter darauf hin, dass die Bildauflösung (Voxelgröße) nicht entscheidend für die Messgenauigkeit linearer Messungen ist.(206) Andere Autoren stellten darüber hinaus fest, dass neben der Bildauflösung auch das FOV keinen Einfluss auf die Messgenauigkeit von Volumenanalysen im DVT hat.(193) Die Ergebnisse der vorliegenden Studie deuten auf einen Einfluss des FOVs hin. Während bei FOV 2 (20 cm x 10 cm) keine Unterschiede zwischen den untersuchten mAs- reduzierten Aufnahmeprotokollen hinsichtlich der Abweichung vom Goldstandard festgestellt wurden, wurden etwas größere Abweichungen vom Goldstandard und zwischen den Protokollen untereinander bei den Protokollen des FOV 1 (20 cm x 17 cm) ermittelt.

5.2.4. Abhängigkeit der Defekttiefenmessung von Defektgröße und -lokalisierung

Die in dieser Studie ermittelten defekttiefenspezifischen Limits of agreement sind vergleichbar mit den beschriebenen Werten von Patel und Mitarbeitern.(108) Es wurde ein statistisch signifikanter Unterschied hinsichtlich der defektgrößenspezifischen Messfehler zwischen DG I und DG II beziehungsweise zwischen DG I und DG III festgestellt. Bei DG I wurde die Defekttiefe im Durchschnitt leicht überschätzt. Bei DG II und III wurde sie unterschätzt. Darüber hinaus konnten in der Mehrzahl der mAs- reduzierten Protokolle, genau wie in der Studie von Patel et al., eine Vergrößerung der Defekttiefenunterschätzung bei tieferen Defekten und eine Defekttiefenüberschätzung für Defekttiefen ≤ 2 mm festgestellt werden. In Übereinstimmung mit den Ergebnissen von Patel und Mitarbeitern wurde auch in der vorliegenden Studie festgestellt, dass die mittlere Über- beziehungsweise Unterschätzung bei der Defekttiefenmessung geringer als 0,5 mm war. Es muss jedoch bedacht werden, dass verschiedene Goldstandards verwendet wurden. Während Patel und Mitarbeiter die Messungen im DVT mit direkten physikalischen Messungen verglichen, wurden in der vorliegenden Studie die Unterschiede zwischen mAs- reduzierten Aufnahmeprotokollen und hochauflösenden nicht- mAs- reduzierten Goldstandardprotokollen untersucht. Es ist bislang nicht klar, inwiefern sich diese Fehlerbereiche überdecken oder kompensieren. Vorerst sollte von einem Fehlerbereich von 1 mm ausgegangen werden. Die Autoren der vorliegenden Studie bewerten dies als einen klinisch akzeptablen Messfehler für die untersuchten mAs- reduzierten Aufnahmeprotokolle. Auch Patel und Mitarbeiter stellten eine Variabilität der erhobenen Werte von 1 mm (LOA) fest und schlussfolgerten, dass die Defektgröße mit einer hinreichenden Genauigkeit im DVT ermittelt werden kann.(108) Aufgrund der vorliegenden Ergebnisse kann diese Aussage auf die untersuchten mAs- reduzierten Aufnahmeprotokolle erweitert werden. Die Defektlokalisierungseinteilung wurde aus der Arbeit von Patel und Mitarbeitern übernommen. Sie beschrieben jedoch keine Ergebnisse hinsichtlich der defektlokalisations-spezifischen, metrischen Messgenauigkeit. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie waren je nach Berücksichtigung der verschiedenen Datensätze widersprüchlich. Bei der Untersuchung der Gesamtheiten der Daten konnten bezogen auf die Abweichung vom Goldstandard statistisch signifikante Unterschiede zwischen jeweils dem anterior- lateralen und dem anterior- medialen Quadranten von allen übrigen Quadranten festgestellt werden, wobei sich die posterioren Quadranten dahingehend nicht statistisch signifikant unterschieden. Bei dem protokollspezifischen Lokalisationsvergleich konnte jedoch bei der Mehrzahl der mAs- reduzierten Protokolle (22 von 26) kein signifikanter Unterschied über

die Kategorien der Lokalisation ermittelt werden. Es konnten zudem vergrößerte Limits of agreement bei den anterioren Quadranten festgestellt werden. Da es noch keine Daten aus der Literatur gibt mit denen diese Ergebnisse verglichen werden könnten, sind weitere Untersuchungen notwendig, um eine endgültige Bewertung anstellen zu können.

5.2.5. Ausmaß der protokollspezifischen Defektidentifizierbarkeit und -zuordnung

Es konnten mittlere Spezifitäten von 84 % - 100 % und protokollspezifische Mittelwerte von 97 % - 98,1 % ohne signifikante Unterschiede zwischen den mAs- reduzierten Aufnahmeprotokollen festgestellt werden. Diese Werte sind vergleichbar mit denen anderer Autoren, die Spezifitäten von 80 % - 100 % beschrieben.(79,105,108,192,214) Sie übersteigen jedoch die Untersuchungsergebnisse von Marques und Mitarbeitern.(128) Ma und Mitarbeiter errechneten in einer Metaanalyse von 2016 eine zusammengefasste Spezifität zur Identifizierung knöcherner Defekte am Kondylus von 0,87.(190) Patel und Mitarbeiter ermittelten Spezifitäten von 79,2 % bis 91,7 % und registrierten ebenfalls keine signifikanten Unterschiede zwischen den untersuchten Bildauflösungen (0,2 mm und 0,4 mm Voxelgröße).(108) Zain- Alabdeen und Mitarbeiter ermittelten eine mittlere Spezifität von 90,32 %.(105) Hintze und Mitarbeiter beschrieben eine Spezifität von 0,95 bzw. 0,96.(106) Honda und Mitarbeiter stellten sogar eine perfekte Spezifität bei der Untersuchung natürlicher Erosionen, Osteophyten und Sklerosen im DVT fest.(79) Im Gegensatz dazu stellten Salemi und Mitarbeiter eine vergleichsweise geringe Spezifität von 30 % für die Identifizierung erosionsfreier Kondylen fest.(170) Diese Arbeitsgruppe produzierte jedoch auch sehr kleine Defekte (0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm), deren Identifizierung schwieriger sein könnte als bei größeren/ tieferen Defekten. Bei einigen der beschriebenen Studien stellt die Untersuchung trockener Kiefergelenke ohne umgebendes Weichgewebe jedoch eine Limitation dar. Eine mögliche Ursache für die geringeren Werte bei Marques et al. könnte deren Probenmaterial darstellen. Sie untersuchten mazerierte, menschliche Kondylen, welche in einem wassergefüllten Behälter geröntgt wurden. Luft einschüsse auf der porösen Oberfläche könnten falsch- positive Testergebnisse hervorgerufen haben. Zudem wird keine exakte Defekttiefe angegeben.

Es wurden Sensitivitäten von 93,3 % - 98,2 % ermittelt und signifikante Unterschiede zwischen den verschiedenen mAs- reduzierten Aufnahmeprotokollen festgestellt. Die Sensitivität von Protokoll 5 (600 µm Voxelgröße, 18 mAs) war vergleichsweise gering, wohingegen die von Protokoll 9 (400 µm Voxelgröße, 36 mAs) vergleichsweise hoch ausfiel. Die ermittelten Sensitivitäten überstiegen damit Werte anderer Autoren, die die

direkte, physikalische, makroskopische Begutachtung als Goldstandard verwendeten.(79,108,128,170,214) Ma und Mitarbeiter beschrieben in ihrer Metaanalyse von 2016 eine gepoolte Sensitivität von 0,67, inkludierten dabei jedoch Studien mit unterschiedlichen Bildgebungsverfahren, Defektmorphologien und -größen sowie Abweichungen im Probengut.(190) Durch das Repositionieren des Kondylus wurden eventuell Lufteinschlüsse auf der Kondylusoberfläche produziert, die den Kontrast erhöhten und als Defekt missinterpretiert wurden. Solche Defekte wären sowohl im Goldstandardprotokoll als auch in allen untersuchten mAs- reduzierten Aufnahmeprotokollen deutlich leichter identifizierbar. Zudem überstiegen die ermittelten Sensitivitäten, diejenigen von Zain- Alabdeen et al.(105) sowie von Hintze und Mitarbeitern,(106) die knöchernen Veränderungen allgemein untersuchten. Die Vergleichbarkeit mit den hier vorliegenden Ergebnissen ist daher eingeschränkt, weil Befunde wie Abflachungen und Osteophyten eventuell schwieriger zu identifizieren sein könnten als isolierte erosive Defekte. Zain- Alabdeen und Mitarbeiter ermittelten eine Sensitivität von 35,42 %, untersuchten dabei zudem natürliche knöchernen Defekte.(105) Als Ursache der deutlich schlechteren Werte kommen die unbekanntere Identifizierbarkeit nicht- erosiver Veränderungen und die eventuell schwierigere Identifizierbarkeit natürlicher erosiver Veränderungen aufgrund von flacheren Defekträndern in Frage. Honda und Mitarbeiter, die ebenfalls Kondylen auf natürliche Erosionen, Osteophyten und Sklerosen untersuchten, ermittelten wiederum eine Sensitivität von 80 % im DVT.(79) Auch Salemi und Mitarbeiter stellten sowohl für Osteophyten (91 %) als auch für Erosionen (88 %) vergleichbar hohe Sensitivitäten im DVT fest.(170) Patel und Mitarbeiter beschrieben eine Sensitivität für die Identifizierung artifizierender knöcherner Kondylusdefekte von 72,9 % - 87,5 % sowie gesteigerte Sensitivitäten für eine Voxelgröße von 0,2 mm im Vergleich zu 0,4 mm und schlussfolgerten, dass eine Verringerung der Voxelgröße mit einer Vergrößerung der Sensitivität einhergeht.(108) Die ermittelten Ergebnisse bestätigen diese Aussage teilweise. Für die Protokolle 4 (600µm, 27 mAs) und 6 (600 µm, 18 mAs) wurden vergleichsweise geringere Sensitivitäten als für die Protokolle mit 400 µm und 200 µm festgestellt. Analog zu den Ergebnissen der metrischen Messgenauigkeit konnten solche Differenzen im FOV 2 nicht nachgewiesen werden. Die Voxelgröße allein war daher kein sicherer Prädiktor für die Sensitivität zur Defektidentifizierung und -kategorisierung. Marques und Mitarbeiter ermittelten ähnliche Sensitivitätswerte wie Patel et al.(128) Auch Librizzi und Mitarbeiter beschrieben signifikante Unterschiede in der Diagnostizierbarkeit erosiver Veränderungen zwischen verschiedenen Aufnahmeprotokollen.(98) Sie stellten bei der Untersuchung knöcherner Erosionen in

