

Aus dem Institut für 3D-Dentalradiologie - MESANTIS Berlin

DISSERTATION

Entwicklung einer kieferorthopädischen 3D-Kephalometrie für
ein reduziertes Field of View zur Reduktion der effektiven Dosis

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Pamela Kissel
aus Potsdam

Datum der Promotion: 03.12.2021

Widmung:

Meiner Familie.

INHALTSVERZEICHNIS

1	Abstrakt / Abstract	1
1.1	Abstrakt	1
1.2	Abstract	2
2	Einleitung	4
2.1	Bildgebungsverfahren in der Kieferorthopädie – Forschungsstand	4
2.2	DVT Technologie	9
2.3	Fragestellung	11
3	Methodik.....	13
3.1	Entwicklung der reduzierten kephalometrischen Analyse.....	13
3.2	Datenerhebung	20
3.3	Statistische Auswertung.....	21
4	Ergebnisse	24
4.1	Lineares Regressionsmodell – ANB (°) Abb. 8 q	26
4.2	Quadratisches Regressionsmodell – ML-NSL (°) Abb. 8 m	27
4.3	Zusammengesetzte Funktionen – NL-NSL (°) Abb. 8 f.....	27
4.4	Potenzfunktion – OK1-NA (°) Abb. 8 s	27
4.5	S-Kurve – UK1-NB (°) Abb. 8 u.....	28
5	Diskussion.....	31
5.1	Bewertung der Methodik	31
5.2	Bewertung der Ergebnisse.....	33
5.3	Schlussfolgerungen.....	38
6	Quellenverzeichnis.....	40
7	Eidesstattliche Versicherung / Anteilserklärung	45
8	Auszug aus der Journal Summary List 2019	49

9	Druckexemplar der ausgewählten Publikation	53
10	Lebenslauf.....	73
11	Publikationsliste	76
12	Danksagungen	77

1 Abstrakt / Abstract

1.1 Abstrakt

Einleitung Trotz der Entwicklung strahlenreduzierender Aufnahmeprotokolle und deutlicher Dosisreduktion bei DVT-Aufnahmen durch Verkleinerung des Field of views (FOV) konnte sich das DVT im Bereich der Kieferorthopädie, insbesondere bei Kindern, bisher für die kieferorthopädische Diagnostik nicht als Standard-Bildgebungsverfahren durchsetzen. Es gibt nur konventionelle 2D- oder 3D-kephalometrische Analysen, die ein großes FOV und dementsprechend eine höhere effektive Dosis erfordern. Daher wurde in dieser Untersuchung eine 3D-kephalometrische Analyse mit 3D-Variablen in einem reduzierten FOV entwickelt. Die konventionelle Referenzebene S-N (Sella-Nasion Ebene) wurde darin durch die FH (Frankfurter Horizontale Ebene) ersetzt. Die Ergebnisse dieser neuen 3D-kephalometrischen Analyse innerhalb eines reduzierten FOV sollten den Ergebnissen einer Standard-2D oder -3D-kephalometrischen Analyse in einem großen FOV gleichwertig sein.

Material und Methoden DVT Datensätze von 38 Patienten wurden mit einer konventionellen 3D-full-size kephalometrischen Analyse in einem großen FOV untersucht. Dieselben Datensätze wurden ebenfalls mit der neuen reduzierten 3D-kephalometrischen Analyse in einem reduzierten FOV untersucht.

Insgesamt 20 skelettale und dentale Standardvariablen der full-size Analyse wurden mit 22 alternativen Variablen der reduzierten Analyse verglichen.

Eine statistische Auswertung wurde zum Nachweis eines mathematischen Zusammenhangs zwischen den Standardvariablen und den alternativen Variablen durchgeführt.

Ergebnisse Der mathematische Zusammenhang zwischen Standardvariablen und alternativen Variablen konnte durch ein Bestimmtheitsmaß (R^2) zwischen 0,15 und 0,95 ($p > 0,001 - 0,055$) beschrieben werden. Alle Zusammenhänge zeigten eine Signifikanz. Nur der Zusammenhang zwischen SNA ($^\circ$) und dessen Alternative Po_R-Or_R-A ($^\circ$) war minimal nicht signifikant ($R^2 = 0,15$, $p = 0,055$). Die zweite

alternative Variable zu SNA ($^{\circ}$), Ba-A (mm), zeigte dagegen einen stärkeren Zusammenhang ($R^2 = 0,28$, $p = 0,003$).

Schlussfolgerungen Die vorliegende Untersuchung zeigt, dass die Verwendung anderer Referenzebenen auch zu verlässlichen Ergebnissen führen kann. Alle Standardvariablen mit Bezug zur Referenzebene S-N konnten durch alternative Variablen innerhalb eines reduzierten FOV mit Bezug zur Referenzebene FH ersetzt werden. Mathematische Zusammenhänge zwischen Standardvariablen und alternativen Variablen unterschiedlicher Stärke konnten nachgewiesen werden. In folgenden Untersuchungen sollten verlässlichere Referenzpunkte für das Koordinatensystem und die Variablen gefunden werden.

Klinische Relevanz Reduzierte FOVs können den Anforderungen von 3D-kephalometrischen Analysen gerecht werden und können die Anwendung von DVT-Aufnahmen für die kieferorthopädische Diagnostik und Behandlung bei Kindern ermöglichen. Die Reduktion der effektiven Dosis kann mindestens in spezifischen Indikationen den Zugang zu allen Vorteilen der 3D-Bildgebung gegenüber der 2D-Bildgebung eröffnen.

1.2 Abstract

Introduction Until now, CBCT could not win recognition as a standard orthodontic radiography, especially in children, despite the success in dose reduction in CBCT scans achieved by the development of radiation-reducing protocols and reduced field of view (FOV) sizes. There are only conventional 2D or 3D cephalometric analyses requiring large FOVs and higher effective doses. In the present study a 3D cephalometric analysis with 3D variables was developed inside a reduced FOV. The conventional reference plane, Sella-Nasion (S-N) plane, was replaced by the Frankfurt horizontal (FH) plane. The results of this new 3D cephalometric analysis within a reduced FOV should be equivalent to the results of the standard 2D or 3D cephalometric analysis within a large FOV.

Materials and methods CBCT scans of 38 patients were examined with a conventional 3D full-size cephalometric analysis within a large FOV and the same

data sets were also analysed with a new 3D reduced cephalometric analysis within a reduced FOV.

A total of 20 skeletal and dental standard variables of the full-size analysis were compared with 22 alternative variables of the reduced analysis.

Statistical analysis was performed to prove mathematic relation between standard and alternative variables.

Results The mathematic relation between standard and alternative variables could be described with a coefficient of determination (R^2) between 0.15 and 0.95 ($p < 0.001 - 0.055$). All relations showed significance, except for the relation between SNA ($^\circ$) and its alternative Po_R-Or_R-A ($^\circ$). It was shortly not significant ($R^2 = 0.15$, $p = 0.055$). A second variable to SNA ($^\circ$), Ba_A (mm), showed a stronger relation ($R^2 = 0.28$, $p = 0.003$).

Conclusions The present study shows that other reference planes can also lead to reliable results in cephalometric analyses. All standard variables that are related to the S-N plane could be replaced by alternative variables that are related to the reference plane FH. Mathematic relations between standard variables and alternative variables of different strengths could be calculated. In follow-up studies more reliable reference points for the coordinate system and the variables should be found.

Clinical relevance Reduced FOVs can meet the requirements of 3D cephalometric analyses and make the application of CBCT scans possible for orthodontic diagnostics and treatments, especially in children. Through dose reduction an access to all the advantages that 3D radiographs have over 2D radiographs seems to be possible at least in specific indications.

2 Einleitung

2.1 Bildgebungsverfahren in der Kieferorthopädie – Forschungsstand

Röntgenologische Bildgebungsverfahren sind essentieller Bestandteil kieferorthopädischer Diagnostik. Sie bilden mit der Modellanalyse, den Foto-Analysen und der klinischen Untersuchung am Patienten wichtige Grundpfeiler und liefern einen Überblick zu dentalen, dentoalveolären und skelettalen Abweichungen, den Beziehungen zwischen fazialen Weichgeweben und dento-maxillofazialen Strukturen [1]. Die bildgebenden Verfahren sollen möglichst viel Aussagekraft haben und gleichzeitig soll der in der Kieferorthopädie häufig junge Patient einer möglichst geringen Strahlung ausgesetzt werden. Derzeit findet hierzu das Prinzip „ALADAIP“ (as low as diagnostically acceptable being indication-oriented and patient specific) Anwendung, welches die Forderung nach einer diagnostisch adäquaten Bildqualität für die jeweilige Indikation bei einer möglichst geringen effektiven Dosis darstellt [2]. Das bedeutet zur Auswahl eines geeigneten röntgenologischen Bildgebungsverfahrens für die kieferorthopädische Behandlungsplanung müssen die jeweilige Strahlendosis gegen Indikation und klinischen Nutzen abgewogen werden.

Es stehen heute mit der Panoramaschichtaufnahme (PSA) und dem Fernröntgenseitenbild (FRS) konventionelle 2D-Verfahren und seit fast zwei Jahrzehnten mit der Digitalen Volumentomographie (DVT) auch ein 3D-Verfahren zur Verfügung.

Mithilfe der digitalen Volumentomographie können anatomische Strukturen samt Hart- und Weichgewebe sowie innere Schädelstrukturen überlagerungsfrei und mit hoher Aussagekraft abgebildet werden. Diese Technik bietet eine Übersicht über apikale Vorgänge und das peridentale Knochenangebot wodurch Rezessionen und Fenestrationen während kieferorthopädischer Zahnbewegungen vermieden werden und Wurzelresorptionen in früheren Stadien erkannt werden können. Die 3D-Aufnahmen sind den 2D-Aufnahmen in Präzision und Zuverlässigkeit bei kephalometrischen Messungen überlegen [3].

Die Strahlenbelastung des DVT ist jedoch gegenüber konventionellen Röntgenaufnahmen wie der PSA oder dem FRS erhöht [1,2,4].

Daher gilt die Kombination aus PSA und FRS trotz Nachteilen wie Distorsion, Vergrößerung, Doppelkonturen, Überlagerungen, fehlenden Abbildungsschärfen und Patientenjustierung noch immer als Standard für die kieferorthopädische Diagnostik und Therapieplanung [5].

In den letzten Jahren konnte die effektive Dosis bei DVT-Aufnahmen erfolgreich verringert werden. Eine Vielzahl an Studien konnte zeigen, dass (ultra) low-dose Protokolle, die IADR-Digitale Volumentomographie (indikationsabhängige dosisreduzierte DVT) und mA-reduzierte Protokolle die Anfertigung von DVTs mit einer relativ geringen effektiven Dosis und gleichzeitig klinisch akzeptabler Bildqualität erlauben. So kann mit einem großen Field of view (FOV) von 20x17 cm eine effektive Dosis von 12,3 bis 18 μ Sv und mit einem kleineren FOV von 13x16 cm eine effektive Dosis von 11,4 μ Sv erreicht werden [6-10]. Die Optimierung der Einstellparameter sollte selbstverständlich nicht zu Lasten der diagnostischen Aussagekraft der Aufnahmen aufgrund insuffizienter Strahlendosis gehen [11]. Eine klinisch akzeptable Bildqualität in Verbindung mit einer geringen effektiven Dosis kann durch eine ausgewogene Balance zwischen Voxelgröße und individuell einstellbarer Größe des FOV erreicht werden [2,8,10,12]. Eine Reduktion der Strahlenbelastung bei DVTs kann zum einen durch die Anwendung strahlenreduzierender Aufnahmeprotokolle erreicht werden und zum anderen ausgesprochen effektiv durch die Reduktion der Größe des FOVs [13]. Dadurch ist die Möglichkeit entstanden, den Indikationsbereich für die dosisreduzierte DVT-Technologie gegebenenfalls zu erweitern. In verschiedenen Studien wurde dies bereits angeregt. In einer aktuellen Untersuchung zur Indikation des DVT konnte gezeigt werden, dass dosisreduzierte DVT-Aufnahmen selbst in strahlensensitiven Bereichen wie der Kinderzahnheilkunde (Lippen-Kiefer-Gaumen Spalten, periapikale Läsionen, impaktierte Zähne, Prä-Autotransplantationen) und der Kieferorthopädie (3D kephalometrische Analysen, Zwischendiagnostik von Behandlungsergebnissen) zur Anwendung kommen können [14]. Desweiteren ist inzwischen in der Literatur die Aussage zu finden, dass DVT-Aufnahmen den konventionellen Röntgenaufnahmen wie PSA und FRS in spezifischen

Indikationen überlegen sind [1]. Als Indikation für die Anfertigung eines DVTs gilt inzwischen die Darstellung ektopischer oder impakterter Zähne, der pharyngealen Atemwege, der Einsatzorte für Mini-Implantate, kraniofazialer Abweichungen, der Sinusanatomie oder Sinuspathologie, die Bewertung von Wurzelresorptionen und des peridental Knochengebotes vor kieferorthopädischen Zahnbewegungen, die Entwicklung des Kiefergelenks oder die Planung und Evaluation von orthognathen Operationen. Eine Indikation für die Anfertigung eines DVTs kann dann vorliegen, wenn der Patient davon profitieren kann und der Behandlungserfolg sich im Vergleich zur ausschließlichen Anwendung von konventionellen 2D Röntgenaufnahmen verbessert [1,13].

Die effektive Dosis von 2D-Bildgebungsverfahren konnte ebenfalls weiter reduziert werden. Die effektive Dosis einer PSA wird in der Literatur derzeit zwischen 6 - 38 μSv [13,15] angegeben und die effektive Dosis eines FRS wird zwischen 2 - 10 μSv [13,15] angegeben. Speziell für kieferorthopädische Zwecke wird die Strahlenbelastung einer PSA jedoch mit 17,6 μSv angegeben, denn diese ist abhängig von der Größe des Patienten und der Einblendung [16]. Als relativ ungeeignet gelten konventionelle 2D-Röntgenaufnahmen meist für die Lokalisation von impaktierten und verlagerten Eckzähnen, der Darstellung von Wurzelabweichungen beziehungsweise von Wurzelresorptionen oder ankylotischen Prozessen [17]. Auch kann eine faziale Asymmetrie die Zuverlässigkeit von 2D-kephalometrischen Analysen beeinträchtigen [18].