einem CB MercurRay™-Gerät signifikant bessere Ergebnisse bei einem FOV von 6-inch in Kombination mit 0,2 mm Voxelgröße im Vergleich zu einer Aufnahme mit 12-inch- FOV und 0,4 mm Voxelgröße fest.(98) Die Ergebnisse der vorliegenden Studie deuten zudem darauf hin, dass der Einfluss der Voxelgröße auf die Mess- und Identifiziergenauigkeit bei kleinerem FOV geringer ist. Ein direkter Vergleich mit den Ergebnissen von Patel und Librizzi ist jedoch nur bedingt möglich, da diese Autoren keine Variation im mAs- Produkt untersuchten. Kwong und Mitarbeiter untersuchten den Einfluss von 4 verschiedenen mA- Einstellungen, 2 verschiedenen Röhrenspannungen, Kupferfiltern und 3 FOVs auf die Bildqualität des DVT.(187) Sie schlussfolgerten, dass weder die Kupferfilter noch unterschiedliche Röhrenspannungen einen signifikanten Einfluss auf die Bildqualität haben. Aufnahmen mit reduzierten mA- Einstellungen wiesen zudem eine gute diagnostische Qualität auf.(187) Die vorliegenden Ergebnisse bekräftigen diese Schlussfolgerung. Zhang und Mitarbeiter stellten hinsichtlich der Identifizierbarkeit kondylärer Knochendefekte bei konstanter Röhrenspannung keine signifikanten Unterschiede zwischen normalen und großen FOVs fest.(34) Bei konstanter Röhrenspannung und Stromstärke konnten sie zudem keine Auswirkungen durch Veränderungen der Voxelgröße nachweisen.(191) In der Literatur wurde hingegen beschrieben, dass größere FOVs aufgrund des reduzierten Signal- Rausch- Verhältnisses und der ausgeprägteren Angulation des Strahlenbündels weniger scharfe Rekonstruktionen im Randbereich liefern.(215) Da dies von der Positionierung des Kiefergelenks im gewählten FOV abhängt, kann aufgrund der vorliegenden Ergebnisse keine abschließende Aussage dazu getroffen werden. Das mAs- Produkt scheint einen größeren Einfluss auf die Sensitivität der Defektidentifizierung zu haben als die Voxelgröße allein. Es konnte kein konsistenter Unterschied zwischen den beiden untersuchten FOVs ermittelt werden. Auch Feragalli und Mitarbeiter beschrieben eine gute Bildqualität für bestimmte klinische Fragestellungen bei großem FOV.(181) Für die untersuchten Aufnahmeprotokolle konnten vergleichbar große mittlere Testgenauigkeiten von 95,67 % - 97,9 % mit Standardabweichungen von <3 % errechnet werden. Die geringste Testgenauigkeit wurde für Protokoll 27 mit 89,61 % berechnet. Diese Werte übertreffen die von Honda und Mitarbeitern ermittelte Testgenauigkeit von 90 % leicht.(79) Diese Arbeitsgruppe untersuchte jedoch neben Erosionen auch Osteophyten und Sklerosen. Salemi und Mitarbeiter ermittelten ähnlich hohe Testgenauigkeiten für die Identifizierung simulierter Erosionen (89 %) und Osteophyten (91 %) an menschlichen Kondylen.(170) Honey und Mitarbeiter beschrieben Testgenauigkeiten für die Identifizierung erosiver Defekte am lateralen Kondylenpol von 0,95 bzw. 0,77, je

nachdem ob die multiplanaren Bilder statisch oder interaktiv präsentiert wurden.(113) Einige Studien stellten einen Einfluss der Aufnahmeparameter (Bildgebungsprotokoll) auf die diagnostische Testgenauigkeit erosiver Veränderungen des Kiefergelenks fest,(98,108) wohingegen andere Autoren keine solchen Unterschiede nachweisen konnten.(34,191) Zhang und Mitarbeiter konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen Protokollen mit großem und durchschnittlichem Bildausschnitt ermitteln.(34) Auch in der vorliegenden Studie konnten keine konsistenten Unterschiede hinsichtlich der Testgenauigkeit/ gewichteten Testgenauigkeit zwischen den untersuchten FOVs festgestellt werden. In einer anderen Studie konnten Zhang und Mitarbeiter außerdem keine signifikanten Unterschiede zwischen Protokollen mit normaler und hoher Auflösung feststellen.(191) Dies bestätigt die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit. Es konnten ebenfalls weder im Mittelwert noch in der Streuung der Messwerte konsistente Unterschiede zwischen den untersuchten Protokollen nachgewiesen werden. Librizzi und Mitarbeiter ermittelte die höchste diagnostische Testgenauigkeit für erosive Veränderungen am Kondylus bei einem FOV von 6-inch im Vergleich zu 12-inch und 9-inch.(98) Zhang und Mitarbeiter schlussfolgerten auf Basis ihrer Ergebnisse, dass eine veränderte Bildauflösung bei ansonsten konstanten physikalischen Aufnahmeparametern innerhalb eines DVT-Gerätes nicht zwangsläufig eine veränderte Genauigkeit der Defektidentifizierung zur Folge hat.(191) Die in der vorliegenden Studie erzielten Ergebnisse deuten zudem darauf hin, dass auch ein verändertes mAs- Produkt keine wesentliche Veränderung in der Defektidentifizierung und -kategorisierung zur Folge hat. Yel und Mitarbeiter stellten bei der Untersuchung von Extremitäten hinsichtlich der Veränderung der Bildqualität im DVT ebenfalls keine signifikanten Unterschiede durch die Variation des mAs- Produktes fest.(216) Selbst bei den Einstellungen mit der geringsten effektiven Strahlenbelastung ermittelten sie eine insgesamt gute Bildqualität. Pauwels und Mitarbeiter stellten hingegen eine verringerte klinische Bildqualität bei reduziertem mAs- Produkt fest.(217) Ludlow und Mitarbeiter beschrieben ebenfalls eine Reduktion der Bildqualität bei Aufnahmeparametern, die zu einer deutlich verringerten Strahlenbelastung führen.(176) Vasconcelos et al. stellten darüber hinaus fest, dass die Verwendung einer Stromstärke von weniger als 6,3 mA zu einer herabgesetzten Bildqualität führte.(218) Obwohl dies auf die in der hier vorliegenden Studie untersuchten Protokolle 2 - 6, 9, 10, 13 - 15, 18 - 20, 23, 24, 27 und 28 zutrifft, war die Bildqualität für die Defektidentifizierung und -zuordnung hinreichend hoch.

Die im Vergleich zur Spezifität geringere mittlere Sensitivität und vergrößerte Streuung könnte an einer fälschlichen Defektidentifizierung auf eigentlich defektfreien Kondylusoberflächen oder einer fehlerhaften Defektkategorisierung beruhen. Auch Luft einschüsse an der Kondylusoberfläche könnten als Defekt missinterpretiert worden sein. Dieses Risiko ist jedoch bei in- vivo Untersuchungen nicht vorhanden. Aber auch Autoren, die trockene, menschliche Kiefer untersuchten, stellten eine hohe Spezifität und deutlich geringere Sensitivität für Veränderungen am Kondylus fest.(106) Patel und Mitarbeiter beschrieben im Vergleich zur Spezifität deutlich geringere Sensitivitäten und berechneten insbesondere für asymptomatische Kiefergelenke eine geringe Wahrscheinlichkeit, dass ein im DVT identifizierter Defekt auch der anatomischen Wahrheit entspricht.(108) Eine Studie von Salemi und Mitarbeitern beschrieb hingegen für die Identifizierung von simulierten Erosionen eine deutlich größere Sensitivität (88 %) als Spezifität (30 %).(170) Bei der Aufschlüsselung der verschiedenen Defektgrößen war jedoch in dieser Arbeit kein Unterschied zwischen den Spezifitäten und Sensitivitäten mehr feststellbar.

5.2.6. Abhängigkeit der Defektidentifizierbarkeit und -zuordnung von Defektgröße und -lokalisierung

Es wurde eine exzellente Spezifität und Sensitivität für alle Defektgruppen ermittelt. Bei tieferen Defekten (DG III) war eine größere Spezifität als bei den übrigen Defektgruppen festzustellen. Es gibt wenige Studien mit defekttiefenspezifischen Angaben zur Defektidentifizierbarkeit. Marques und Mitarbeiter gaben zwar die Verwendung von 3 Defektdurchmessern an, verglichen jedoch lediglich die lokalisationspezifischen Ergebnisse.(128) Für die kleinste Defektgröße (<2 mm) wurde eine Spezifität von ca. 98 % ermittelt. Shahab und Mitarbeiter ermittelten bei einer Defekttiefe von 0,5 mm eine Spezifität von 90,55 % beziehungsweise 93,8 %.(214) Salemi et al. beschrieben eine Spezifität von 75 % für Defektgrößen von 0,5 mm und 91 % für Defektgrößen von 1 mm bzw. 1,5 mm.(170) Die Spezifität zur Defektidentifizierung und -kategorisierung scheint im Vergleich zum nicht mAs- reduzierten Goldstandardprotokoll höher zu sein als im Vergleich zwischen einem nicht mAs- reduzierten DVT- Protokoll und der direkten makroskopischen Bewertung als Goldstandard. Patel und Mitarbeiter berechneten im Vergleich zur direkten makroskopischen Begutachtung für Defekttiefen ≤ 2 mm eine Spezifität von 70,8 %.(108) Bei der Gesamtheit der Defekte stellten Patel et al. eine höhere Spezifität bei 0,2 mm Voxelgröße im Vergleich zu 0,4 mm fest. Dieser Unterschied war bei der Betrachtung der Defekttiefen ≤ 2 mm nicht mehr feststellbar.