Es sollten bei Vergleichen zwischen konventionellen 2D-Röntgengeräten und DVT-Geräten generell die Gerätegenerationen, die Aufnahmeprotokolle und insbesondere die verschiedenen Berechnungsgrundlagen der effektiven Dosis (IRCP 1990 und IRCP 2007) berücksichtigt werden [19]. Aufgrund der Änderung der Gewebewichtungsfaktoren in den Berechnungen der effektiven Dosis zwischen IRCP 1990 und IRCP 2007 kann es bei Vergleichen zwischen verschiedenen Röntgengeräten beziehungsweise Röntgentechniken zu großen Standardabweichungen in der effektiven Dosis kommen, wenn IRCP 1990- und IRCP 2007-konforme Studien miteinander verglichen werden.

Das Resultat der Dosisreduktionen ist nun eine annähernde Angleichung der Strahlendosis von konventionellen 2D-Röntgenaufnahmen (PSA und FRS) und strahlenreduzierter 3D-Röntgenaufnahmen (DVT) [13]. Damit scheint der einzige dominierende Vorteil der 2D-Bildgebungsverfahren – die geringere Strahlenbelastung – gegenüber der DVT-Aufnahme zu schwinden. Eine Neubewertung der beiden Bildgebungsverfahren erscheint in diesem Zuge sinnvoll. Unter Beachtung des ALADAIP-Prinzips wäre dazu eine aktuelle Nutzen-Risiko-Abwägung für die Anwendung der Bildgebungsverfahren gerechtfertigt.

Faktoren wie Aufnahmeparameter, Bildqualität, effektive Dosis, spezifische Indikation und nicht zuletzt der individuelle Patient (Größe, Alter) haben einen wichtigen Einfluss auf das Ergebnis der Risiko-Nutzen-Abwägung. Aus dem Zusammenspiel dieser Faktoren entsteht eine komplexe Fragestellung, die es noch mithilfe von zahlreichen verschiedenen wissenschaftlichen Untersuchungen zu beantworten gilt.

Demnach ist es zum Beispiel für die Anwendung des DVTs in der Kieferorthopädie wichtig abzuklären, mithilfe welcher individueller Einstellungen der Aufnahmeparameter des DVTs (kV-Wert, mA-Wert, Voxelgröße und in Bezug auf kephalometrische Analysen besonders die FOV-Größe) welche Bildqualität erreicht werden kann. Objektive Methoden zur Messung der Bildqualität könnten helfen die optimale effektive Dosis für jede einzelne diagnostische Aufgabe zu ermitteln. Auch der Vergleich verschiedener DVT-Geräte wäre dann einfacher [20]. Um das FOV für DVTs in der Kieferorthopädie verkleinern zu können, ist es notwendig herauszufinden, ob eine kephalometrische Analyse in einem reduzierten FOV alle wichtigen diagnostischen Aufgaben erfüllen kann.

Es fehlen bisher standardisierte Studien, die die erforderliche Bildqualität (und somit die erforderliche effektive Dosis) für jede einzelne Indikation festlegen [2]. Eine klare Aussage für die klinische Anwendung des DVT in der Kieferorthopädie von anerkannten Organisationen oder Fachgesellschaften gibt es derzeit noch nicht, denn die Verbesserung des Behandlungserfolges mittels DVT beziehungsweise der exakte Wert des DVT im Vergleich zu konventionellen 2D

Röntgenaufnahmen müsste noch in randomisierten klinisch kontrollierten Studien nachgewiesen werden [13].

Bisher gibt es kephalometrische Analysen nur für große FOVs (in 2D und 3D). Es muss für die Reduktion des FOV zunächst eine neue kephalometrische 3D-Analyse innerhalb eines reduzierten FOVs erstellt werden. Das reduzierte FOV für die Darstellung aller knöcherner Referenzpunkte zwischen Frankfurter Horizontale (FH) und knöchernem Kinn wurde bereits in einer vorangegangenen Arbeit von Stahlkopf [21] ermittelt. Da es in der Literatur sehr viele uneinheitliche Definitionen über Größen der FOVs gibt, kann es zu Missverständnissen kommen, wenn beispielsweise die effektive Dosis verschiedener Bildgebungsverfahren oder verschiedener Geräte miteinander verglichen werden soll. Um Klarheit zu schaffen, wird in der vorliegenden Arbeit nur von einer (konventionellen) full-size Analyse in einem großen FOV (Maxillofazialer Komplex, Nase und Kinn) und einer reduzierten Analyse in einem reduzierten FOV (knöcherne Strukturen auf und unterhalb der FH, Kinn, zylindrisches FOV mit einer maximalen Größe von 12,88 cm Höhe x 16,48 cm Durchmesser für Erwachsene und 11,94 x 15,87 cm für Jugendliche, [21]) gesprochen.

Allgemeine Beispiele für FOVs zeigt Abbildung 2, wobei dies nur eine Auswahl darstellt.

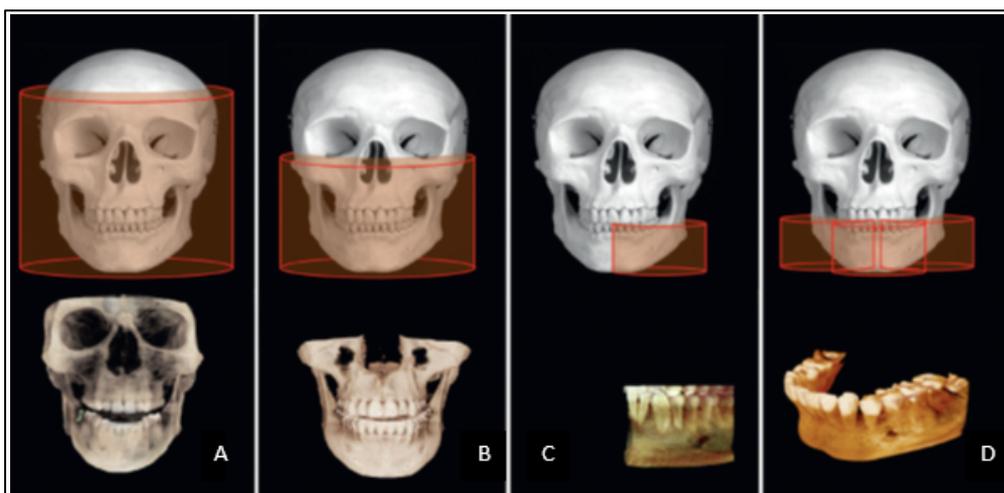


Abbildung 2 Beispielhafte Darstellung verschiedener Größen von FOVs, **A** großes FOV **B** mittleres FOV (bzw. ähnlich dem reduzierten FOV in dieser Arbeit), **C,D** indikationsabhängige FOVs [22]

Für die Verkleinerung des FOV wird die Sella-Nasion-Ebene (S-N-Ebene) als Referenzebene in einer 3D-standard-kephalometrischen Analyse durch die FH-Ebene als neue Referenzebene ersetzt. Die kraniale Begrenzung des großen FOV wird damit von der S-N-Ebene zur FH-Ebene verschoben. Hierbei soll sich nur die Höhe des großen FOV verringern. Der Durchmesser des zylindrischen FOV bleibt konstant. Er könnte möglicherweise, je nach individueller Anatomie des Patienten, ebenfalls verringert werden.

Alle Referenzpunkte der reduzierten Analyse befinden sich auf oder unterhalb der FH-Ebene. Die Ergebnisse sollen mit denen einer konventionellen 3D-full-size Analyse verglichen werden.

Mit der Erstellung einer kephalometrischen 3D-Analyse innerhalb eines reduzierten FOVs und dem Vergleich der Ergebnisse dieser reduzierten Analyse und den Ergebnissen einer Standard-3D-Analyse befasst sich die vorliegende Arbeit.

2.2 DVT Technologie

Die digitale Volumentomographie ist ein dreidimensionales röntgenologisches Bildgebungsverfahren zur Darstellung knöcherner Strukturen und in bestimmten Grenzen auch von Weichteilstrukturen. Während einer DVT-Aufnahme wird das Objekt in einem Umlauf einandergegenüberliegender Röntgenröhre und Detektor auf einer kreisförmigen Bahn mit einem pyramidenförmigen Strahlenbündel erfasst. Zur Minimierung der Strahlenexposition des Patienten wird das Strahlenbündel je nach erforderlicher Größe des FOV eingegrenzt [23]. Es wird eine Vielzahl an 2D-Projektionsaufnahmen angefertigt, aus denen anschließend ein 3D-Volumen des zu untersuchenden Objektes berechnet wird. Der entstandene Rohdatensatz kann dazu verwendet werden, verschiedenste koronale, sagittale und axiale Ansichten zu generieren [23].

Moderne DVT-Geräte bieten verschiedene individuelle Einstellparameter für eine optimale Bildgebung je nach Indikationsstellung an.

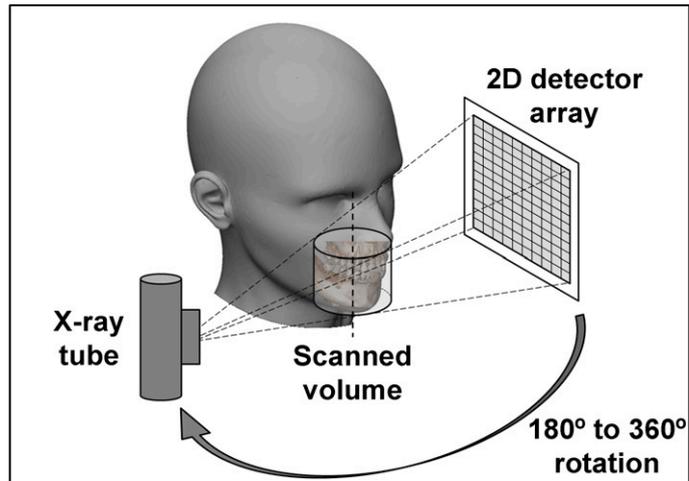


Abbildung 1 Schematische Darstellung der DVT-Röntgentechnik, Für die Erstellung vieler einzelner 2D-Projektionsaufnahmen bewegen sich Röntgenröhre und Detektor auf einer kreisförmigen Bahn um das Objekt herum. Anschließend wird ein 3D-Volumen aus den 2D-Projektionsaufnahmen berechnet. [23]

Dosisreduktion

Es gibt viele Ansatzpunkte, mithilfe derer die effektive Dosis von DVT-Aufnahmen heute reduziert werden kann.

Die effektive Dosis bei der DVT-Röntgentechnik wird beeinflusst durch das jeweilige Röntgengerät, das angewandte Aufnahme-Protokoll sowie die Größe und Position des FOV in Relation zu strahlenempfindlichen Organen.

Aufnahmeparameter wie kV-Wert, mA-Wert, FOV-Größe und Voxelgröße haben Auswirkungen auf die Bildqualität (z.B. Auflösung, Anzahl der Projektionsaufnahmen, Umlaufwinkel) und die Strahlendosis [23,24].

Die effektivste Methode zur Reduktion der Strahlenbelastung bei einer DVT-Aufnahme ist die Verkleinerung des FOV [13]. Die passende Größe des FOV sollte sich daher an der Größe der Region von Interesse (region of interest, ROI) orientieren. Auch sollten alle weiteren Einstellparameter individuell an den Patienten und die diagnostische Aufgabe angepasst werden [24]. Desweiteren ist je nach Einblendung ein Schilddrüsenschild beziehungsweise eine Schutzschürze für den Oberkörper notwendig, um die Strahlenexposition von strahlensensitiven Organen außerhalb des FOV weitestgehend zu verhindern. Der Einsatz von automatisierten Expositionsprotokollen oder der manuellen Einstellung der

Intensität kann ebenfalls deutlich zur Reduktion der effektiven Dosis beitragen [25]. Es wird empfohlen eine gepulste Aufnahmetechnik zu verwenden (Herabsetzung der definitiven Scandauer), den mA-Wert und den kV-Wert zu optimieren, die Anzahl der Projektionsaufnahmen (Anzahl der Schichten) zu reduzieren und dosisreduzierende Aufnahmeprotokolle anzuwenden [24]. Die Strahlenbelastung zwischen einem standard-dose oder high-quality Protokoll und einem low-dose Protokoll unterscheidet sich um ein Vielfaches [26]. Es lässt sich feststellen, dass die Bildqualität bei kieferorthopädischen Indikationen trotz Dosisreduktion durch Veränderung des klinischen Protokolls von 90kV auf 80kV und von 4-6 auf 3mA erhalten bleibt [20]. Low-dose Protokolle sollten eine Reduktion des mA-Wertes beinhalten anstelle der Reduktion des kV-Wertes. Die Bildqualität wird so weniger stark herabgesetzt [27].

Durch die Reduktion der Höhe des FOV und auch aufgrund der Verkleinerung des Umlaufwinkels von 360° auf 180° sinkt die Scandauer. Folglich sinkt auch die Strahlenbelastung. Dabei sollte unbedingt beachtet werden, dass das FOV tatsächlich in seiner Höhe reduziert wird und nicht lediglich nach kaudal verschoben wird. Dies würde andernfalls dazu führen, dass die effektive Dosis durch Bestrahlung der strahlensensitiven Gl. Thyroidea erhöht wird [27].

Die Scandauer kann ebenfalls reduziert werden, wenn die Voxelgröße möglichst gering bleibt, denn auf die Präzision der Aufnahme hat hauptsächlich die Voxelgröße einen Einfluss [28]. Es ist jedoch wichtig zu beachten, dass bei einigen DVT-Geräten eine Veränderung des FOVs automatisch zu einer Veränderung der Aufnahmeparameter führt. So sind zum Beispiel Voxel-Größe und FOV-Größe bei vielen DVT-Geräten miteinander verknüpft. Kleinere Voxel-Größen in Verbindung mit kleinen FOVs können die effektive Dosis erhöhen, da die Expositionszeit sich verlängert, um adäquate Bilder zu erhalten [8].