Hinsichtlich der Sensitivität konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Defekttiefenkategorien ermittelt werden. Andere Autoren hingegen stellten einen signifikanten Einfluss der Defektgröße auf die Sensitivität der Defektidentifizierung fest.(108,128) Patel und Mitarbeiter beschrieben eine reduzierte Sensitivität (<70 %) und Testgenauigkeit bei sehr kleinen Defekten von ≤ 2 mm (Durchmesser und Tiefe) im Vergleich zu größeren Defekten.(108) Bei der Betrachtung der verschiedenen Defektdurchmesser beziehungsweise Defekttiefen allein konnten sie jedoch ebenfalls keine signifikanten Unterschiede feststellen. Sie beschrieben bei einer Voxelgröße von 0,4 mm eine Sensitivität von 74,1 % für Defekttiefen ≤ 1 mm und 82,6 % für Defekttiefen > 1 mm. Sie stellten zudem einen signifikanten Einfluss der Voxelgröße auf die Sensitivität bei Defektgrößen ≤ 2 mm fest, nicht jedoch für größere Defekte. Sie ermittelten eine höhere Sensitivität bei geringerer Voxelgröße (0,2 mm im Vergleich zu 0,4 mm). Bei 0,2 mm Voxelgröße konnten sie für alle Defekte unabhängig von dem Defektausmaß eine Identifizierbarkeit mit einer Sensitivität von > 80 % feststellen. Es wurden ebenfalls für alle Defekttiefen eine Sensitivität von > 80 % und mittlere Sensitivitäten von > 95 % ermittelt. Der Einfluss der Defektgröße auf die Defektidentifizierbarkeit scheint im Vergleich zwischen mAs- reduzierten und nicht mAs- reduzierten hochauflösenden DVT- Protokollen eher gering zu sein. Es muss jedoch beachtet werden, dass im Vergleich zur direkten makroskopischen Begutachtung nur eine eingeschränkte Sensitivität für kleine Defekte zu erwarten ist. Auch Marques und Mitarbeiter beschrieben eine erschwerte Beurteilung kleiner artifizierlicher Knochendefekte am Kondylus, wobei die genaue Defekttiefe nicht explizit beschrieben wurde.(128) Librizzi und Mitarbeiter stellten zudem fest, dass bei kleineren kondylären Defekten und größeren FOVs sowie Voxelgrößen eine Reduktion der diagnostischen Genauigkeit auftrat.(98) Larheim und Mitarbeiter merkten zudem an, dass die Unterscheidung zwischen physiologischen Normvarianten und pathologischen Auffälligkeiten eine Herausforderung darstellt.(137) Shahab und Mitarbeiter beschrieben für eine Defekttiefe von 0,5 mm eine Sensitivität zur Identifizierung von Defekten von 81,85 % beziehungsweise 84,85 %.(214) Dieser Wert ist deutlich geringer als die im vorliegenden Fall ermittelte Sensitivität für DG I (97,58 %). Grund dafür könnten Unterschiede in der Messmethodik sein. Auch Salemi und Mitarbeiter beschrieben je nach Defektgröße unterschiedliche Sensitivitäten.(170) Sie errechneten eine Sensitivität von 75 % bei einer Defektgröße von 0,5 mm, 91 % bei 1 mm und 100 % bei 1,5 mm. Diese Werte sind vergleichbar mit den Werten der vorliegenden Arbeit.

Salemi et al. beschrieben darüber hinaus Testgenauigkeiten von 83 % bei einer Defektgröße von 0,5 mm, 91 % bei 1 mm und 95 % bei 1,5 mm.(170) Diese Werte liegen etwas unter den in der vorliegenden Arbeit ermittelten mittleren Testgenauigkeiten von 97 % - 99 %, was in den kleineren Defektgrößen begründet sein könnte. Berücksichtigt man jedoch die Unterschiede in der Stichprobenzahl in den Defektgruppen, ist der Wert für Defektgrößen von 1,5 mm wiederum vergleichbar mit der ermittelten gewichteten Testgenauigkeit für DG I und DG II.

Zwischen den Defektlokalisationskategorien wurden hinsichtlich der Sensitivität Unterschiede festgestellt. Der posterior- laterale Quadrant fiel dabei durch eine vergleichsweise größere Sensitivität (100 %) auf. Da die mittlere Sensitivität der übrigen Quadranten jedoch >95 % war, wird dieser Unterschied als klinisch vernachlässigbar eingeschätzt. Jedoch stellten auch andere Autoren eine erhöhte Identifikationsgenauigkeit für den posterioren Kondylenbereich fest.(128,214) Marques und Mitarbeiter untersuchten ebenfalls artifizielle Defekte am Kondylus, unterteilten die Gelenkoberfläche jedoch in 5 Bereiche (anterior, lateral, posterior, medial, superior).(128) Hierbei beschrieben die Autoren jedoch nicht die genaue Methodik der Einteilung bei der Defektpräparation und Kategorisierung im DVT- Datensatz. Sie stellten eine deutlich höhere Sensitivität und Spezifität im posterioren Bereich im Vergleich zum anterioren Bereich fest. Dies bekräftigt die vorliegenden Ergebnisse. Sie ermittelten dabei jedoch Sensitivitäten und Spezifitäten, die geringer als in der vorliegenden Studie waren. Ursache hierfür könnten die unpräzise Defekttiefengestaltung oder die erschwerte Lokalisationszuordnung wegen fehlender Referenzpunkte sein. Zudem beschrieben sie je nach Auswertungsansicht teilweise stark abweichende Sensitivitäten und Spezifitäten. Shahab und Mitarbeiter stellten ebenfalls eine größere Sensitivität für die Identifikation artifizieller erosiver Defekte im posterioren Bereich des Kondylus fest.(214) Diese Arbeitsgruppe produzierte kleine (0,5 mm Tiefe) Defekte mit einheitlicher Größe und unterteilte die kondyläre Gelenkfläche in drei Bereiche (superior, anterior, posterior). Der Unterschied zwischen den Defektlokalisationen war nicht signifikant. Shahab et al. ermittelten mittlere Spezifitäten von 81,8 % - 95,45 % und Sensitivitäten von 72,7 % - 90,9 %.(214) Bastos und Mitarbeiter beschrieben wiederum bei dem Vergleich der superioren und posterioren Kondylusfläche, dass kleine Defekte besonders schwierig im posterioren Bereich zu identifizieren waren.(188) Dabei ist zu beachten, dass die in dieser Arbeit abgebildeten posterioren Defekte teilweise außerhalb der funktionellen Gelenkfläche lagen und sehr kleine Defekttiefengruppen (0,6 mm, 0,9 mm, 1,25 mm) mit geringer Differenz untereinander verglichen wurden. Es wurde

außerdem keine Fehlerbestimmung bei der Defekttiefenpräparation durchgeführt beziehungsweise beschrieben. Zur lokalisationspezifischen Defektidentifizierungsgenauigkeit gab es darüber hinaus wenige Untersuchungen. Einige Autoren unterschieden zwar bei der Defektlokalisierung separate Kondylusbereiche, beschrieben hierbei aber keine spezifischen Ergebnisse.(98,105) Diesbezüglich sind weitere Untersuchungen notwendig, um die ermittelten Ergebnisse abschließend bewerten zu können.

5.3. Schlussfolgerungen

Die untersuchten mAs- reduzierten Aufnahmeprotokolle eigneten sich sowohl zur Identifikation und Kategorisierung von artifiziellen Kondylusdefekten als auch zur Vermessung der jeweiligen Defekttiefe im Vergleich zu einem hochaufgelösten DVT- Bild. Durch die Validierung dieser spezifischen mAs- reduzierten Aufnahmeprotokolle wird eine Berücksichtigung individueller diagnostischer Aufgaben und patientenspezifischer Parameter bei minimal erforderlicher Strahlenbelastung für den Patienten ermöglicht. Für keines der untersuchten mAs- reduzierten Aufnahmeprotokolle wurde eine überlegene Identifikations- und Messgenauigkeit kondylärer Knochendefekte festgestellt. Eine Erhöhung der Voxelgröße und des mAs- Produkts führte nicht zu einer verbesserten Defektdiagnostik. Bei der Indikation zur Anfertigung eines dreidimensionalen Röntgenbildes zur Untersuchung der knöchernen Komponenten des Kiefergelenks wird aufgrund der vergleichbaren Reliabilität und einer verringerten Strahlenbelastung der Einsatz validierter mAs- reduzierter Aufnahmeprotokolle anstatt von hochaufgelösten DVT- Protokollen empfohlen. Das Field of view sollte zur weiteren Strahlenbelastungsreduktion so klein wie möglich gewählt werden. Ist die Bildgebung weiterer Strukturen ergänzend zum Kiefergelenk im Rahmen einer umfassenden Diagnostik indiziert, sollte anstatt von Mehrfachaufnahmen ein größeres FOV gewählt werden, da die Identifizierung und Kategorisierung sowie Vermessung erosiver Veränderungen auch bei diesem Bildausschnitt mit hinreichender Genauigkeit möglich ist.