2.3 Fragestellung

Ziel dieser Arbeit ist es, die Ergebnisse der 3D-reduzierten Analyse mit denen der 3D-full-size Analyse zu vergleichen und durch den Nachweis einer ausreichend

starke mathematische Beziehung zwischen beiden Analysen zu zeigen, dass reduzierte FOVs die Anforderungen von 3D-kephalometrischen Analysen erfüllen können und dass sie den gleichen Aussagewert haben können wie konventionelle (2D-oder 3D-) full-size Analysen.

3 Methodik

3.1 Entwicklung der reduzierten kephalometrischen Analyse

Das reduzierte FOV wurde bereits von Stahlkopf untersucht und es konnte eine erforderliche maximale Größe von 12,88 cm (Höhe) x 16,48 cm (Durchmesser) für Erwachsene und 11,94 cm x 15,87 cm für Jugendliche ermittelt werden, um verlässlich alle Knochenreferenzpunkte abbilden zu können, die zwischen der FH und dem knöchernen Kinn liegen [21]. Der von Stahlkopf vorgeschlagene Zylinder könnte je nach individueller Patientengröße auch kleiner sein.

Die genauen Abmaße des reduzierten FOV wurden in dieser Arbeit nicht eingehender betrachtet. Es sollte ermittelt werden, ob mit dem Ersatz der Referenzebene S-N (in einer konventionellen 3D-kephalometrischen Analyse in einem großen zylindrischen FOV) durch die kaudalere Referenzebene FH das FOV reduziert werden kann ohne dabei an diagnostischer Aussagekraft zu verlieren. Die kraniale Begrenzung des FOV veränderte sich, der Durchmesser des FOV blieb gleich.

Zu Beginn wurde nach dem Vorbild einer konventionellen 2D-kephalometrischen full-size Analyse zunächst eine ebenfalls konventionelle 3D-full-size Analyse erstellt. Anschließend wurde die Referenzebene S-N durch die Referenzebene FH ersetzt. Für alle Variablen mit Bezug zur S-N-Ebene wurden eine oder mehrere Alternativen gesucht, die allein durch Referenzpunkte mit Bezug zur FH-Ebene definiert werden konnten. Daraus wurde eine 3D-reduzierte Analyse innerhalb des reduzierten FOV erstellt. Aus Gründen der Übersicht wird hier nur auf die zur Verkleinerung des FOV nötigen Referenzpunkte und Variablen eingegangen.

Abbildung 3 zeigt das große FOV und das reduzierte FOV in der koronalen, sagittalen und axialen Ansicht. Darin wurde beispielhaft die Distanz zwischen rechtem Porion (Po_R) und linkem Porion (Po_L) mit 108,63 mm gemessen, wodurch sich andeutet, dass die beiden lateralsten Referenzpunkte der reduzierten Analyse, Po_R und Po_L, innerhalb des reduzierten FOV zu liegen

scheinen. Hier spielt die individuelle Kopfgröße des Patienten selbstverständlich eine große Rolle.

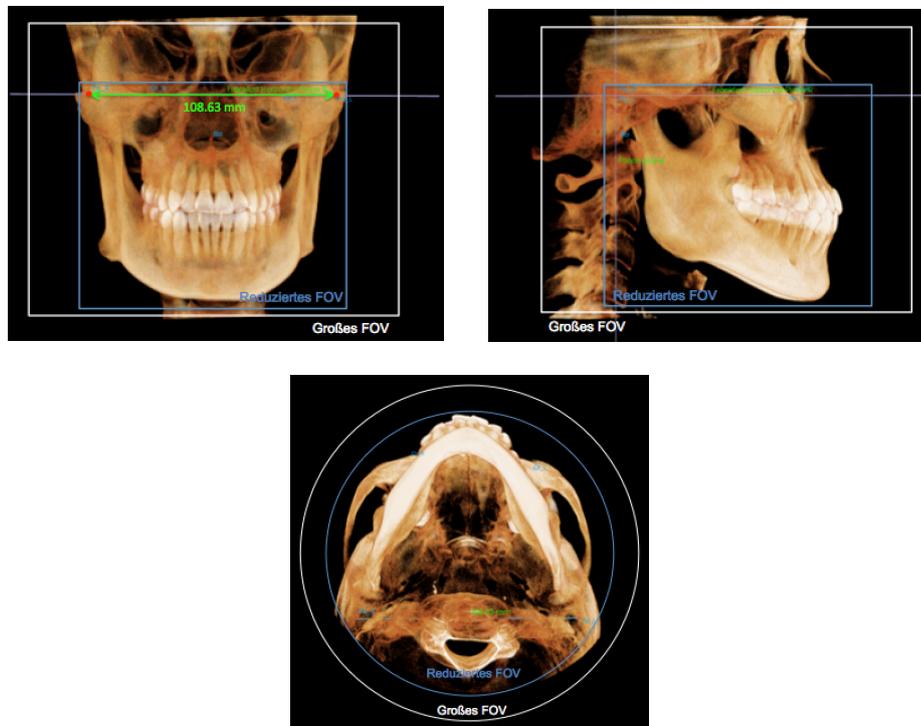


Abbildung 3 Darstellung des großen FOV und des reduzierten FOV in koronaler, sagittaler und axialer Ansicht. Der Abstand zwischen Po_R und Po_L ist exemplarisch mit einer Distanz von 108,63 mm gemessen. [29]

Der Zylinder des reduzierten FOV beinhaltet die skelettale Maxilla und Mandibula mit allen Zähnen und radiologisch sichtbaren Zahnkeimen. Er ist kaudal begrenzt durch das Menton (Me) und ventral durch die oberen Inzisivi, das Pogonion (Pog) oder die unteren Inzisivi, je nach individueller Anatomie des Patienten. Die Region des Kiefergelenks wird eingeschlossen durch die Fossa mandibularis des Os temporale und den Porus acusticus externus (Po) als dorsale und kraniale Begrenzung.

Eine Übersicht über die in dieser Arbeit verwendeten Referenzpunkte zeigen Abbildung 4, 5 und 6 sowie Tabelle 1. Alle 3D-Referenzpunkte wurden zuvor durch Fischer [30] teilweise nach der Vorlage von anthropometrischen Punkten weiterentwickelt oder komplett neu definiert. Die Definitionen entsprechen den drei Ebenen des Raumes – koronal, sagittal, axial. Alle 3D-Referenzpunkte wurden mit

Hilfe des Slice locators in INVIVO 5.4 und der exakten Definition von Fischer [30] manuell gesetzt und auf die Midsagittal-Ebene projiziert.

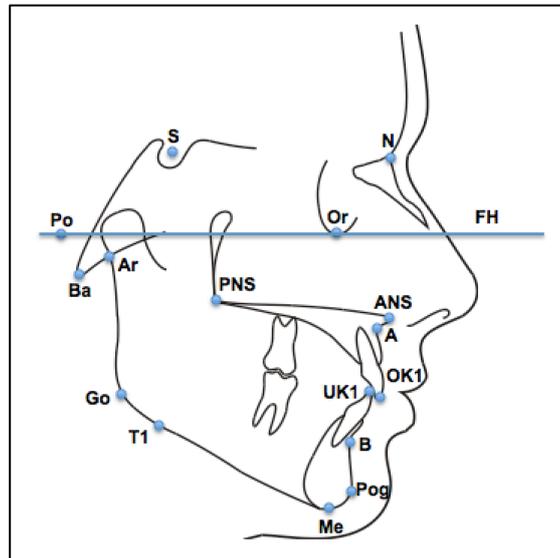


Abbildung 4 Schematische 2D-Darstellung der Referenzpunkte der full-size Analyse und der reduzierten Analyse

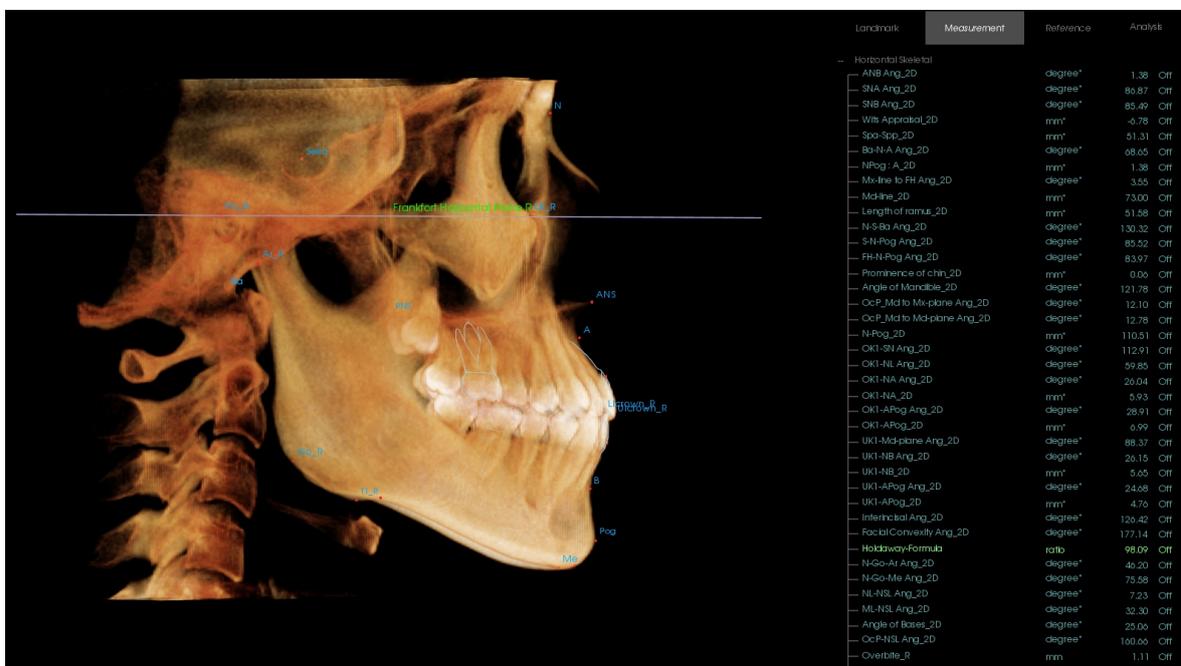


Abbildung 5 Referenzpunkte der full-size Analyse (Referenzebene S-N) [29]

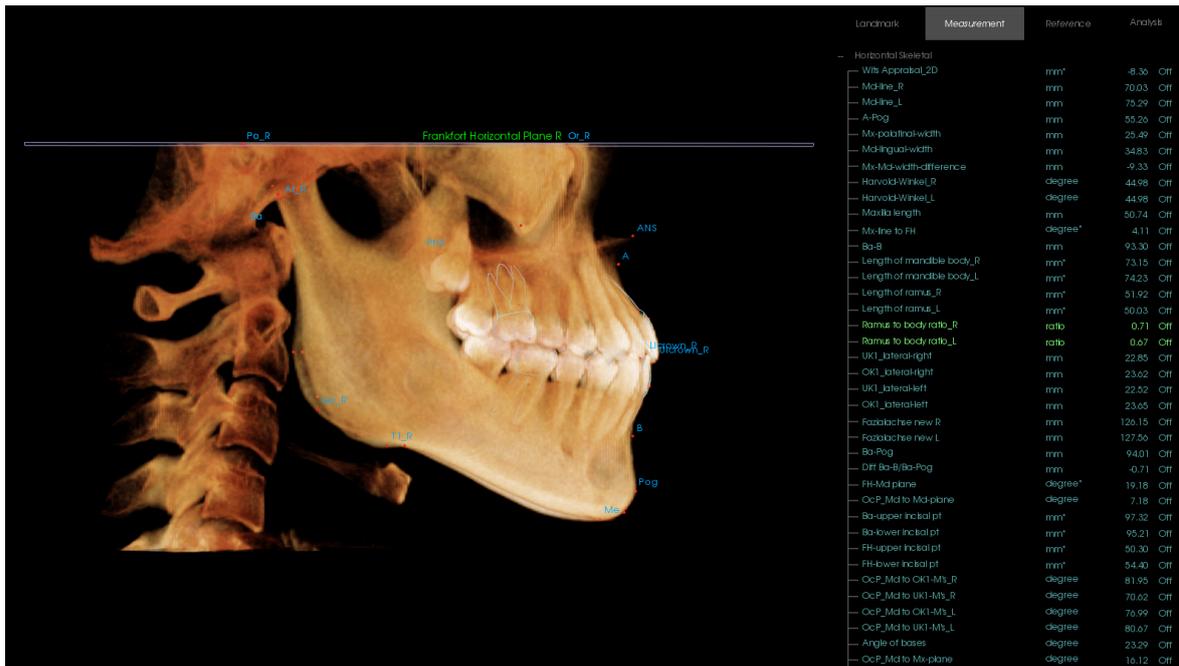


Abbildung 6 Referenzpunkte der reduzierten Analyse (Referenzebene FH) [29]

Tabelle 1 Kurzübersicht der Referenzpunkte in der full-size Analyse und der reduzierten Analyse (aus der Dissertation von Daniela Fischer [29,30])

Referenzpunkt	Name	Definition
A	A-Punkt	Der posteriorste Punkt in der Konkavität zwischen ANS und Prosthion auf der Midsagittal-Ebene
ANS	Spina nasalis anterior	Anteriorster Punkt der Maxilla
Ar	Articulare	Verbindung der hinteren Ramusebene und des Schläfenbeins des Schädels
B	B-Punkt	Der posteriorste Punkt in der Konkavität zwischen dem Kinn und den Alveolarfortsätzen der Mandibula der Midsagittal-Ebene
Ba	Basion	Kaudalster Punkt am vorderen Rand des Foramen magnum in der Midsagittal-Ebene
Go	Gonion	Der äußerste Punkt auf dem Winkel, der durch die Verbindung des Ramus und des Körpers der Mandibula gebildet wird
Me	Menton	Kaudalster Punkt der Unterkiefersymphyse in der Midsagittal-Ebene
N	Nasion	Die Suture zwischen Os frontale und Os nasale in der Midsagittal-Ebene
Or	Orbitale	Der kaudalste Punkt am Infraorbitalrand
PNS	Spina nasalis posterior	Der posteriorste Punkt auf der Sagittalebene des knöchernen harten Gaumens auf der Midsagittal-Ebene
Po	Porion	Der kranialste Punkt am äußeren Gehörgang

Pog	Pogonion	Der anteriorste Punkt auf der Symphyse der Mandibula in der Midsagittal-Ebene
Sella	Sella	Zentrum der konstruierten Sella Turcica in der Midsagittal-Ebene
T1		Der kaudalste Punkt des Kieferwinkels in Bezug auf das Korpus mandibulae
OK-1		zentralster Inzisalpunkt des ersten rechten oberen Schneidezahns
UK-1		zentralster Inzisalpunkt des ersten rechten unteren Schneidezahns

Eine Auflistung der Variablen, für die eine Alternative gesucht wurde, und die entsprechenden Alternativen zeigt Tabelle 2.

Tabelle 2 Vergleich full-size Analyse (Referenzebene S-N) und reduzierte Analyse (Referenzebene FH) [29]

full-size Analyse	reduzierte Analyse Alternative 1	reduzierte Analyse Alternative 2
SNA (°)	Po_R-Or_R - A (°)	Ba - A (mm)
Ba-N-A (°)	Ba_Or_R-A (°)	
NPog:A (mm)	Or_R-Pog:A (mm)	Diff Ba-A/Ba-Pog (mm)
NL-NSL (°)	Mx-line to FH_R (°)	
N-S-Ba (°)	Ba-Po_R-Or_R (°)	
SNB (°)	Po_R-Or_R-B (°)	Ba-B (mm)
S-N-Pog (°)	Po_R-Or_R-Pog (°)	
FH-N-Pog (°)	Po_R-Or_R-Pog (°)	
Pog:NB (mm)	Diff Ba-B/Ba-Pog (mm)	
ML-NSL (°)	FH-Md-plane (°)	
N-Go-Ar (°)	Or_R-Go_R-Ar (°)	
N-Go-Me (°)	Or_R-Go_R-Me (°)	
ANB (°)	Diff Ba-B/Ba-A (mm)	
OK1-SN (°)	OK1-FH_R (°)	
OK1-NA (°)	OK1_R-A-Pog (°)	
OK1:NA (mm)	OK1_R:APog (mm)	
UK1-NB (°)	UK1_R-A-Pog (°)	
UK1:NB (mm)	UK1_R:A-Pog (mm)	
N-A-Pog (°)	Diff Ba/Ba-Pog (mm)	

Holdaway Formel (%)

New Holdaway Formula:

Diff Ba-UK1_R/Ba-Pog (mm)

Das Koordinatensystem in den korrespondierenden Ebenen wurde aufgestellt durch Basion (Ba), Porion (Po) und Orbita (Or) aufgrund deren guter Reproduzierbarkeit [31,32]. Tabelle 3 und Abbildung 7 geben eine Übersicht zur Struktur des für die full-size Analyse und die reduzierte Analyse verwendeten Koordinatensystems.

Tabelle 3 Koordinatensystem full-size Analyse und reduzierte Analyse [29]

Ursprung	Basion
1.) Basionhorizontale - XY Horizontalebene	Porion_R + Orbita_L + Orbita_R
2.) Basionvertikale - XZ Frontalebene	Po_R + Po_L senkrecht zur FH durch Basion
3.) Basionsagittale - YZ Midsagittal-Ebene	senkrecht zu 1.) und 2.) und durch Basion

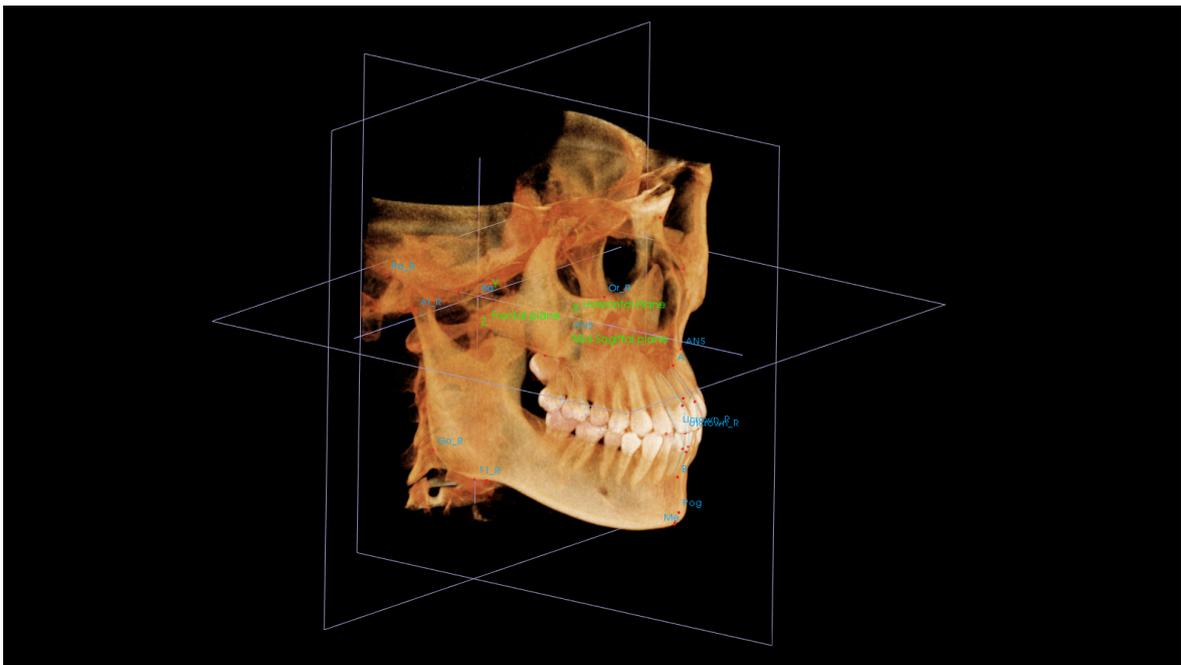


Abbildung 7 Darstellung des in der full-size und reduzierten Analyse verwendeten Koordinatensystems [29]

Tabelle 4 gibt eine Übersicht zu den Variablen aus der full-size Analyse und der reduzierten Analyse.

Tabelle 4 Definition der Variablen der full-size Analyse und reduzierten Analyse [29]

Variable	Definition
full-size Analyse	
SNA (°)	Winkel zwischen S, N und A, Lage des A-Punktes zur vorderen Schädelbasis
Ba-N-A (°)	Winkel zwischen Ba, N und A, sagittale Position der Maxilla zum Schädel
NPog:A (mm)	Gesichtskonvexität, Abstand des Subspinale A zur Gesichtsebene N-Pog, Konvexität des A-Punktes
NL-NSL (°)	Neigung der Maxilla zur Schädelbasis
N-S-Ba (°)	Winkel zwischen N, S und Ba, Relation des Clivus zur Schädelbasis
SNB (°)	Winkel zwischen S, N und B, Lage des B-Punktes zur vorderen Schädelbasis
S-N-Pog (°)	Winkel zwischen S, N und Pog, sagittale Position der Mandibula
FH-N-Pog (°)	Winkel zwischen FH und N-Pog, Gesichtstiefe, Mandibulaposition zum Schädel
Pog:NB (mm)	Kinnprominenz, Lage des Kinns in Relation zur Linie N-B
ML-NSL (°)	Neigung der Mandibula in Bezug zur vorderen Schädelbasis
N-Go-Ar (°)	oberer Gonionwinkel
N-Go-Me (°)	unterer Gonionwinkel
ANB (°)	Winkel zwischen A, N und B, sagittale Relation der Maxilla zur Mandibula
OK1-SN (°)	Inklination des rechten oberen Inzisivus zur vorderen Schädelbasis
OK1-NA (°)	Inklination des rechten oberen Inzisivus zur NA-Linie
OK1:NA (mm)	sagittale Position des rechten oberen Inzisivus zur NA-Linie
UK1-NB (°)	Inklination des rechten unteren Inzisivus zur NB-Linie
UK1:NB (mm)	sagittale Position des rechten unteren Inzisivus zur NB-Linie
N-A-Pog (°)	Winkel zwischen N, A und Pog, Konvexität des Gesichts, Skeletprofil nach Subtelny
Holdaway Formel (%)	Verhältnis zwischen OK1-NB und Pog-NB
Variable	
Definition	
reduzierte Analyse	
Po_R-Or_R-A (°)	Winkel zwischen FH_R und Or_R-A Linie, Lage des A-Punktes zur FH
Ba-A (mm)	Lage des A-Punktes in Relation zur Basionvertikalen
Ba_Or_R-A (°)	Position der Maxilla zum Schädel, Winkel zwischen Ba, Or_R und A
Or_R-Pog:A (mm)	Konvexität des A-Punktes zur Linie Or_R-Pog, Lage des A-Punktes in Relation zur Strecke Or_R-Pog
Diff Ba-A/Ba-Pog (mm)	Differenz zwischen Strecke Ba-A und Ba-Pog, Lage des A-Punktes in Relation zu Pog
Mx-line to FH_R (°)	Winkel zwischen Maxilla-Linie und FH_R, Neigung der Maxilla zur FH
Ba-Po_R-Or_R (°)	Winkel zwischen Ba-Po_R und FH
Po_R-Or_R-B (°)	Winkel zwischen FH und Or_R-B, Lage des B-Punktes zur FH
Ba-B (mm)	Lage des B-Punktes in Relation zur Basionvertikalen

Po_R-Or_R-Pog (°)	Winkel zwischen FH und Or_R-Pog, sagittale Position der Mandibula
Diff Ba-B/Ba-Pog (mm)	Differenz zwischen Strecke Ba-B und Ba-Pog, Lage des Kinns zur Basionvertikalen, Kinnprominenz
FH-Md-plane (°)	Neigung der Mandibula zur FH, Winkel zwischen FH und Mandibula-Linie
Or_R-Go_R-Ar (°)	oberer Gonionwinkel, Winkel zwischen Or_R-Go und Go_R-Ar
Or_R-Go_R-Me (°)	unterer Gonionwinkel, Winkel zwischen Or_R-Go und Go_R-Me
Diff Ba-B/Ba-A (mm)	Differenz zwischen Strecke Ba-B und Ba-A, sagittale Relation der Maxilla zur Mandibula
OK1-FH_R (°)	Inklination des rechten oberen Inzisivus zur FH
OK1_R:A-Pog (°)	Inklination des rechten oberen Inzisivus zur A-Pog-Linie
OK1_R:A-Pog (mm)	sagittale Position des rechten oberen Inzisivus zur A-Pog-Linie
UK1_R:A-Pog (°)	Inklination des rechten unteren Inzisivus zur A-Pog-Linie
UK1_R:A-Pog (mm)	sagittale Position des rechten unteren Inzisivus zur A-Pog-Linie
Diff Ba-A/Ba-Pog (mm)	Konvexität des Gesichts, Differenz zwischen Strecke Ba-A und Ba-Pog, sagittale Relation der Maxilla zur Mandibula
New Holdaway Formula: Diff Ba-UK1_R/Ba-Pog (mm)	Differenz zwischen Ba-UK1 und Ba-Pog

3.2 Datenerhebung

Für die Gewinnung der Daten wurden retrospektiv insgesamt 38 anonymisierte Patientendatensätze (n = 38) aus dem Langzeitarchiv des Institut MESANTIS 3D DENTALRADIOLOGICUM (Berlin, München, Hamburg) ausgewählt. Für alle Aufnahmen bestand eine rechtfertigende Indikation zur Anfertigung nach der S2k-Leitlinie der DGZMK (2013).

18 weibliche und 20 männliche Patienten zwischen 7 und 43 Jahren mit einem durchschnittlichen Alter von 20,3 Jahren zu unterschiedlichen Indikationen wurden in die Untersuchung aufgenommen. Es wurden Aufnahmen im Wechselgebiss und im bleibenden Gebiss, in maximaler Interkuspitation, ohne Berücksichtigung der Bisslage ausgewählt. Patienten mit Extraktionen der ersten Molaren oder Nichtanlagen der ersten Inzisivi wurden nicht berücksichtigt.

Alle Aufnahmen wurden mit dem DVT-Gerät „iCAT Next Generation“ (Imaging Sciences International, Hatfield, USA) mit einem FOV von 13 x 16 cm und einer Voxelgröße von 0,25 mm angefertigt.

Die Auswertung der DICOM-Datensätze erfolgte mit der Planungssoftware 3D Ceph Analysis, INVIVO 5.4 (Fa. Anatomage, San José, USA). Die Analysen wurden speziell für diese Arbeit gemeinsam mit der Firma Anatomage programmiert. Der Datenexport und die Datenerfassung erfolgte mit der Software Microsoft Excel 2010. Alle Messungen wurden von einer einzelnen kalibrierten und durch Fachpersonal angeleiteten Person durchgeführt. In dieser Arbeit sollte nicht die Reliabilität der Referenzpunkte untersucht werden, daher wurde auf weitere Untersucher verzichtet.

3.3 Statistische Auswertung

Die Stichprobengröße betrug $n = 38$ und die statistischen Analysen wurden durchgeführt mit der Software IBM SPSS statistics (IBM Corp. Released 2013. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 22.0. Armonk, NY: IBM Corp.).

Zunächst wurde im rein deskriptiven Teil der Datenauswertung die Verteilung der Variablen anhand von Median und Quartilen beschrieben. Im Anschluss erfolgte die Regressionsanalyse. Durch klassisches exploratives Vorgehen sollten mathematische Funktionen gefunden werden, die den Zusammenhang zwischen unabhängiger Einflussvariablen x (Variablen der reduzierten Analyse) und abhängiger Zielgröße y (Variablen der full-size Analyse) erklären können. Es wurden hierfür die klassische lineare Regression und komplexere Zusammenhänge angewandt. Damit sollte nachgewiesen werden, dass die Variablen der reduzierten Analyse ausreichend sind, um gleichwertige Informationen zu erhalten wie bei der full-size Analyse. Die Variable, für die eine Alternative unterhalb der FH gefunden werden soll, heißt abhängige Variable y (Zielvariable). Die alternative Variable unterhalb der FH heißt unabhängige Variable x (Einflussvariable).