6. Literaturverzeichnis

1. Harris R, Griffin C. Neuromuscular Mechanisms and the Masticatory Apparatus. *Monogr Oral Sci.* 1975;4:45–64.
2. Klineberg I, Greenfield B, Wyke B. Contributions to the reflex control of mastication from mechanoreceptors in the temporomandibular joint capsule. *Dent Pract Dent Rec.* 1970;21(3):73–83.
3. Boyer C, Williams T, Stevens F. Blood supply of the temporomandibular joint. *J Dent Res.* 1964;43(2):224–8.
4. Okeson J. *Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion-E-Book.* 8th ed. St. Louis: Elsevier Health Sciences; 2019. 9 p.
5. Bumann A, Lotzmann U. *Farbatlant der Zahnmedizin, Band 12: Funktionsdiagnostik und Therapieprinzipien.* 1st ed. Rateitschak K, Wolf H, editors. Stuttgart: Thieme; 2000. 1–359 p.
6. Gay S, Miller E. *Collagen in the Physiology and Pathology of Connective Tissue.* Stuttgart: Gustav-Fischer Verlag; 1978. 31–47 p.
7. Hansson T, Öberg T, Carlsson G, Kopp S. Thickness of the soft tissue layers and the articular disk in the temporomandibular joint. *Acta Odontol Scand.* 1977;35(1–3):77–83.
8. Dijkgraaf L, de Bont L, Boering G, Liem R. Normal cartilage structure, biochemistry, and metabolism. A review of the literature. *J Oral Maxillofac Surg.* 1995;53(8):924–9.
9. Sobotta J. *Atlas der Anatomie des Menschen.* 21st ed. Putz R, Pabst R, editors. Vol. 21. München: Elsevier GmbH; 2004. 66–67 p.
10. Okeson J. *Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion.* 6th ed. St. Louis: Mosby; 2008. 5–21 p.
11. Zenker W. Das retroarticuläre plastische Polster des Kiefergelenkes und seine mechanische Bedeutung. *Z Anat Entwicklungsgesch.* 1956;119(5):375–88.
12. Wilkes C. Structural and functional alterations of the temporomandibular joint. *Northwest Dent.* 1978;57(5):287–94.
13. Luder H, Bobst P. Wall architecture and disc attachment of the human temporomandibular joint. *Schweiz Monatsschr für Zahnmed.* 1991;101(5):557–70.

14. Brauckmann P. Makroskopisch-anatomische Form- und Lageveränderungen des Discus articularis im menschlichen Kiefergelenk [Dissertation]. Christian-Albrechts-Universität zu Kiel; 1995.
15. Shaffer S, Brismée J, Sizer P, Courtney C. Temporomandibular disorders. Part 1: anatomy and examination/diagnosis. *J Man Manip Ther.* 2014;22(1):2–12.
16. Alomar X, Medrano J, Cabratosa J, Clavero J, Lorente M, Serra I, Monill JM, Salvador A. Anatomy of the Temporomandibular Joint. *Semin Ultrasound CT MR.* 2007;28(3):170–83.
17. Ilgüy D, Ilgüy M, Fişekçioğlu E, Dölekoğlu S, Ersan N. Articular eminence inclination, height, and condyle morphology on cone beam computed tomography. *Sci World J.* 2014;2014:761714.
18. Pandis N, Karpac J, Trevino R, Williams B. A radiographic study of condyle position at various depths of cut in dry skulls with axially corrected lateral tomograms. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1991;100(2):116–22.
19. White SC, Pharoah MJ. The Evolution and Application of Dental Maxillofacial Imaging Modalities. *Dent Clin North Am.* 2008;52(4):689–705.
20. Katsavrias EG. Changes in Articular Eminence Inclination During the Craniofacial Growth Period. *Angle Orthod.* 2002;72(3):258–64.
21. Yale SH, Ceballos M, Kresnoff CS, Hauptfuehrer J. Some observations on the classification of mandibular condyle types. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1963;16(5):572–7.
22. Nickel J, McLachlan K. An analysis of surface congruity in the growing human temporomandibular joint. *Arch Oral Biol.* 1994;39(4):315–21.
23. Solberg W, Hansson T, Nordström B. The temporomandibular joint in young adults at autopsy: a morphologic classification and evaluation. *J Oral Rehabil.* 1985;12(4):303–21.
24. Ghristiansen EL, Chan TT, Thompson JR, Hasso AN, Hinshaw DB, Kopp S. Computed tomography of the normal temporomandibular joint. *Eur J Oral Sci.* 1987;95(6):499–509.
25. Nicolielo LFP, Van Dessel J, Shaheen E, Letelier C, Codari M, Politis C, Lambrichts I, Jacobs R. Validation of a novel imaging approach using multi-slice CT and cone-beam CT to follow-up on condylar remodeling after bimaxillary surgery. *Int J Oral Sci.* 2017;9(3):139–44.

26. Reitemeier B, Schwenzer N, Ehrenfeld M. Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde: Einführung in die Zahnmedizin. 1st ed. Stuttgart: Thieme; 2006. 328 p.
27. Hylander WL. An Experimental Analysis of Temporomandibular Joint Reaction Force in Macaques. *Am J Phys Anthropol.* 1979;51(3):433–56.
28. Brehnan K, Boyd R, Laskin J, Gibbs C, Mahan P. Direct Measurement of Loads at the Temporomandibular Joint in *Macaca arctoides*. *J Dent Res.* 1981;60(10):1820–4.
29. Van den Hemel J. Micromorphologic changes in the temporomandibular joint of the rat after extraction of all molars. *J Oral Rehabil.* 1983;10(5):454–5.
30. Seligman D, Pullinger A. The Role of Functional Occlusal Relationships in Temporomandibular Disorders: A Review. *J Craniomandib Disord.* 1991;5(4):265–79.
31. Helkimo M. Epidemiological surveys of dysfunction of the masticatory system. *Oral Sci Rev.* 1976;7:54–69.
32. Kirveskari P, Alanen P. Association between tooth loss and TMJ dysfunction. *J Oral Rehabil.* 1985;12(3):189–94.
33. Roberts CA, Tallents RH, Katzberg RW, Sanchez-Woodworth RE, Espeland MA, Handelman SL. Comparison of internal derangements of the TMJ with occlusal findings. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 1987;63(6):645–50.
34. Zhang Z, Cheng J, Li G, Shi X, Zhang J, Zhang Z, Ma X. Detection accuracy of condylar bony defects in Promax 3D cone beam CT images scanned with different protocols. *Dentomaxillofac Radiol.* 2013;42(5):20120241.
35. Flygare L, Wendel M, Saxne T, Ericson S, Eriksson L, Petersson A, Rohlin M. Cartilage matrix macromolecules in lavage fluid of temporomandibular joints before and 6 months after discectomy. *Eur J Oral Sci.* 1997;105(4):369–72.
36. Tsuruta A, Yamada K, Hanada K, Hosogai A, Tanaka R, Koyama J, Hayashi T. Thickness of the roof of the glenoid fossa and condylar bone change: a CT study. *Dentomaxillofac Radiol.* 2003;32(4):217–21.
37. Talmaceanu D, Lenghel LM, Bolog N, Hedesiu M, Buduru S, Rotar H, Baciut M, Baciut G. Imaging modalities for temporomandibular joint disorders: an update. *Clujul Med.* 2018;91(3):280–7.
38. Norman JE, Stevenson A, Painter DM, Sykes DG, Feain LA. Synovial osteochondromatosis of the temporomandibular joint: An historical review with presentation of 3 cases. *J Craniomaxillofac Surg.* 1988;16:212–20.

39. Olley S, Leopard P. Osteochondritis dissecans affecting the temporo-mandibular joint. *Br J Oral Surg.* 1978;16(1):21–5.
40. Milgram J. The classification of loose bodies in human joints. *Clin Orthop Relat Res.* 1977;(124):282–91.
41. Blankestijn J, Boering G. Myrhaug's Operation for Treating Recurrent Dislocation of the Temporomandibular Joint: A Technique. *Cranio.* 1985;3(3):245–50.
42. De Bont LG, Boering G, Liem RS, Havinga P. Osteoarthritis of the temporomandibular joint: A light microscopic and scanning electron microscopic study of the articular cartilage of the mandibular condyle. *J Oral Maxillofac Surg.* 1985;43(7):481–8.
43. Cevitanes L, Walker D, Schilling J, Sugai J, Giannobile W, Paniagua B, Benavides E, Zhu H, Marron JS, Jung BT, Baranowski D, Rhodes J, Nackley A, Lim PF, Ludlow JB, Nguyen T, Goncalves JR, Wolford L, Kapila S, Styner M. 3D osteoarthritic changes in TMJ condylar morphology correlates with specific systemic and local biomarkers of disease. *Osteoarthr Cartil.* 2014;22(10):1657–67.
44. Duvoisin B, Schnyder P, Uske A, Klaus E, Hohlfeld J. Loose bodies of the temporomandibular joint: arthrographic and CT findings in five patients. *J Belge Radiol.* 1990;73(1):27–30.
45. Van Ingen J, de Man K, Bakri I. CT diagnosis of synovial chondromatosis of the temporomandibular joint. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 1990;28(3):164–7.
46. Nokes SR, King PS, Garcia R, Silbiger ML, Jones III J, Castellano ND. Temporomandibular Joint Chondromatosis with Intracranial Extension: MR and CT Contributions. *Am J Roentgenol.* 1987;148(6):1173–4.
47. Dolan EA, Vogler JB, Angelillo JC. Synovial chondromatosis of the temporomandibular joint diagnosed by magnetic resonance imaging: Report of a case. *J Oral Maxillofac Surg.* 1989;47(4):411–3.
48. Holmlund A, Reinholt F, Bergstedt H. Synovial chondromatosis of the temporomandibular joint: Report of a case. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1992;73(3):266–8.
49. Khanna N, Sinha J, Tripathi F, Srivastava A, Khanna S. Temporomandibular ankylosis. *Ann Acad Med Singapore.* 1981;10(2):175–9.

50. Dachowski MT, Dolan EA, Angelillo JC. Ankylosing spondylitis associated with temporomandibular joint ankylosis: Report of a case. *J Craniomandib Disord.* 1990;4(1):52–7.
51. Faerber TH, Ennis RL, Allen GA. Temporomandibular joint ankylosis following mastoiditis: Report of a case. *J Oral Maxillofac Surg.* 1990;48(8):866–70.
52. Karras SC, Wolford LM, Coitrell DA. Concurrent Osteochondroma of the Mandibular Condyle and Ipsilateral Cranial Base Resulting in Temporomandibular Joint Ankylosis: Report of a Case and Review of the Literature. *J Oral Maxillofac Surg.* 1996;54(5):640–6.
53. Chandra P. Temporomandibular joint ankylosis. *Prog Clin Biol Res.* 1985;187:449–58.
54. Leighty SM, Spach DH, Myall RW, Burns JL. Septic arthritis of the temporomandibular joint: Review of the literature and report of two cases in children. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1993;22(5):292–7.
55. Ellis E, Moos KF, El-Attar A. Ten years of mandibular fractures: An analysis of 2,137 cases. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 1985;59(2):120–9.
56. Dimitroulis G. Condylar injuries in growing patients. *Aust Dent J.* 1997;42(6):367–71.
57. MacLennan W. Fractures of the mandibular condylar process. *Br J Oral Surg.* 1969;7(1):31–9.
58. Spiessl B, Schroll K. Spezielle Frakturen-und Luxationslehre. In: Nigst H, editor. *Gesichtsschädel Bd I.* Stuttgart: Thieme; 1972.
59. Mengel R, Candir M, Shiratori K, Flores-de-Jacoby L. Digital Volume Tomography in the Diagnosis of Periodontal Defects: An In Vitro Study on Native Pig and Human Mandibles. *J Periodontol.* 2005;76(5):665–73.
60. Verner FS, Visconti MAPG, Junqueira RB, Dias IM, Ferreira LA, Devito KL. Performance of cone-beam computed tomography filters for detection of temporomandibular joint osseous changes. *Oral Radiol.* 2015;31(2):90–6.
61. Wang Z, Jiang L, Zhao Y, Ma X. Investigation on radiographic signs of osteoarthritis in temporomandibular joint with cone beam computed tomography in adolescents. *Beijing Da Xue Xue Bao.* 2013;45(2):280–5.