Zur Beschreibung der gefundenen Zusammenhänge kamen lineare Funktionen ($y = b_1x + b_0$), quadratische Funktionen ($y = b_2x^2 + b_1x + b_0$), zusammengesetzte Funktionen ($y = b_0b_1^x$), Potenzfunktionen ($y = b_0x^{b_1}$) und eine S-Kurve der Form $\ln(y) = \left(\frac{1}{-b_1 \times (x) + b_0}\right)$ zur Anwendung.

Anhand des jeweils gefundenen Regressionsmodells lässt sich die Stärke des Zusammenhangs zwischen der unabhängigen und der abhängigen Variablen feststellen sowie die Güte der Regression (Bestimmtheitsmaß R^2) und außerdem die Werte des abhängigen Merkmals y aufgrund der unabhängigen Variablen x schätzen beziehungsweise vorhersagen.

Durch die Berechnung des Bestimmtheitsmaßes R^2 wurde die Güte der Vorhersagbarkeit ausgedrückt, das heißt wie gut sich die Zielgröße durch die Einflussgröße vorhersagen lässt. Das Bestimmtheitsmaß R^2 liegt zwischen 0 und 1, wobei 1 eine perfekte Vorhersagbarkeit und 0 keine Vorhersagbarkeit und damit keinen mathematischen Zusammenhang zwischen zwei Variablen zeigt. Für eine Bewertung der Ergebnisse in dieser Arbeit wurde nach der Methode von Sackett [33] das Bestimmtheitsmaß R^2 in eine prozentuale Angabe umgerechnet (siehe Tabelle 5). Werte größer als 50% zeigen eine mittlere Korrelation und wurden als respektabel betrachtet und Werte größer als 75% zeigen eine höhere bis sehr hohe Korrelation.

Tabelle 5 Verbale Einstufung der Größe des Bestimmtheitsmaßes nach der Methode von Sackett [33,29]

Bestimmtheitsmaß R^2	R^2 in %	verbale Interpretation
0,50	50,0 %	mittlere Korrelation
> 0,75	> 75,0 %	sehr hohe Korrelation

Das Bestimmtheitsmaß wird aus der Varianz der Zielvariablen und der erklärten Varianz der Regressionsfunktion berechnet.

Durch eine Varianzanalyse (ANOVA, analysis of variance) wurde der p-Wert berechnet und geprüft, ob das R^2 signifikant ist oder durch Zufall entstanden ist.

Die jeweils gefundenen Zusammenhänge gelten nur für den empirisch untersuchten Bereich. Außerhalb haben festgestellte Zusammenhänge eventuell keine Gültigkeit. Eine Betrachtung wäre hier ohnehin nicht sinnvoll, da es für die meisten Variablen in der Kephalmetrie Normbereiche gibt, innerhalb derer sich die Messwerte befinden.

Das statistische Signifikanzniveau wurde auf $\alpha = 0,05$ festgelegt [29].

4 Ergebnisse

Alle gefunden Zusammenhänge zwischen der full-size und der reduzierten Analyse waren statistisch signifikant ($p \leq 0,05$) mit der Ausnahme des Zusammenhangs zwischen SNA ($^{\circ}$) und Po_R-Or_R-A ($^{\circ}$). Hier ergab sich ein p-Wert von 0,055.

Die Güte der Vorhersagbarkeit (R^2) der signifikanten Zusammenhänge bewegte sich im Bereich zwischen 0,26 und 0,95, wobei hier ebenfalls der minimal nicht signifikante Zusammenhang zwischen SNA ($^{\circ}$) und Po_R-Or_R-A ($^{\circ}$) mit einer geringeren Vorhersagbarkeit von 0,15 auffallend war. Die zweite Alternative für die Variable SNA ($^{\circ}$), Ba-A (mm), zeigte hier einen etwas stärkeren Zusammenhang mit einem R^2 von 0,28 und einem p-Wert von 0,003.

In 34,8% der Zusammenhänge betrug R^2 weniger als 0,50 und in 65,2% der Zusammenhänge betrug R^2 mehr als 0,50.

So bedeutet beispielsweise ein R^2 von 0,153, dass 15,3% der Variabilität der Zielvariablen SNA ($^{\circ}$) durch die Einflussvariable Po_R-Or_R-A ($^{\circ}$) vorhersagbar sind. Dies zeigt einen schwachen Zusammenhang, wohingegen das höchste R^2 von 0,95 angibt, dass 95% der Variabilität der Zielvariablen UK1-NB ($^{\circ}$) durch die Einflussgröße UK1_R-A-Pog ($^{\circ}$) vorhersagbar sind. Dies zeigt einen sehr starken Zusammenhang.

Es wurden jeweils 11 lineare Funktionen, acht quadratische Funktionen, zwei zusammengesetzte Funktionen, eine Potenzfunktion und eine S-Funktion genutzt, um die Zielgröße durch die Einflussgröße bestmöglich vorherzusagen [29].

Tabelle 6 Ergebnisse der Regressionsanalyse [29]

Zielgröße (y)	Einflussgröße (x)	Mathematische Beziehung	R²	p	Regressions- gleichung
SNA (°)	Po_R-Or_R-A (°)	quadratisch	.15	.055	$y=0.051x^2-11.68x+752.06$
	Ba-A (mm)	quadratisch	.28	.003	$y=-0.042x^2+7.83x-278.01$
Ba-N-A (°)	Ba-Or_R-A (°)	quadratisch	.54	< .001	$y=-0.04x^2+6.86x-230.91$
NPog : A (mm)	Or_R-Pog : A (mm)	quadratisch	.53	< .001	$y=0.031x^2+0.11x-1.81$
	Diff Ba-A / Ba- Pog (mm)	quadratisch	.72	< .001	$y=0.001x^2+0.37x+1$
NL-NSL (°)	Mx-line to FH_R (°)	zusammengesetzt	.46	< .001	$y=16.58-0.7x^2$
N-S-Ba (°)	Ba-Po_R- Or_R (°)	linear	.26	.001	$y=0.63x+80.96$
SNB (°)	Po_R-Or_R-B (°)	linear	.40	< .001	$y=0.64x+12.46$
	Ba-B (mm)	quadratisch	.45	< .001	$y=-0.016x^2+2.99x-60.82$
S-N-Pog (°)	Po_R-Or_R- Pog (°)	linear	.42	< .001	$y=0.64x+14.27$
FH-N- Pog (°)	Po_R-Or_R- Pog (°)	linear	.82	< .001	$y=-0.86x+179.57$
Pog : NB (mm)	Diff Ba-B / Ba- Pog (mm)	quadratisch	.73	< .001	$y=0.097x^2-0.54x+0.86$
ML-NSL (°)	FH-Md-plane (°)	quadratisch	.72	< .001	$y=-0.02x^2+1.58x+7.23$
N-Go-Ar (°)	Or_R-Go_R- Ar_R (°)	linear	.87	< .001	$y=0.86x+1.09$

N-Go-Me (°)	Or_R-Go_R- Me (°)	linear	.81	< .001	y=1.21x-9.48
ANB (°)	Diff Ba-B / Ba- A (mm)	linear	.72	< .001	y=-0.41x+1.49
OK1-SN (°)	OK1-FH_R (°)	linear	.88	< .001	y=0.93x-2.30
OK1-NA (°)	OK1_R-APog (°)	Potenz	.74	< .001	y=0.35·x ^{1.23}
OK1 : NA (mm)	OK1_R : APog (mm)	linear	.56	< .001	y=0.68x-0.57
UK1-NB (°)	UK1_R-APog (°)	S-Kurve	.95	< .001	y=exp(- 24.35/x+4.31)
UK1 : NB (mm)	UK1_R : APog (mm)	linear	.67	< .001	y=0.81x+3.23
N-A-Pog (°)	Diff Ba-A / Ba- Pog (mm)	linear	.65	< .001	y=-0.64x+176.72
UK1 : NB to Pog : NB (mm)	Diff Ba-UK1_R / Ba-Pog (mm)	zusammengesetzt	.39	< .001	y=0.76·1.19 ^x

4.1 Lineares Regressionsmodell – ANB (°) Abb. 8 q

Der lineare mathematische Zusammenhang zwischen ANB (°) aus der full-size Analyse und Diff Ba-B / Ba-A (mm) aus der reduzierten Analyse lässt sich durch die Gleichung $y = -0,41x+1,49$ beschreiben. Durch das R^2 von 0,72 kann ein starker Zusammenhang zwischen beiden Variablen nachgewiesen werden. Das Ergebnis lässt sich durch den p-Wert von < ,001 statistisch absichern.

Aus dem Wert Diff Ba-B / Ba-A lässt sich der Wert für den ANB-Winkel mit der gefundenen Funktionsgleichung berechnen.

4.2 Quadratisches Regressionsmodell – ML-NSL (°) Abb. 8 m

Der quadratische mathematische Zusammenhang zwischen ML-NSL (°) aus der full-size Analyse und FH-Md-plane aus der reduzierten Analyse lässt sich durch die Gleichung $y = -0,02x^2 + 1,58x + 7,23$ beschreiben. Durch das R^2 von 0,72 kann ein starker Zusammenhang zwischen beiden Variablen nachgewiesen werden. Das Ergebnis lässt sich durch den p-Wert von $< ,001$ statistisch absichern.

Aus dem Wert FH-Md-plane (°) lässt sich der Wert für ML-NSL (°) mit der gefundenen Funktionsgleichung berechnen.

4.3 Zusammengesetzte Funktionen – NL-NSL (°) Abb. 8 f

Der mathematische Zusammenhang zwischen NL-NSL (°) aus der full-size Analyse und Mx-line to FH_R (°) aus der reduzierten Analyse lässt sich durch die zusammengesetzte Gleichung $y = 16,58 * 0,7^x$ beschreiben. Die Funktion setzt sich aus einer Exponentialfunktion und dem Faktor 16,58 zusammen.

Durch das R^2 von 0,46 kann ein guter Zusammenhang zwischen beiden Variablen nachgewiesen werden. Das Ergebnis lässt sich durch den p-Wert von $< ,001$ statistisch absichern.

Aus dem Wert FH-Mx line to FH_R (°) lässt sich der Wert für NL-NSL (°) mit der gefundenen Funktionsgleichung berechnen.

4.4 Potenzfunktion – OK1-NA (°) Abb. 8 s

Der mathematische Zusammenhang zwischen OK1-NA (°) aus der full-size Analyse und OK1_R-A-Pog (°) aus der reduzierten Analyse lässt sich durch die Potenzfunktion $y = 0,35 * x^{1,23}$ beschreiben. Durch das R^2 von 0,74 kann ein starker Zusammenhang zwischen beiden Variablen nachgewiesen werden. Das Ergebnis lässt sich durch den p-Wert von $< ,001$ statistisch absichern.

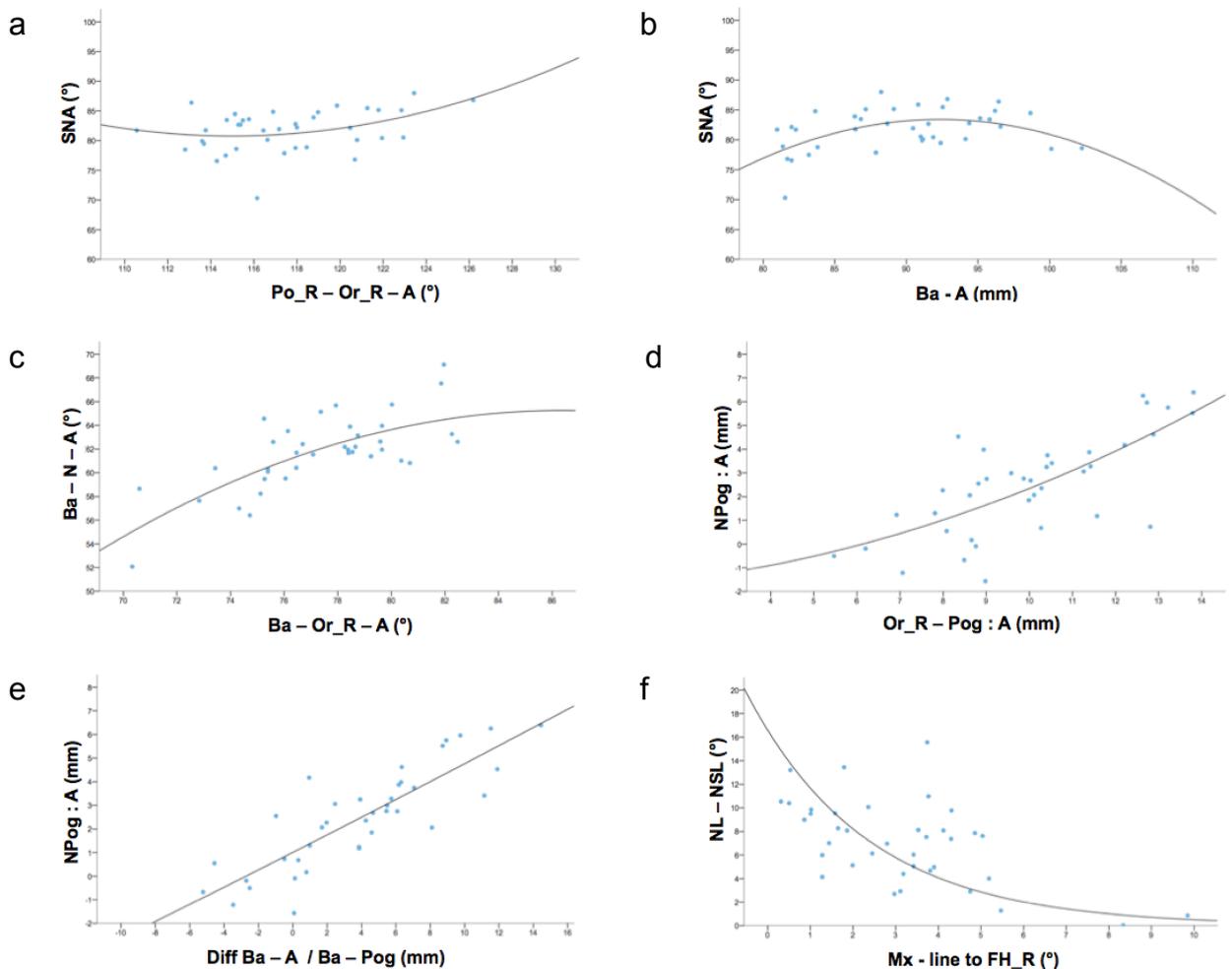
Aus dem Wert OK1_R-A-Pog (°) lässt sich der Wert für OK1-NA (°) mit der gefundenen Funktionsgleichung berechnen.