62. dos Anjos Pontual ML, Freire JSL, Barbosa JMN, Frazão MAG, dos Anjos Pontual A, Fonseca da Selveira M. Evaluation of bone changes in the temporomandibular joint using cone beam CT. *Dentomaxillofac Radiol.* 2012;41(1):24–9.
63. Brooks P. Inflammation as an important feature of osteoarthritis. *Bull World Health Organ.* 2003;81:689–90.
64. Abramson SB. Inflammation in osteoarthritis. *J Rheumatol Suppl.* 2004;70:70–6.
65. Liang X, Liu S, Qu X, Wang Z, Zheng J, Xie X, Ma G, Zhang Z, Ma X. Evaluation of trabecular structure changes in osteoarthritis of the temporomandibular joint with cone beam computed tomography imaging. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2017;124(3):315–22.
66. Alexiou KE, Stamatakis HC, Tsiklakis K. Evaluation of the severity of temporomandibular joint osteoarthritic changes related to age using cone beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2009;38(3):141–7.
67. Axelsson S, Holmlund A, Hjerpe A. An experimental model of osteoarthrosis in the temporomandibular joint of the rabbit. *Acta Odontol Scand.* 1992;50(5):273–80.
68. Stegenga B, de Bont L, van der Kuijl B, Boering G. Classification of Temporomandibular Joint Osteoarthrosis and Internal Derangement. Part I: Diagnostic Significance of Clinical and Radiographic Symptoms and Signs. *Cranio.* 1992;10(2):96–106.
69. Bertram S, Rudisch A, Innerhofer K, Pümpel E, Grubwieser G, Emshoff R. Diagnosing TMJ internal derangement and osteoarthritis with magnetic resonance imaging. *J Am Dent Assoc.* 2001;132(6):753–61.
70. Ahmad M, Hollender L, Anderson Q, Kartha K, Ohrbach R, Truelove EL, John MT, Schiffman EL. Research diagnostic criteria for temporomandibular disorders (RDC/TMD): development of image analysis criteria and examiner reliability for image analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009;107(6):844–60.
71. Larheim T, Kolbenstvedt A. High-Resolution Computed Tomography of the Osseous Temporomandibular Joint: Some Normal and Abnormal Appearances. *Acta Radiol Diagnosis.* 1984;25(6):465–9.
72. Maini R, Zvaifler N. Rheumatoid arthritis and other synovial disorders. In: Klippel JH, Dieppe PA, editors. *Rheumatology.* 2nd ed. London: Mosby-Wolfe; 1998.

73. Dieppe P, Lohmander L. Pathogenesis and management of pain in osteoarthritis. *Lancet*. 2005;365(9463):965–73.
74. Wakefield R, Gibbon W, Conaghan PG, O'Connor P, MCGonagle D, Pease C, Green MJ, Veale DJ, Isaacs JD, Emery P. The value of sonography in the detection of bone erosions in patients with rheumatoid arthritis: A comparison with conventional radiography. *Arthritis Rheum*. 2000;43(12):2762–70.
75. Kaipainen-Seppänen O, Savolainen A. Incidence of chronic juvenile rheumatic diseases in Finland during 1980-1990. *Clin Exp Rheumatol*. 1996;14(4):441–4.
76. Gynther GW, Holmlund AB, Reinholt FP, Lindblad S. Temporomandibular joint involvement in generalized osteoarthritis and rheumatoid arthritis: a clinical, arthroscopic, histologic, and immunohistochemical study. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1997;26(1):10–6.
77. Hu Y-S, Schneiderman ED, Harper RP. The temporomandibular joint in juvenile rheumatoid arthritis: Part II. Relationship between computed tomographic and clinical findings. *Pediatr Dent*. 1996;18(4):312–9.
78. Gäre BA, Fasth A. Epidemiology of Juvenile Chronic Arthritis in Southwestern Sweden: A 5-Year Prospective Population Study. *Pediatrics*. 1992;90(6):950–8.
79. Honda K, Larheim TA, Maruhashi K, Matsumoto K, Iwai K. Osseous abnormalities of the mandibular condyle: diagnostic reliability of cone beam computed tomography compared with helical computed tomography based on an autopsy material. *Dentomaxillofac Radiol*. 2006;35(3):152–7.
80. Campos M, Campos P, Cangussu M, Guimarães R, Line S. Analysis of magnetic resonance imaging characteristics and pain in temporomandibular joints with and without degenerative changes of the condyle. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2008;37(6):529–34.
81. Hussain AM, Packota G, Major PW, Flores-Mir C. Role of different imaging modalities in assessment of temporomandibular joint erosions and osteophytes: a systematic review. *Dentomaxillofac Radiol*. 2008;37(2):63–71.
82. Brooks SL, Westesson PL, Eriksson L, Hansson LG, Barsotti JB. Prevalence of osseous changes in the temporomandibular joint of asymptomatic persons without internal derangement. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1992;73(1):118–22.

83. Cevidanes L, Hajati AK, Paniagua B, Lim P, Walker DG, Palconet G, Nackley AG, Styner M, Ludlow JB, Zhu H, Phillips C. Quantification of condylar resorption in temporomandibular joint osteoarthritis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010;110(1):110–7.
84. Cho BH, Jung YH. Osteoarthritic changes and condylar positioning of the temporomandibular joint in Korean children and adolescents. *Imaging Sci Dent.* 2012;42(3):169–74.
85. Krisjane Z, Urtane I, Krumina G, Neimane L, Ragojska I. The prevalence of TMJ osteoarthritis in asymptomatic patients with dentofacial deformities: a cone-beam CT study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2012;41(6):690–5.
86. Khojastepour L, Vojdani M, Forghani M. The association between condylar bone changes revealed in cone beam computed tomography and clinical dysfunction index in patients with or without temporomandibular joint disorders. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2017;123(5):600–5.
87. Akerman S. Morphologic, radiologic and thermometric assessment of degenerative and inflammatory temporomandibular joint disease. An autopsy and clinical study. *Swed Dent J Suppl.* 1987;52:1–110.
88. Marques A, Moraes L. Prevalência de alterações da ATM por meio de exames de tomografia computadorizada. *Rev Bras Odontol.* 2006;63(3,4):198–201.
89. Kim Y-J, Kim Y-S, Kim M-J, Sim H-B, Oh S-C. Radiographic examination of the Osseous Abnormalities of the Mandibular Condyle Using Cone Beam Computed Tomography. *J Dent Rehabil Appl Sci.* 2009;25(3):211–24.
90. Goncalves JR, Wolford LM, Cassano DS, da Porciuncula G, Paniagua B, Cevidanes LH. Temporomandibular joint condylar changes following maxillomandibular advancement and articular disc repositioning. *J Oral Maxillofac Surg.* 2013;71(10):1759.e1-1759.15.
91. Chen S, Liu XJ, Li ZL, Liang C, Wang XX, Fu KY, Yi B. Three-dimensional evaluation of condylar morphology remodeling after orthognathic surgery in mandibular retrognathism by cone-beam computed tomography. *Beijing Da Xue Xue Bao.* 2015;47(4):703–7.
92. Venturin JS, Shintaku WH, Shigeta Y, Ogawa T, Le B, Clark GT. Temporomandibular Joint Condylar Abnormality: Evaluation, Treatment Planning, and Surgical Approach. *J Oral Maxillofac Surg.* 2010;68(5):1189–96.

93. Boeddinghaus R, Whyte A. Computed tomography of the temporomandibular joint. *J Med Imaging Radiat Oncol.* 2013;57(4):448–54.
94. Barghan S, Merrill R, Tetradis S. Cone beam computed tomography imaging in the evaluation of the temporomandibular joint. *J Calif Dent Assoc.* 2010;38(1):33–9.
95. Petersson A. What you can and cannot see in TMJ imaging - an overview related to the RDC/TMD diagnostic system. *J Oral Rehabil.* 2010;37(10):771–8.
96. Brooks SL, Brand JW, Gibbs SJ, Hollender L, Lurie AG, Omnell KÅ, Westesson PL, White SC. Imaging of the temporomandibular joint: A position paper of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1997;83(5):609–18.
97. Tălmăceanu D, Lenghel LM, Bolog N, Stănilă RP, Buduru S, Leucuța DC, Rotar H, Băciuț M, Băciuț G. High-resolution ultrasonography in assessing temporomandibular joint disc position. *Med Ultrason.* 2018;20(1):64–70.
98. Librizzi ZT, Tadinada AS, Valiyaparambil J V, Lurie AG, Mallya SM. Cone-beam computed tomography to detect erosions of the temporomandibular joint: Effect of field of view and voxel size on diagnostic efficacy and effective dose. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;140(1):e25–30.
99. Baba IA, Najmuddin M, Shah AF, Yousuf A. TMJ Imaging: A Review. *Int J Contemp Med Res.* 2016;3(8):2253–6.
100. Liedberg J, Panmekiate S, Petersson A, Rohlin M. Evidence-based evaluation of three imaging methods for the temporomandibular disc. *Dentomaxillofac Radiol.* 1996;25(5):234–41.
101. Bag AK, Gaddikeri S, Singhal A, Hardin S, Tran BD, Medina JA, Curè JK. Imaging of the temporomandibular joint: An update. *World J Radiol.* 2014;6(8):567–82.
102. Petscavage-Thomas JM, Walker EA. Unlocking the Jaw: Advanced Imaging of the Temporomandibular Joint. *Am J Roentgenol.* 2014;203(5):1047–58.
103. Geiger D, Bae WC, Statum S, Du J, Chung CB. Quantitative 3D ultrashort time-to-echo (UTE) MRI and micro-CT (μ CT) evaluation of the temporomandibular joint (TMJ) condylar morphology. *Skeletal Radiol.* 2014;43(1):19–25.
104. Alkhader M, Kuribayashi A, Ohbayashi N, Nakamura S, Kurabayashi T. Usefulness of cone beam computed tomography in temporomandibular joints with soft tissue pathology. *Dentomaxillofac Radiol.* 2010;39(6):343–8.