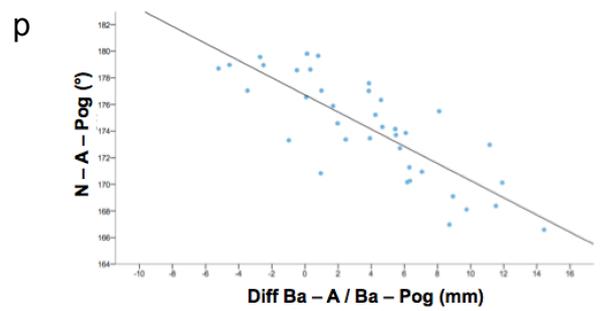
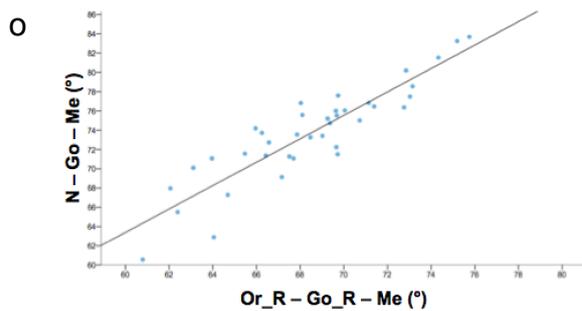
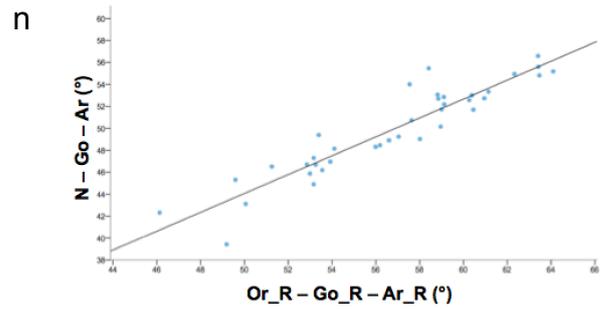
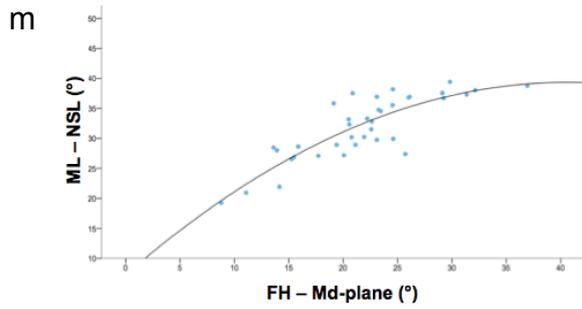
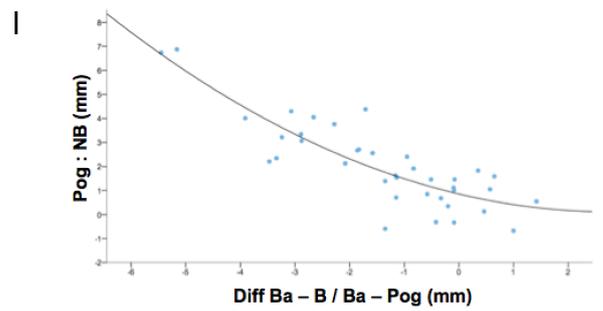
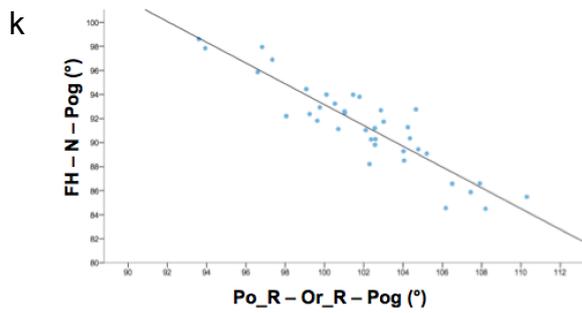
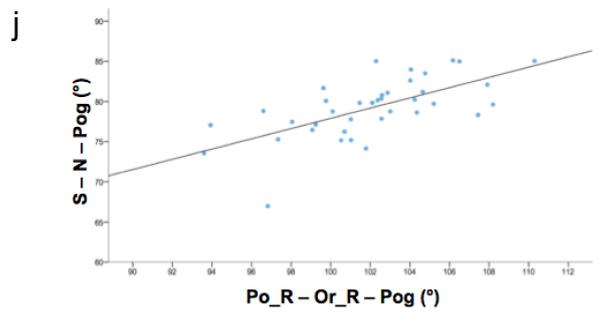
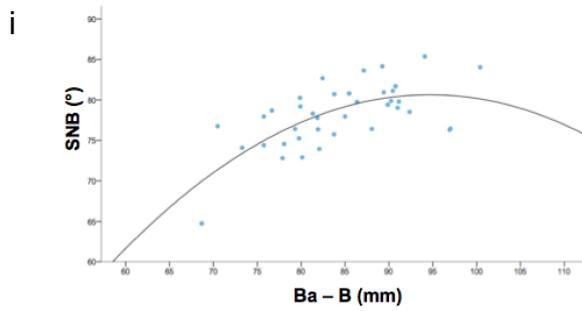
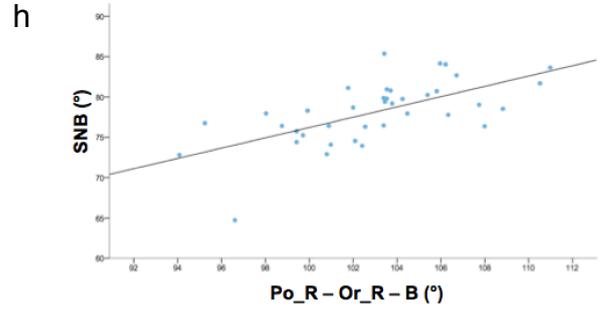
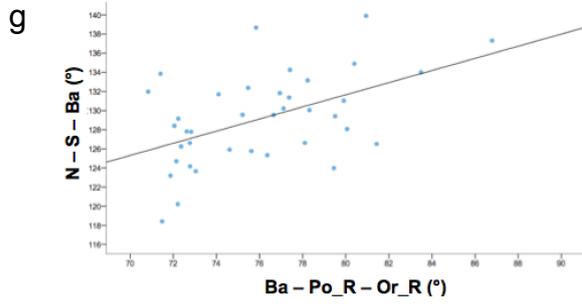
4.5 S-Kurve – UK1-NB (°) Abb. 8 u

Der mathematische Zusammenhang zwischen UK1-NB (°) aus der full-size Analyse und UK1_R-A-Pog (°) aus der reduzierten Analyse lässt sich durch die S-förmige Funktion $y = \exp(-24,35/x+4,31)$ beschreiben. Durch das R^2 von 0,95 kann ein starker Zusammenhang zwischen beiden Variablen nachgewiesen werden. Das Ergebnis lässt sich durch den p-Wert von $< ,001$ statistisch absichern.

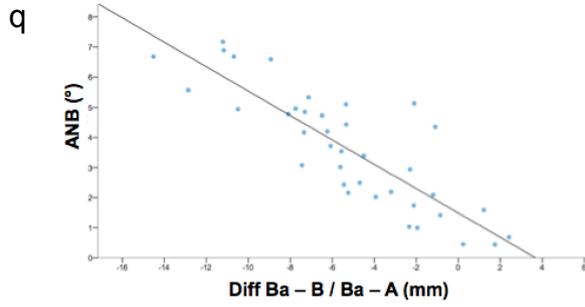
Aus dem Wert UK1_R-A-Pog (°) lässt sich der Wert für UK1-NB (°) mit der gefundenen Funktionsgleichung berechnen.

Oberkiefer





Relationen



Frontzahnrelationen

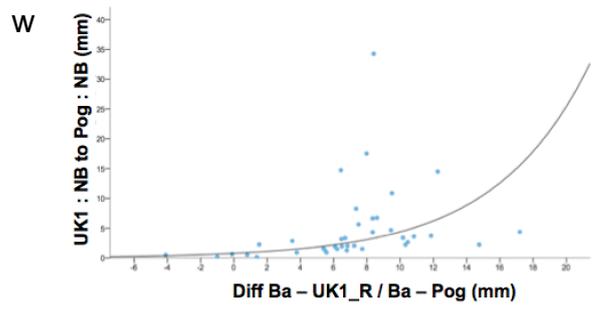
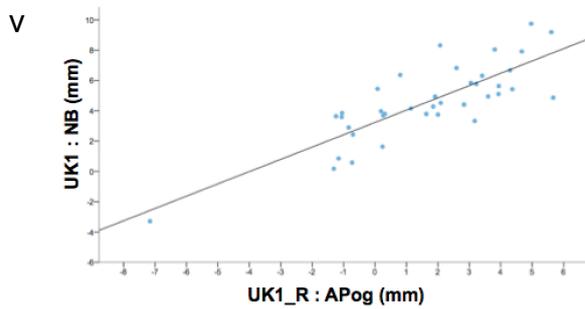
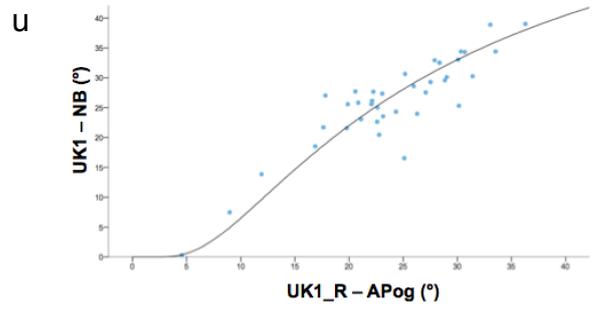
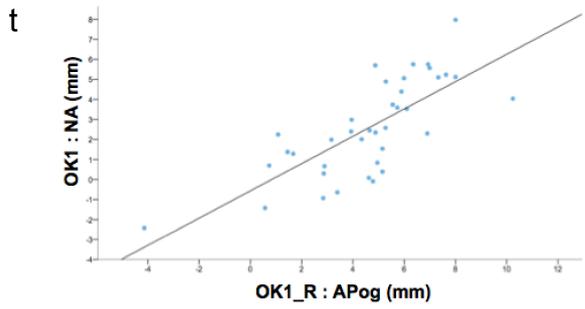
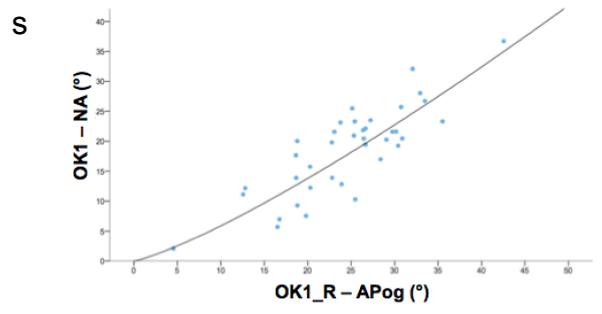
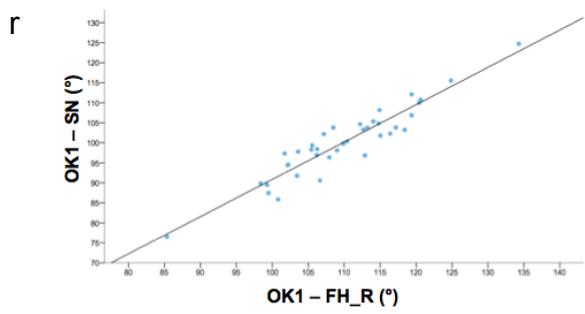


Abbildung 8 Darstellung des Zusammenhanges zwischen unabhängiger Einflussvariable x (Variablen der reduzierten Analyse) und abhängiger Zielgröße y (Variablen der full-size Analyse) a-w, [29]

5 Diskussion

Ziel dieser Arbeit war es herauszufinden, ob es einen mathematischen Zusammenhang zwischen den Variablen der konventionellen 3D full-size Analyse in einem großen FOV mit Bezug zur Referenzebene S-N und den Variablen der reduzierten 3D Analyse in einem reduzierten FOV mit Bezug zur Referenzebene FH gibt. Damit sollte nachgewiesen werden, dass eine reduzierte kephalometrische Analyse im Rahmen der kieferorthopädischen Diagnostik den gleichen Aussagewert haben kann wie eine full-size kephalometrische Analyse. Diese Hypothese konnte durch die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit bestätigt werden. Die mit der Reduktion des FOV erreichbare Reduktion der effektiven Dosis könnte, bei entsprechender Indikation, die Vorteile des DVT auch in der kieferorthopädischen Behandlung, insbesondere bei Kindern, anwendbar machen. Nach derzeitigem Kenntnisstand gibt es bisher keine Untersuchungen, die in einer konventionellen 3D-kephalometrischen Analyse die Referenzebene S-N durch die FH als neue Referenzebene ersetzen, um damit das FOV zu verkleinern. So lassen sich die in dieser Arbeit gewonnenen Ergebnisse noch nicht mit den Ergebnissen anderer Arbeitsgruppen vergleichen.

5.1 Bewertung der Methodik

Die effektive Dosis einer Röntgenaufnahme wird einerseits beeinflusst durch gerätespezifisch oder auch individuell eingestellte Parameter und andererseits durch die Größe des strahlenexponierten Gebietes – das FOV. Beides kann zu Verwirrungen führen, da die Werte dieser Faktoren zum Teil die Bildqualität und den Indikationsbereich der Röntgenaufnahme beeinflussen, sie jedoch in der Literatur häufig nicht standardisiert ermittelt beziehungsweise angegeben sind.

So können in Studien angegebene effektive Dosen von DVTs / PSA / FRS häufig nicht miteinander verglichen werden. Gründe sind meist unterschiedliche Gerätegenerationen, verschiedene Aufnahmeprotokolle und verschiedene

Berechnungsgrundlagen der effektiven Dosis (IRCP 1990 und IRCP 2007) [19] sowie uneinheitliche Definitionen von FOV-Größen oder Einblendungen (bei PSA, FRS). Aber auch im Bereich der Definitionen von FOV-Größen gibt es bisher keine standardisierten Einteilungen. Die AAOMR [24] definiert kleine, mittlere und große FOVs entsprechend des verschiedenen sphärischen Volumendurchmessers oder der Zylinderhöhe von ≤ 10 cm (bis zu zwei Zahnbögen), > 10 cm und ≤ 15 cm (Dentition und zwei Zahnbögen) oder > 15 cm (Kiefergelenk, standardkephalometrische Referenzpunkte, anatomische Strukturen für die Atemwegsanalyse). Eine andere Definition beschreibt ein kleines FOV mit einer Fläche von < 40 cm², ein mittleres FOV mit einer Fläche von 40 bis 100 cm² und ein großes FOV mit einer Fläche von > 100 cm² beziehungsweise auch mit $< 8 \times 5$ cm (Durchmesser x Höhe) als kleines FOV (kleines Gebiet mit Nachbarzähnen und deren periapikale Region), zwischen 8×5 cm und 10×10 cm als mittleres FOV (dentoalveoläre Region inklusive eines oder beider Kiefer) und $> 10 \times 10$ cm als großes FOV (maxillofaziale Strukturen oberhalb der Mundhöhle und des Sinusbodens) [34].

Aufgrund dieser uneinheitlichen Definitionen von FOV-Größen bezieht sich diese Untersuchung generell nur auf große FOVs (definiert durch maxillofazialer Komplex, Nase, Kinn) und reduzierte FOVs (definiert durch die knöchernen Strukturen zwischen der FH und dem knöchernen Kinn, mit einer maximalen Größe von $12,88 \times 16,48$ cm (Höhe x Durchmesser) bei Erwachsenen und $11,94 \times 15,87$ cm bei Jugendlichen) [21]. Einheitliche Definitionen von FOV-Größen und der ausschließliche Vergleich IRCP 2007 konformer Studien könnten dazu beitragen klarere Aussagen zu FOVs und deren Auswirkung auf die dazugehörige effektive Dosis zu erhalten.

Da das FOV stets so klein wie möglich eingestellt werden sollte, müssen Vorkehrungen getroffen werden, die verhindern, dass periphere Referenzpunkte wie Po, Me, Or, die oberen beziehungsweise unteren Inzisivi oder Pog, je nach individueller Anatomie, oder die Region von Interesse (ROI) außerhalb der Aufnahme liegen und somit nicht dargestellt werden. Eine Möglichkeit wäre die Erweiterung des FOV um jeweils 5 mm in jede Richtung oder die Anwendung von

automatisierter Patientenpositionierung und von Scout views, z.B. bei der Darstellung von impaktierten Eckzähnen [35].

Die Ergänzung der fazialen Weichteilpunkte zum reduzierten FOV, welches selbst nur knöcherne Referenzpunkte darstellt, durch einen strahlungsfreien Gesichtsscan könnte dazu beitragen das reduzierte FOV ventral so klein wie möglich zu halten ohne auf die Informationen über die fazialen Weichteilpunkte für alle kephalometrischen Fragestellungen verzichten zu müssen. Die Messungen sind vergleichbar mit Messungen aus einem full-size FOV [36]. Es gibt inzwischen sogar DVT-Geräte, die zeitgleich eine DVT-Aufnahme und einen strahlungsfreien Gesichtsscan erstellen können. So müssen die Daten des DVT und des Gesichtsscans, die im Falle des reduzierten FOVs dieser Arbeit keine eindeutigen Schnittmenge mit den fazialen Weichteil-Referenzpunkten haben würden, nicht im Nachhinein kompliziert zusammengefügt werden. Dies könnte direkt über eine spezifische Software und ein gemeinsames Koordinatensystem erledigt werden [36].

5.2 Bewertung der Ergebnisse

Referenzpunkte

Da in dieser Arbeit eine bestehende konventionelle full-size Analyse mit der neuen reduzierten Analyse verglichen werden sollte, wurden bezüglich Reproduzierbarkeit und Reliabilität neuere, teilweise vielversprechendere Referenzpunkte nicht einbezogen. Es wurden bewusst nur in der Kieferorthopädie seit langem etablierte Referenzpunkte für die Erstellung der reduzierten Analyse verwendet.

Sella (S), Porion (Po), Orbita (Or), Basion (Ba), A-Punkt (A), B-Punkt (B), Pogonion (Pog), Spina nasalis anterior (ANS) und Spina nasalis posterior (PNS) weisen in den mathematischen Beziehungen einen geringeres R^2 auf. Der Einfluss von S, Po und Or scheint die Ergebnisse signifikant zu zerstreuen. Folglich scheinen diese Referenzpunkte nicht ausreichend reproduzierbar zu sein. Für alle anderen Messergebnisse waren die mathematischen Beziehungen zwischen

Variablen der full-size Analyse und der reduzierten Analyse (Winkel, Strecken, Relationen) verlässlicher. Da jedoch S, Po und Or in vielen konventionellen kephalometrischen Analysen verwendet werden und ein direkter Vergleich beabsichtigt war, wurden sie in diese Untersuchung aufgenommen. In Folgearbeiten zu reduzierten FOVs sollten für die Erstellung des Koordinatensystems und die Definition der 3D-Variablen für die Kephalmetrie Alternativen zu Po und Or mit höherer Verlässlichkeit gefunden werden. Dann könnte auch der Einfluss des Unterschiedes in der Inklination der beiden Referenzebenen S-N und FH von 7° [37] auf die Messergebnisse der reduzierten Analyse näher untersucht werden.

Die Wahl von Po und Or für die Definition des Koordinatensystems in dieser Untersuchung stützt sich in der Literatur auf die Beschreibung dieser Referenzpunkte als ausreichend stabil in der Z-Achse. Dementsprechend sollte die Reproduzierbarkeit ausreichend sein, um die Horizontalebene (XY-Ebene) zu definieren. Po ist stabil in der Y- und Z-Achse, aber instabil in der X-Achse. Po kann die Horizontalebene (XY-Ebene) und die Frontalebene (ZX-Ebene) definieren. Durch die Anwendung dieser Standard-Referenzpunkte sollte das FOV und damit auch die effektive Dosis reduziert werden [31,32]. Po und Or scheinen zumindest in der 2D-Kephalmetrie relativ unzuverlässig zu sein, da sie bilateral vorkommen und unterschiedlich vergrößert und überlagert werden. In einem DVT als dreidimensionales Bildgebungsverfahren fehlen jedoch die negativen Einflussfaktoren der 2D-Bildgebung wie die Effekte der Vergrößerung, Doppelkonturen, Überlagerung, fehlender Abbildungsschrfen und Patientenpositionierung. Daher könnte eine Referenzebene wie die FH dort wesentlich präziser platziert und damit für eine kephalometrische Analyse suffizient sein [5,29]

Die Vorgehensweise bei der Positionierung der Referenzpunkte könnte ebenfalls die Reproduzierbarkeit und Reliabilität beeinflusst haben. In dieser Untersuchung wurde der Patientendatensatz für jede der beiden kephalometrischen Analysen vor Positionierung der Referenzpunkte separat in sagittaler, transversaler und horizontaler Richtung nach der FH ausgerichtet. Dies sollte auf die Position der einzelnen anatomischen Referenzpunkte keine signifikante Auswirkung haben,

solange alle Punkte in der Multiplanar-Ansicht in den entsprechenden Schichten von einem geübten Untersucher gesetzt wurden. Die Reproduzierbarkeit von Referenzpunkten wird im Allgemeinen beeinflusst durch ihre Lage. Hier kann unterschieden werden zwischen der Lage auf einer Mittellinie, der Lage auf einer Kurvenstruktur oder bilateralem Vorkommen. Die größte Reproduzierbarkeit zeigten Strukturen auf der Midsagittalen im Gegensatz zu bilateralen Referenzpunkten und Referenzpunkten auf kurvigen Strukturen [38]. Zum Ausschluss von Abweichungen bei der Platzierung der Referenzpunkte könnte eine wiederholte Durchführung der Referenzpunktplatzierung in Abständen von mindestens einer Woche vorgenommen werden.

Es wurde auf einen direkten Vergleich einer 2D-kephalometrischen Analyse mit einer 3D-kephalometrischen Analyse verzichtet und stattdessen wurde eine umfangreiche 2D-fullsize Analyse in eine 3D-full-size Analyse umgewandelt und darüber mit den Werten der reduzierten Analyse verglichen. Messungenauigkeiten zwischen 2D- und 3D-Bildgebung durch Distorsion, Vergrößerung, Doppelkonturen, Überlagerungen, fehlende Abbildungsschärfen und Patientenjustierung [5] können so vermieden werden.

Für die Definition von Bezugsebenen gibt es inzwischen neue Ansätze. So wurde eine neue FH definiert, um die schlecht reproduzierbaren Po und Or zu ersetzen. Po wurde durch den Porus acusticus internus ersetzt und erreichte so eine höhere Reliabilität. Or sollte durch die Sutura zygomatico-maxillaris ersetzt werden, war dieser jedoch noch überlegen [39]. Der Porus acusticus internus befindet sich allerdings oberhalb der konventionellen FH und würde das FOV für die reduzierte Analyse geringfügig vergrößern.

Die Einbeziehung benachbarter Strukturen kann ebenfalls die Referenzpunktereliabilität erhöhen, denn so kann die Streuung der FH-definierenden Punkte minimiert werden. Po und Or wurden als konstruierte Punkte Po* und Or* durch die Zuhilfenahme der Punkte Radiculare, Porus acusticus anterior sowie Frontomalare temporale modifiziert. Im Vergleich der konventionellen FH mit der modifizierten FH war eine deutliche Verbesserung der Reliabilität der neuen Referenzpunkte in sagittaler und besonders in transversaler

Richtung zu erkennen. Für die bereits gute Reliabilität in der Transversalen kam es zu keiner weiteren Verschlechterung [40].

Einigen der Variablen in der vorliegenden Arbeit mit Bezug zur Referenzebene S-N, für die alternative Variablen mit Bezug zur FH gefunden werden konnten, beschreiben einen ähnlichen Zusammenhang wie bereits bestehende Variablen unterhalb der FH. Das betrifft zum Beispiel den ANB-Winkel und den Wits-Wert. Hier könnte überprüft werden, ob die Aussagekraft des Wits-Wertes den ANB (°) eventuell ersetzen könnte. Der ANB-Winkel ist sehr abhängig von der S-N-Ebene. Je weiter N anterior liegt, desto kleiner wird der ANB-Winkel bei gleichbleibender Okklusion. Auch bei sehr weit posterior gelegenem N resultiert daraus bei gleichbleibender Okklusion ein kleinerer ANB-Winkel. Die Lagebeziehung der Mandibula zur Maxilla könnte eventuell durch Anwendung des Wits-Wertes geeigneter erfolgen, da dieser die Kieferlagebeziehung in Bezug zur Okklusionsebene setzt. Ähnliches zeigt sich bei der Abhängigkeit des SNA- und SNB-Winkels von der S-N-Ebene. Es könnte nach einer nicht von der Schädelbasisebene abhängigen Alternative für die Beschreibung der Lage des A- und B-Punktes gesucht werden und dabei sollte der Wits als mögliche Alternative untersucht werden. Dieser Aspekt wurde in der vorliegenden Arbeit nicht untersucht, da es darin zunächst nicht um die diagnostische Wertigkeit einzelner Variablen gehen sollte.

Indikation des DVT

Das DIMITRA Projekt stufte im Bereich der Kinderzahnheilkunde impaktierte / überzählige Zähne, dentoalveoläre Traumata, orofaziale Spalten, dentale Anomalien, Knochendefekte und Autotransplantation von Zähnen sowie Syndrome als spezifische Indikation für ein DVT bei Kindern ein. Als Bedingung dafür wurde die Umsetzung der entsprechenden individuell an Patient und Indikation angepassten dosisreduzierenden Maßnahmen vorausgesetzt [2]. Der Indikationsbereich des DVT könnte inzwischen allerdings unter anderem auf die kieferorthopädische Diagnostik und kephalometrische Analysen ausgeweitet werden [14].

In einer aktuellen Literaturübersicht zur Indikation des DVT bei Kindern zur kieferorthopädischen Behandlungsplanung von der Gruppe um DeGrauwe kam man hingegen zu dem Ergebnis, dass ein DVT zur kieferorthopädischen Behandlungsplanung nur dann indiziert sei, wenn mit konventioneller Röntgentechnik keine suffiziente Diagnostik und Behandlungsplanung erfolgen kann [4]. Dies ist jedoch im Falle der Beurteilung des peridental Knochengebotes vor kieferorthopädischen Zahnbewegungen immer der Fall [3,41-43]. Insbesondere bei erwachsenen Patienten mit Engständen, die ohne Extraktionen aufgelöst werden sollen, ist die Wahrscheinlichkeit groß, dass die bukkale Knochenschicht über den kieferorthopädisch bewegten Zähnen dünner wird oder sich sogar Fenestrations bilden [44]. Die Bildqualität einer low-dose DVT-Aufnahme für die Darstellung dünner Knochenschichten mit einer Voxelgröße $> 0,2$ mm ist jedoch in der Literatur eine vielfach diskutierte Frage [1]. Hier könnten standardisierte Studien und Richtlinien von offiziellen Stellen belegbare und verlässliche Aussagen zur Darstellbarkeit verschiedener Strukturen in dem Kontext der Dosisreduktion, der Bildqualität, der speziellen Indikation und der Risiko-Nutzen-Abwägung liefern.