105. Zain-Alabdeen EH, Alsadhan RI. A comparative study of accuracy of detection of surface osseous changes in the temporomandibular joint using multidetector CT and cone beam CT. *Dentomaxillofac Radiol.* 2012;41(3):185–91.
106. Hintze H, Wiese M, Wenzel A. Cone beam CT and conventional tomography for the detection of morphological temporomandibular joint changes. *Dentomaxillofac Radiol.* 2007;36(4):192–7.
107. Tsiklakis K, Syriopoulos K, Stamatakis HC. Radiographic examination of the temporomandibular joint using cone beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2004;33(3):196–201.
108. Patel A, Tee BC, Fields H, Jones E, Chaudhry J, Sun Z. Evaluation of cone-beam computed tomography in the diagnosis of simulated small osseous defects in the mandibular condyle. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2014;145(2):143–56.
109. Pearson MH, Rönning O. Lesions of the mandibular condyle in juvenile chronic arthritis. *Br J Orthod.* 1996;23(1):49–56.
110. Dixon DC. Diagnostic imaging of the temporomandibular joint. *Dent Clin North Am.* 1991;35(1):53–74.
111. Farman AG, Ludlow JB, Davies KL, Tyndall DA. Temporomandibular joint imaging: A comparative study of diagnostic accuracy for the detection of bone change with biplanar multidirectional tomography and panoramic images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1995;80(6):735–43.
112. Larheim TA. Current trends in temporomandibular joint imaging. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1995;80(5):555–76.
113. Honey OB, Scarfe WC, Hilgers MJ, Klueber K, Silveira AM, Haskell BS, Farman AG. Accuracy of cone-beam computed tomography imaging of the temporomandibular joint: comparisons with panoramic radiology and linear tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;132(4):429–38.
114. Poveda-Roda R, Bagan J, Carbonell E, Margaix M. Diagnostic validity (sensitivity and specificity) of panoramic X-rays in osteoarthritis of the temporomandibular joint. *Cranio.* 2015;33(3):189–94.
115. Epstein JB, Caldwell J, Black G. The utility of panoramic imaging of the temporomandibular joint in patients with temporomandibular disorders. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2001;92(2):236–9.

116. Cavalcanti MGP, Ruprecht A, Bonomie JM, Vannier MW. Accuracy and precision of spiral CT in the assessment of neoplastic lesions associated with the mandible. *Acad Radiol.* 2000;7(2):97–9.
117. Sales MAO, Oliveira JX, Cavalcanti MGP. Computed tomography imaging findings of simultaneous bifid mandibular condyle and temporomandibular joint ankylosis: case report. *Braz Dent J.* 2007;18(1):74–7.
118. Raustia AM, Pyhtinen J. Morphology of the condyles and mandibular fossa as seen by computed tomography. *J Prosthet Dent.* 1990;63(1):77–82.
119. Choi B-H, Huh J-Y, Yoo J-H. Computed tomographic findings of the fractured mandibular condyle after open reduction. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2003;32(5):469–73.
120. Westesson PL, Katzberg RW, Tallents RH, Sanchez-Woodworth RE, Svensson SA. CT and MR of the Temporomandibular Joint: Comparison with Autopsy Specimens. *Am J Roentgenol.* 1987;148(6):1165–71.
121. Tanimoto K, Petersson A, Rohlin M, Hansson LG, Johansen CC. Comparison of computed with conventional tomography in the evaluation of temporomandibular joint disease: a study of autopsy specimens. *Dentomaxillofac Radiol.* 1990;19(1):21–7.
122. Lewis EL, Dolwick MF, Abramowicz S, Reeder SL. Contemporary Imaging of the Temporomandibular Joint. *Dent Clin North Am.* 2008;52(4):875–90.
123. Loubele M, Bogaerts R, Van Dijck E, Pauwels R, Vanheusden S, Suetens P, Marchal G, Sanderink G, Jacobs R. Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. *Eur J Radiol.* 2009;71(3):461–8.
124. Schulze D, Heiland M, Thurmann H, Adam G. Radiation exposure during midfacial imaging using 4- and 16-slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2004;33(2):83–6.
125. Schlueter B, Kim KB, Oliver D, Sortiropoulos G. Cone Beam Computed Tomography 3D Reconstruction of the Mandibular Condyle. *Angle Orthod.* 2008;78(5):880–8.
126. Utumi ER, Perrella A, Albuquerque MAP, Adde CA, Rocha RG, Cavalcanti MGP. Evaluation of simulated bone lesion in the head of the mandible by using multislice computed tomography. *J Appl Oral Sci.* 2009;17(5):521–6.

127. Cara A, Gaia B, Perrella A, Oliveira J, Lopes P, Cavalcanti M. Validity of single- and multislice CT for assessment of mandibular condyle lesions. *Dentomaxillofac Radiol.* 2014;36(1):24–7.
128. Marques AP, Perrella A, Arita ES, Pereira MFSDM, Cavalcanti MDGP. Assessment of simulated mandibular condyle bone lesions by cone beam computed tomography. *Braz Oral Res.* 2010;24(4):467–74.
129. Arai Y, Honda K, Iwai K, Shinoda K. Practical model “3DX” of limited cone-beam X-ray CT for dental use. *Int Congr Ser.* 2001;1230:713–8.
130. Arai Y, Tammissalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol.* 1999;28(4):245–8.
131. Terakado M, Hashimoto K, Arai Y, Honda M, Sekiwa T, Sato H. Diagnostic imaging with newly developed ortho cubic super-high resolution computed tomography (Ortho-CT). *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2000;89(4):509–18.
132. Nakajima A, Sameshima GT, Arai Y, Homme Y, Shimizu N, Dougherty H. Two- and Three-dimensional Orthodontic Imaging Using Limited Cone Beam–Computed Tomography. *Angle Orthod.* 2005;75(6):895–903.
133. Katsumata A, Nojiri M, Fujishita M, Arijii Y, Arijii E, Langlais RP. Condylar head remodeling following mandibular setback osteotomy for prognathism: A comparative study of different imaging modalities. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006;101(4):505–14.
134. Ejima K, Schulze D, Stippig A, Matsumoto K, Rottke D, Honda K. Relationship between the thickness of the roof of glenoid fossa, condyle morphology and remaining teeth in asymptomatic European patients based on cone beam CT data sets. *Dentomaxillofac Radiol.* 2013;42(3):909–29.
135. Sümbüllü M, Çağlayan F, Akgül H, Yilmaz A. Radiological examination of the articular eminence morphology using cone beam CT. *Dentomaxillofac Radiol.* 2012;41(3):234–40.
136. Caruso S, Storti E, Nota A, Ehsani S, Gatto R. Temporomandibular Joint Anatomy Assessed by CBCT Images. *Biomed Res Int.* 2017;2017:2916953.
137. Larheim TA, Abrahamsson A-K, Kristensen M, Arvidsson LZ. Temporomandibular joint diagnostics using CBCT. *Dentomaxillofac Radiol.* 2015;44(1):20140235.

138. Talaat W, Al Bayatti S, Al Kawas S. CBCT analysis of bony changes associated with temporomandibular disorders. *Cranio*. 2016;34(2):88–94.
139. Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J, Walker A, Cockmartin L, Bosmans H, Jacobs R, Bogaerts R, Horner K. The SEDENTEXCT Consortium. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *Eur J Radiol*. 2012;81(2):267–71.
140. Hedeşiu M, Băciuţ M, Băciuţ G, Nackaerts O, Jacobs R. The SEDENTEXCT Consortium. Comparison of cone beam CT device and field of view for the detection of simulated periapical bone lesions. *Dentomaxillofac Radiol*. 2012;41(7):548–52.
141. Oenning AC, Jacobs R, Pauwels R, Stratis A, Hedesiu M, Salmon B. Cone-beam CT in paediatric dentistry: DIMITRA project position statement. *Pediatr Radiol*. 2018;48(3):308–16.
142. Winter A, Pollack A, Frommer H, Koenig L. Cone Beam Volumetric Tomography vs. Medical CT Scanners. *N Y State Dent J*. 2005;71(4):28–33.
143. Barghan S, Tetradis S, Mallya S. Application of cone beam computed tomography for assessment of the temporomandibular joints. *Aust Dent J*. 2012;57(suppl 1):109–18.
144. Krishnamoorthy B, Mamatha N, Kumar VA. TMJ imaging by CBCT: Current scenario. *Ann Maxillofac Surg*. 2013;3(1):80–3.
145. Ghaeminia H, Meijer G, Soehardi R, Borstlap W, Mulder J, Bergé S. Position of the impacted third molar in relation to the mandibular canal. Diagnostic accuracy of cone beam computed tomography compared with panoramic radiography. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2009;38(9):964–71.
146. Matherne RP, Angelopoulos C, Kulild JC, Tira D. Use of Cone-Beam Computed Tomography to Identify Root Canal Systems In Vitro. *J Endod*. 2008;34(1):87–9.
147. Holberg C, Steinhäuser S, Geis P, Rudzki-Janson I. Die Digitale Volumetomographie in der Kieferorthopädie: Möglichkeiten und Grenzen. *J Orofac Orthop*. 2005;66(6):434–44.
148. Hatcher DC, Dial C, Mayorga C. Cone beam CT for pre-surgical assessment of implant sites. *J Calif Dent Assoc*. 2003;31(11):825–33.
149. De Vos W, Casselman J, Swennen GRJ. Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: A systematic review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2009;38(6):609–25.

150. Cheng JG, Zhang ZL, Wang XY, Zhang ZY, Ma XC, Li G. Detection accuracy of proximal caries by phosphor plate and cone-beam computerized tomography images scanned with different resolutions. *Clin Oral Investig*. 2012;16(4):1015–21.
151. Währisch K. Vergleich der Strahlenbelastung von konventionellen orthodontischen Röntgenaufnahmen mit konventionellen und indikationsabhängigen dosisreduzierten digitalen Volumentomographien [Dissertation]. Charité - Universitätsmedizin Berlin; 2015.
152. Scarfe WC, Farman AG, Levin MD, Gane D. Essentials of maxillofacial cone beam computed tomography. *Alpha Omegan*. 2010;103(2):62–7.
153. Katakami K, Shimoda S, Kobayashi K, Kawasaki K. Histological investigation of osseous changes of mandibular condyles with backscattered electron images. *Dentomaxillofac Radiol*. 2008;37(6):330–9.
154. Sirin Y, Guven K, Horasan S, Sencan S. Diagnostic accuracy of cone beam computed tomography and conventional multislice spiral tomography in sheep mandibular condyle fractures. *Dentomaxillofac Radiol*. 2010;39(6):336–42.
155. Lorenzoni DC, Bolognese AM, Garib DG, Guedes FR, Sant’anna EF. Cone-Beam Computed Tomography and Radiographs in Dentistry: Aspects Related to Radiation Dose. *Int J Dent*. 2012;2012:813768.
156. Burghardt AJ, Link TM, Majumdar S. High-resolution Computed Tomography for Clinical Imaging of Bone Microarchitecture. *Clin Orthop Relat Res*. 2011;469(8):2179–93.
157. Hashimoto K, Arai Y, Iwai K, Araki M, Kawashima S, Terakado M. A comparison of a new limited cone beam computed tomography machine for dental use with a multidetector row helical CT machine. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2003;95(3):371–7.
158. Tsiklakis K, Donta C, Gavala S, Karayianni K, Kamenopoulou V, Hourdakakis CJ. Dose reduction in maxillofacial imaging using low dose Cone Beam CT. *Eur J Radiol*. 2005;56(3):413–7.
159. Liang X, Jacobs R, Hassan B, Li L, Pauwels R, Corpas L, Souza PC, Martens W, Shahbazian M, Alonso A, Lambrichts I. A comparative evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT) Part I. On subjective image quality. *Eur J Radiol*. 2010;75(2):265–9.

160. Perrella A, Borsatti MA, Tortamano IP, Rocha RG, Cavalcanti MGP. Validation of computed tomography protocols for simulated mandibular lesions: A comparison study. *Braz Oral Res.* 2007;21(2):165–9.
161. Hua Y, Nackaerts O, Duyck J, Maes F, Jacobs R. Bone quality assessment based on cone beam computed tomography imaging. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(8):767–71.
162. Naitoh M, Hirukawa A, Katsumata A, Arijii E. Evaluation of voxel values in mandibular cancellous bone: relationship between cone-beam computed tomography and multislice helical computed tomography. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(5):503–6.
163. Liu S, Zhang Z, Li J, Liu D, Ma X. A study of trabecular bone structure in the mandibular condyle of healthy young people by cone beam computed tomography. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2007;42(6):357–60.
164. Hsu JT, Chang HW, Huang HL, Yu JH, Li YF, Tu MG. Bone density changes around teeth during orthodontic treatment. *Clin Oral Investig.* 2011;15(4):511–9.
165. Scarfe WC, Farman AG. What is Cone-Beam CT and How Does it Work? *Dent Clin North Am.* 2008;52(4):707–30.
166. Grauer D, Cevidanes LSH, Proffit WR. Working with DICOM craniofacial images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;136(3):460–70.
167. Ferreira LA, Grossmann E, Januzzi E, de Paula MVQ, Carvalho ACP. Diagnosis of temporomandibular joint disorders: indication of imaging exams. *Braz J Otorhinolaryngol.* 2016;82(3):341–52.
168. Junqueira RB, Verner FS, Campos CN, Devito KL, Do Carmo AMR. Detection of Vertical Root Fractures in the Presence of Intracanal Metallic Post: A Comparison between Periapical Radiography and Cone-beam Computed Tomography. *J Endod.* 2013;39(12):1620–4.
169. De Boer EWJ, Dijkstra PU, Stegenga B, De Bont LGM, Spijkervet FKL. Value of cone-beam computed tomography in the process of diagnosis and management of disorders of the temporomandibular joint. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2014;52(3):241–6.
170. Salemi F, Shokri A, Mortazavi H, Baharvand M. Diagnosis of simulated condylar bone defects using panoramic radiography, spiral tomography and cone-beam computed tomography: A comparison study. *J Clin Exp Dent.* 2015;7(1):e34–9.

171. Gaia BF, Sales MAO de, Perrella A, Fenyó-Pereira M, Cavalcanti MGP. Comparison between cone-beam and multislice computed tomography for identification of simulated bone lesions. *Braz Oral Res.* 2011;25(4):362–8.
172. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Tinazzi Martini P, Bergamo Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol.* 1998;8(9):1558–64.
173. Pinsky HM, Dyda S, Pinsky RW, Misch KA, Sarment DP. Accuracy of three-dimensional measurements using cone-beam CT. *Dentomaxillofac Radiol.* 2006;35(6):410–6.
174. Fu K-Y, Zhang W-L, Liu D-G, Chen H-M, Ma X-C. Cone beam computed tomography in the diagnosis of temporomandibular joint osteoarthritis. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2007;42(7):417–20.
175. Huntjens E, Kiss G, Wouters C, Carels C. Condylar asymmetry in children with juvenile idiopathic arthritis assessed by cone-beam computed tomography. *Eur J Orthod.* 2008;30(6):545–51.
176. Ludlow JB, Walker C. Assessment of phantom dosimetry and image quality of i-CAT FLX cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013;144(6):802–17.
177. Ludlow JB, Timothy R, Walker C, Hunter R, Benavides E, Samuelson DB, Scheske MJ. Effective dose of dental CBCT - a meta analysis of published data and additional data for nine CBCT units. *Dentomaxillofac Radiol.* 2015;44:20140197.
178. Theodorakou C, Walker A, Horner K, Pauwels R, Bogaerts R, Jacobs R. The SEDENTEXCT Consortium. Estimation of paediatric organ and effective doses from dental cone beam CT using anthropomorphic phantoms. *Br J Radiol.* 2012;85(1010):153–60.
179. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac Radiol.* 2006;35(4):219–26.
180. Ludlow JB, Ivanovic M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008;106(1):106–14.

181. Feragalli B, Rampado O, Abate C, Macrì M, Festa F, Stromei F, Caputi S, Guglielmi G. Cone beam computed tomography for dental and maxillofacial imaging: technique improvement and low-dose protocols. *Radiol Med*. 2017;122(8):581–8.
182. Baba R, Ueda K, Okabe M. Using a flat-panel detector in high resolution cone beam CT for dental imaging. *Dentomaxillofac Radiol*. 2004;33(5):285–90.
183. Bechara B, McMahan CA, Moore WS, Noujeim M, Geha H, Teixeira FB. Contrast-to-noise ratio difference in small field of view cone beam computed tomography machines. *J Oral Sci*. 2012;54(3):227–32.
184. Kamburoğlu K, Murat S, Kolsuz E, Kurt H, Yüksel S, Paksoy C. Comparative assessment of subjective image quality of cross-sectional cone-beam computed tomography scans. *J Oral Sci*. 2011;53(4):501–8.
185. Qu XM, Li G, Ludlow JB, Zhang ZY, Ma XC. Effective radiation dose of ProMax 3D cone-beam computerized tomography scanner with different dental protocols. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2010;110(6):770–6.
186. Davies J, Johnson B, Drage N. Effective doses from cone beam CT investigation of the jaws. *Dentomaxillofac Radiol*. 2012;41(1):30–6.
187. Kwong JC, Palomo JM, Landers MA, Figueroa A, Hans MG. Image quality produced by different cone-beam computed tomography settings. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;133(2):317–27.
188. Bastos LC. Estudo comparativo in vitro entre diferentes protocolos de aquisição de tomografia computadorizada de feixe cônico para identificação de defeitos cavitários no côndilo mandibular [Dissertation]. Universidade Federal da Bahia; 2014.
189. Farronato G, Garagiola U, Carletti V, Cressoni P, Mercatali L, Farronato D. Change in condylar and mandibular morphology in juvenile idiopathic arthritis: Cone Beam volumetric imaging. *Minerva Stomatol*. 2010;59(10):519–34.
190. Ma RH, Yin S, Li G. The detection accuracy of cone beam CT for osseous defects of the temporomandibular joint: a systematic review and meta-analysis. *Sci Rep*. 2016;6(1):34714.
191. Zhang Z, Shi X, Ma X, Li G. Detection accuracy of condylar defects in cone beam CT images scanned with different resolutions and units. *Dentomaxillofac Radiol*. 2014;43(3):20130414.

192. Jones EMM. Comparing Cone Beam Computed Tomography with Multi-Slice Computed Tomography in Diagnosing Osseous Defects at the Mandibular Condyle [Master Thesis]. Ohio State University; 2015.
193. De Rezende Barbosa GL, Wood JS, Pimenta LA, De Almeida SM, Tyndall DA. Comparison of different methods to assess alveolar cleft defects in cone beam CT images. *Dentomaxillofac Radiol.* 2016;45(2):20150332.
194. Spin-Neto R, Gotfredsen E, Wenzel A. Impact of Voxel Size Variation on CBCT-Based Diagnostic Outcome in Dentistry: a Systematic Review. *J Digit Imaging.* 2012;26(4):813–20.
195. Yeung AW, Jacobs R, Bornstein MM. Novel low-dose protocols using cone beam computed tomography in dental medicine: a review focusing on indications, limitations, and future possibilities. *Clin Oral Investig.* 2019;23(6):2573–81.
196. Dahlberg G. *Statistical methods for medical and biological students.* London: George Alien and Unwin; 1940. 98 p.
197. Houston WJB. The analysis of errors in orthodontic measurements. *Am J Orthod.* 1983;83(5):382–90.
198. Cohen J. A Coefficient of Agreement for Nominal Scales. *Educ Psychol Meas.* 1960;20(1):37–46.
199. Razali NM, Wah YB. Power comparisons of Shapiro-Wilk, Kolmogorov-Smirnov, Lilliefors and Anderson-Darling tests. *J Stat Model Anal.* 2011;2(1):21–33.
200. Behnke J, Behnke N. Das zentrale Grenzwerttheorem. In: *Grundlagen der statistischen Datenanalyse.* Wiesbaden: VS Verlag für Sozialwissenschaften; 2006. p. 266–78.
201. Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet.* 1986;327(8476):307–10.
202. Boughorbel S, Jarray F, El-Anbari M. Optimal classifier for imbalanced data using Matthews Correlation Coefficient metric. *PLoS One.* 2017;12(6):e0177678.
203. García-Sanz V, Bellot-Arcís C, Hernández V, Serrano-Sánchez P, Guarinos J, Paredes-Gallardo V. Accuracy and Reliability of Cone-Beam Computed Tomography for Linear and Volumetric Mandibular Condyle Measurements. A Human Cadaver Study. *Sci Rep.* 2017;7(1):11993.

204. Loubele M, Maes F, Jacobs R, van Steenberghe D, White SC, Suetens P. Comparative study of image quality for MSCT and CBCT scanners for dentomaxillofacial radiology applications. *Radiat Prot Dosimetry*. 2008;129(1–3):222–6.
205. Pauwels R, Jacobs R, Bogaerts R, Bosmans H, Panmekiate S. Determination of size-specific exposure settings in dental cone-beam CT. *Eur Radiol*. 2017;27(1):279–85.
206. Moshfeghi M, Tavakoli MA, Tavakoli Hosseini E, Tavakoli Hosseini A, Tavakoli Hosseini I. Analysis of linear measurement accuracy obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom VG). *Dent Res J (Isfahan)*. 2012;9(1):57–62.
207. Kamburoğlu K, Kiliç C, Özen T, Yüksel SP. Measurements of mandibular canal region obtained by cone-beam computed tomography: a cadaveric study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2009;107(2):e34–42.
208. Bastos LC, Campos PSF, Ramos-Perez FM de M, Pontual A dos A, Almeida SM. Evaluation of condyle defects using different reconstruction protocols of cone-beam computed tomography. *Braz Oral Res*. 2013;27(6):503–9.
209. Patcas R, Markic G, Müller L, Ullrich O, Peltomäki T, Kellenberger CJ, Karlo CA. Accuracy of linear intraoral measurements using cone beam CT and multidetector CT: a tale of two CTs. *Dentomaxillofac Radiol*. 2012;41(8):637–44.
210. Fatemitabar SA, Nikgoo A. Multichannel Computed Tomography Versus Cone-Beam Computed Tomography: Linear Accuracy of In Vitro Measurements of the Maxilla for Implant Placement. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25(3):499–505.
211. Stratemann S, Huang J, Maki K, Miller A, Hatcher D. Comparison of cone beam computed tomography imaging with physical measures. *Dentomaxillofac Radiol*. 2008;37(2):80–93.
212. Lascalea CA, Panella J, Marques MM. Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom). *Dentomaxillofac Radiol*. 2004;33(5):291–4.
213. Brown AA, Scarfe WC, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG. Linear Accuracy of Cone Beam CT Derived 3D Images. *Angle Orthod*. 2009;79(1):150–7.

214. Shahab S, Nikkerdar N, Goodarzi M, Golshah A, Shooshtari SS. Diagnostic accuracy of cone beam computed tomography in detection of simulated mandibular condyle erosions. *Dent Hypotheses*. 2015;6(3):97–103.
215. Patcas R, Müller L, Ullrich O, Peltomäki T. Accuracy of cone-beam computed tomography at different resolutions assessed on the bony covering of the mandibular anterior teeth. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2012;141(1):41–50.
216. Yel I, Booz C, Albrecht MH, Gruber-Rouh T, Polkowski C, Jacobi M, Lenga L, Schulz M, Frank J, Marzi I, Vogl TJ, Eichler K, Kaltenbach B. Optimization of image quality and radiation dose using different cone-beam CT exposure parameters. *Eur J Radiol*. 2019;116:68–75.
217. Pauwels R, Seynaeve L, Henriques JCG, De Oliveira-Santos C, Souza PC, Westphalen FH, Rubira-Bullen IRF, Ribeiro-Rotta RF, Rockenbach MIB, Haiter-Neto F, Pittayapat P, Bosmans H, Bogaerts R, Jacobs R. Optimization of dental CBCT exposures through mAs reduction. *Dentomaxillofac Radiol*. 2015;44(9):20150108.
218. Vasconcelos TV, Neves FS, de Freitas DQ, Campos PSF, Watanabe PCA. Influence of the Milliamperage Settings on Cone Beam Computed Tomography Imaging for Implant Planning. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(6):1364–8.

7. Eidesstattliche Erklärung

„Ich, Antje Jäger, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Vergleich unterschiedlicher IADR (Indikations- abhängige Dosisreduktion) - Protokolle in der dentalen Volumentomografie hinsichtlich der Diagnostizierbarkeit knöcherner Defekte am Condylus mandibulae“/ „Comparison between different IDDR (indication- dependent dosis reduction) - protocols of CBCTs regarding the diagnosibility of bony defects of the condylus mandibulae “

selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren/innen beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) werden von mir verantwortet.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem/der Erstbetreuer/in, angegeben sind. Für sämtliche im Rahmen der Dissertation entstandenen Publikationen wurden die Richtlinien des ICMJE (International Committee of Medical Journal Editors; www.icmje.org) zur Autorenschaft eingehalten. Ich erkläre ferner, dass ich mich zur Einhaltung der Satzung der Charité – Universitätsmedizin Berlin zur Sicherung Guter Wissenschaftlicher Praxis verpflichte.

Weiterhin versichere ich, dass ich diese Dissertation weder in gleicher noch in ähnlicher Form bereits an einer anderen Fakultät eingereicht habe.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§§156, 161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.“

Datum

Unterschrift

Anteilserklärung an etwaigen erfolgten Publikationen

Antje Jäger hatte folgenden Anteil an den folgenden Publikationen:

Publikation 1: Jäger F, Weber A, Temming A, Rehm P, Bumann A. Beurteilbarkeit von definierten Kiefergelenkdefekten in Abhängigkeit von verschiedenen mAs- reduzierten DVT- Protokollen. Abstractband der 90. Wissenschaftlichen Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Kieferorthopädie (DGKFO). 2017:15. [Veröffentlichung des Abstracts im Rahmen eines Vortrages auf der Jahrestagung der DGKFO 2017]

Beitrag im Einzelnen:

Erstellung eines Abstracts sowie Durchführung der zugrundeliegenden Studie beinhaltend Planung des Studienablaufes, Präparation der Schweinekondylen, Anfertigung der DVT- Aufnahmen, Messung der Defekte, Organisation, Einführung und Begleitung der externen Auswerter, Auswertung der Ergebnisse aller Untersucher für alle DVTs

Publikation 2: Jäger F, Weber A, Temming A, Rehm P, Bumann A. Beurteilbarkeit von definierten knöchernen Kiefergelenksdefekten in Abhängigkeit von verschiedenen mAs- reduzierten DVT- Protokollen. J CranioMand Func. 2017;9(Supplement 1):16. [Publikation des Abstracts im Rahmen eines Vortrages auf der Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Funktionsdiagnostik und -therapie (DGFDT) 2017]

Beitrag im Einzelnen:

Erstellung eines Abstracts sowie Durchführung der zugrundeliegenden Studie beinhaltend Planung des Studienablaufes, Präparation der Schweinekondylen, Anfertigung der DVT- Aufnahmen, Messung der Defekte, Organisation, Einführung und Begleitung der externen Auswerter, Auswertung aller Ergebnisse aller Untersucher für alle DVTs

Prof. Dr. Axel Bumann

Antje Jäger

8. Lebenslauf

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

9. Publikationsliste

- Jäger F, Weber A, Temming A, Rehm P, Bumann A. Beurteilbarkeit von definierten Kiefergelenkdefekten in Abhängigkeit von verschiedenen mAs- reduzierten DVT- Protokollen. Abstractband der 90. Wissenschaftlichen Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Kieferorthopädie (DGKFO). 2017:15. [Veröffentlichung des Abstracts im Rahmen eines Vortrages auf der Jahrestagung der DGKFO 2017]
- Jäger F, Weber A, Temming A, Rehm P, Bumann A. Beurteilbarkeit von definierten knöchernen Kiefergelenksdefekten in Abhängigkeit von verschiedenen mAs- reduzierten DVT- Protokollen. J CranioMand Func. 2017;9(Supplement 1):16. [Publikation des Abstracts im Rahmen eines Vortrages auf der Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Funktionsdiagnostik und -therapie (DGFDT) 2017]

10. Danksagung

Ich danke Professor Bumann für die Bereitstellung des Promotionsthemas, der Räumlichkeiten und des DVT- Gerätes sowie für die Betreuung während der gesamten Zeit und nicht zuletzt für seine Geduld. Weiterhin bedanke ich mich bei den Mitarbeiterinnen des Mesantis Röntgeninstitutes für die Bereitstellung der PCs und die Einführung in die Software. Mein weiterer Dank gilt den Studienteilnehmern für ihre Zeit, ihre Ausdauer und ihre gute Laune.

Meinen Eltern und Großeltern möchte ich dafür danken, dass ich mir ihrer Unterstützung zu jeder Zeit sicher sein kann.

Ich danke meiner Tochter Helena für ihre längeren Schlafphasen und den letzten Motivationsschub in der Abschlussphase.

Mein größter Dank gilt aber meinem Ehemann Fabian für seine enorme Unterstützung, seinen ansteckenden Perfektionismus, seine unerschöpfliche Geduld und Zuversicht und seine wertvollen Tipps. Ohne ihn wäre diese Arbeit niemals möglich gewesen-
danke!