Die Qualität der DVT-Datensätze ist für diagnostische Zwecke hervorragend. Bei dem Vergleich von digitalen FRS-Aufnahmen und aus DVT-Datensätzen generierten FRS-Aufnahmen (DVT-FRS) zeigte sich, dass die Messungen am DVT-FRS verlässlicher waren als die Messungen am digitalen FRS. Die Messwerte des digitalen FRS wichen signifikant stärker von den als Goldstandard definierten direkten anatomischen Messungen am Schädel ab [45]. Bei den PSA ist die Bildqualität zwischen digitalen PSA und aus DVT-Datensätzen generierten PSA bei vielen DVT-Geräten annähernd vergleichbar [46].

Im Hinblick der heutigen Erkenntnisse zur Bildqualität von low-dose DVTs und deren geringe effektive Dosis sollte sich heute nicht mehr die Frage stellen, ob ein DVT zum Ersatz der PSA und des FRS angefertigt werden sollte, sondern vielmehr welches DVT mit welchen Einstellungsparametern je nach Indikation angefertigt werden sollte. So wäre es denkbar konventionelle 2D-Röntgenbilder mit etwa 12 bis 19,6 μSv (PSA 10 μSv [15] beziehungsweise 17,6 μSv [16] und FRS mit etwa 2 μSv [13,15]) und ein DVT mit kleinem FOV mit einer effektiven

Dosis von 5,3-44,5 μSv [8], je nach Indikation, anzufertigen. Die Antwort auf die gestellte Frage könnte heute die Anfertigung eines einzigen full-size oder reduzierten DVT für die kieferorthopädische Diagnostik sein.

Bei Kindern ist es nicht unbedingt nötig parodontale Verhältnisse zu beurteilen, aber die Beurteilung der Zahnwurzeln und das Erkennen von Resorptionsprozessen sind in jeder Altersgruppe empfehlenswert. Für Zwischendiagnostiken zur Kontrolle der Wurzelachsen könnte ein kleineres FOV ausreichend sein, welches nur die Dentition darstellt. Die Bildqualität sollte aber in jedem Fall für die Beurteilung der Wurzeln ausreichend sein. Die stärkste Verringerung der Strahlenbelastung von Patienten wird allerdings bedeutungslos, wenn die Bildqualität so gering wird, dass die Aufnahmen keine diagnostischen Aussagewert mehr haben.

Eine Leitlinie für die individuelle Einstellung eines Röntgengerätes je nach Patient und Indikation könnte die bisherigen Erkenntnisse für die Reduktion der effektiven Dosis in der Praxis für alle klinischen Anwender umsetzbar machen.

5.3 Schlussfolgerungen

Die Einordnung des DVT in die aktuelle Kieferorthopädie kann anhand der in den letzten fünf Jahren gewonnenen Forschungsergebnisse und technischen Veränderungen neu vorgenommen werden. Die bisher kritisierte Strahlenbelastung hat sich mittlerweile der effektiven Dosis von konventionellen Röntgenaufnahmen zur kieferorthopädischen Diagnostik deutlich angenähert.

Reduzierte FOVs erfüllen die Anforderungen an 3D-kephalometrische Analysen und können die Anwendung von DVT-Aufnahmen für die kieferorthopädische Diagnostik, insbesondere bei Kindern, ermöglichen. Die Reduktion der effektiven Dosis wird dabei begleitet vom Zugang zu allen Vorteilen der 3D-Bildgebung gegenüber der 2D-Bildgebung.

Es kann davon ausgegangen werden, dass sich die konventionelle Referenzebene S-N in 3D-kephalometrischen Analysen in Zukunft durch eine kaudalere Referenzebene wie die in dieser Arbeit angewandte Frankfurter

Horizontalebene ersetzen lässt. Es kann so durch Anwendung eines kleineren FOV eine Reduktion der Strahlenbelastung für strahlensensitive Gewebe erreicht werden und durch Anwendung eines individuellen low-dose Bildaufnahmeprotokolls die gesamte Strahlenbelastung für den Patienten reduziert werden.

Zukünftige Arbeiten sollten den Einsatz von Referenzpunkten mit größerer Reproduzierbarkeit und größerer Reliabilität für das 3D-Koordinatensystem und die 3D-Variablen (insbesondere Po und Or) untersuchen. Auch sollten individuelle Einstellparameter für DVT-Aufnahmen festgelegt werden, die an die entsprechende Indikation angepasst sind. Alle Aufnahmen sollten in jedem Fall in ihrer Bildqualität der diagnostischen Anforderung genügen und so Risiko und Nutzen für den Patienten individuell abgewogen werden.

6 Quellenverzeichnis

1. Scarfe WC, Azevedo B, Toghyani S, Farman AG (2017) Cone Beam Computed Tomographic imaging in orthodontics. *Australian dental journal* 62 Suppl 1:33-50. doi:10.1111/adj.12479
2. Oenning AC, Jacobs R, Pauwels R, Stratis A, Hedesiu M, Salmon B, Dimitra Research Group hwdb (2018) Cone-beam CT in paediatric dentistry: DIMITRA project position statement. *Pediatric radiology* 48 (3):308-316. doi:10.1007/s00247-017-4012-9
3. Jager F, Mah JK, Bumann A (2017) Peridental bone changes after orthodontic tooth movement with fixed appliances: A cone-beam computed tomographic study. *The Angle orthodontist* 87 (5):672-680. doi:10.2319/102716-774.1
4. De Grauwe A, Ayaz I, Shujaat S, Dimitrov S, Gbadegbegnon L, Vande Vannet B, Jacobs R (2018) CBCT in orthodontics: a systematic review on justification of CBCT in a paediatric population prior to orthodontic treatment. *European journal of orthodontics*. doi:10.1093/ejo/cjy066
5. Olmez H, Gorgulu S, Akin E, Bengi AO, Tekdemir I, Ors F (2011) Measurement accuracy of a computer-assisted three-dimensional analysis and a conventional two-dimensional method. *The Angle orthodontist* 81 (3):375-382. doi:10.2319/070810-387.1
6. JB L, J K (2015) Dosimetry of Orthodontic Diagnostic FOVs Using Low Dose CBCT Protocol.
7. Waehrisch K (2015) Vergleich der Strahlenbelastung von konventionellen orthodontischen Röntgenaufnahmen mit konventionellen und indikationsabhängigen dosisreduzierten digitalen Volumentomographien. Dissertation, Charité - Universitätsmedizin Berlin
8. Ludlow JB, Walker C (2013) Assessment of phantom dosimetry and image quality of i-CAT FLX cone-beam computed tomography. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* 144 (6):802-817. doi:10.1016/j.ajodo.2013.07.013
9. Gamache C, English JD, Salas-Lopez AM, Rong J, Akyalcin S (2015) Assessment of image quality in maxillofacial cone-beam computed tomography imaging. *Seminars in Orthodontics* 21 (4):248-253. doi:https://doi.org/10.1053/j.sodo.2015.07.002
10. Oenning AC, Pauwels R, Stratis A, De Faria Vasconcelos K, Tijskens E, De Grauwe A, Jacobs R, Salmon B, Dimitra research g (2019) Halve the dose while maintaining image quality in paediatric Cone Beam CT. *Scientific reports* 9 (1):5521. doi:10.1038/s41598-019-41949-w

11. Bushberg JT (2015) Eleventh annual Warren K. Sinclair keynote address Q&A. *Health physics* 108 (2):124. doi:10.1097/hp.0000000000000247
12. McGuigan MB, Duncan HF, Horner K (2018) An analysis of effective dose optimization and its impact on image quality and diagnostic efficacy relating to dental cone beam computed tomography (CBCT). *Swiss dental journal* 128 (4):297-316
13. Abdelkarim A (2019) Cone-Beam Computed Tomography in Orthodontics. *Dentistry journal* 7 (3). doi:10.3390/dj7030089
14. Yeung AWK, Jacobs R, Bornstein MM (2019) Novel low-dose protocols using cone beam computed tomography in dental medicine: a review focusing on indications, limitations, and future possibilities. *Clinical oral investigations*. doi:10.1007/s00784-019-02907-y
15. Theodorakou C, Walker A, Horner K, Pauwels R, Bogaerts R, Jacobs R (2012) Estimation of paediatric organ and effective doses from dental cone beam CT using anthropomorphic phantoms. *The British journal of radiology* 85 (1010):153-160. doi:10.1259/bjr/19389412
16. Benchimol D, Koivisto J, Kadesjö N, Shi XQ (2018) Effective dose reduction using collimation function in digital panoramic radiography and possible clinical implications in dentistry. *Dento maxillo facial radiology* 47 (7):20180007. doi:10.1259/dmfr.20180007
17. Alqerban A, Willems G, Bernaerts C, Vangastel J, Politis C, Jacobs R (2014) Orthodontic treatment planning for impacted maxillary canines using conventional records versus 3D CBCT. *European journal of orthodontics* 36 (6):698-707. doi:10.1093/ejo/cjt100
18. Juma A, Tattan M, Duarte C (2018) The alternative use of a nonconventional orthopantomograms analysis technique for facial skeletal assessment. *International Journal of Orofacial Research* 3 (2):26-31. doi:10.4103/ijofr.ijofr_9_18
19. Al-Okshi A, Lindh C, Sale H, Gunnarsson M, Rohlin M (2015) Effective dose of cone beam CT (CBCT) of the facial skeleton: a systematic review. *The British journal of radiology* 88 (1045):20140658. doi:10.1259/bjr.20140658
20. Hidalgo Rivas JA, Horner K, Thiruvengkatachari B, Davies J, Theodorakou C (2015) Development of a low-dose protocol for cone beam CT examinations of the anterior maxilla in children. *The British journal of radiology* 88 (1054):20150559. doi:10.1259/bjr.20150559
21. Stahlkopf V (2017) Untersuchungen zum erforderlichen Sichtfeld dentaler Volumentomographen für eine 3D-kephalometrische Analyse. Dissertation, Charité - Universitätsmedizin Berlin.
22. Kapshe N, Pujar M, Jaiswal S (2020) Cone beam computed tomography: A review. *International Journal of Oral Health Dentistry* 6:71-77. doi:10.18231/j.ijohd.2020.017
23. Pauwels R, Araki K, Siewerdsen JH, Thongvigitmanee SS (2015) Technical aspects of dental CBCT: state of the art. *Dento maxillo facial radiology* 44 (1):20140224. doi:10.1259/dmfr.20140224

24. American Academy of O, Maxillofacial R (2013) Clinical recommendations regarding use of cone beam computed tomography in orthodontics. [corrected]. Position statement by the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology 116 (2):238-257. doi:10.1016/j.oooo.2013.06.002
25. Van Acker JWG, Pauwels NS, Cauwels R, Rajasekharan S (2020) Outcomes of different radioprotective precautions in children undergoing dental radiography: a systematic review. European archives of paediatric dentistry : official journal of the European Academy of Paediatric Dentistry 21 (4):463-508. doi:10.1007/s40368-020-00544-8
26. Deshpande S, Dhote D, Thakur K, Pawar A, Kumar R, Kumar M, Kulkarni MS, Sharma SD, Kannan V (2016) Measurement of eye lens dose for Varian On-Board Imaging with different cone-beam computed tomography acquisition techniques. Journal of medical physics 41 (3):177-181. doi:10.4103/0971-6203.189481
27. Pauwels R, Silkosessak O, Jacobs R, Bogaerts R, Bosmans H, Panmekiate S (2014) A pragmatic approach to determine the optimal kVp in cone beam CT: balancing contrast-to-noise ratio and radiation dose. Dento maxillo facial radiology 43 (5):20140059. doi:10.1259/dmfr.20140059
28. Dach E, Bergauer B, Seidel A, von Wilmowsky C, Adler W, Lell M, Wichmann M, Matta RE (2018) Impact of voxel size and scan time on the accuracy of three-dimensional radiological imaging data from cone-beam computed tomography. Journal of cranio-maxillo-facial surgery : official publication of the European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery 46 (12):2190-2196. doi:10.1016/j.jcms.2018.09.002
29. Kissel P, Mah JK, Bumann A (2021) Modern 3D cephalometry in pediatric orthodontics-downsizing the FOV and development of a new 3D cephalometric analysis within a minimized large FOV for dose reduction. Clinical oral investigations. doi:10.1007/s00784-021-03779-x
30. Fischer D (2016) Reproduzierbarkeit von Referenzpunkten der 3D-Analyse zur dreidimensionalen Kephalmetrie in der Kieferorthopädie. Dissertation, Charité – Universitätsmedizin Berlin
31. Shibata M, Nawa H, Kise Y, Fuyamada M, Yoshida K, Katsumata A, Arijji E, Goto S (2012) Reproducibility of three-dimensional coordinate systems based on craniofacial landmarks: a tentative evaluation of four systems created on images obtained by cone-beam computed tomography with a large field of view. The Angle orthodontist 82 (5):776-784. doi:10.2319/102511-662.1
32. Muramatsu A, Nawa H, Kimura M, Yoshida K, Maeda M, Katsumata A, Arijji E, Goto S (2008) Reproducibility of maxillofacial anatomic landmarks on 3-dimensional computed tomographic images determined with the 95% confidence ellipse method. The Angle orthodontist 78 (3):396-402. doi:10.2319/040207-166.1
33. Sackett DL, Haynes RB, Tugwell P (1985) Clinical epidemiology: a basic science for clinical medicine. Little, Brown and Company, Boston
34. Bornstein MM, Scarfe WC, Vaughn VM, Jacobs R (2014) Cone beam computed tomography in implant dentistry: a systematic review focusing on

guidelines, indications, and radiation dose risks. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 29 Suppl:55-77. doi:10.11607/jomi.2014suppl.g1.4

35. Pakbaznejad Esmaeili E, Ilo AM, Waltimo-Sirén J, Ekholm M (2020) Minimum size and positioning of imaging field for CBCT scans of impacted maxillary canines. *Clinical oral investigations* 24 (2):897-905. doi:10.1007/s00784-019-02904-1

36. Uhlenbrock F (2017) Erfassungsmöglichkeit kieferorthopädischer Bezugspunkte im zylindrischen FoV eines DVT durch den zusätzlichen Einsatz eines Gesichtsscanners. Dissertation, Charité - Universitätsmedizin Berlin.

37. Torgersbråten N, Stenvik A, Espeland L (2020) A comparison of Class II open bite correction by maxillary or mandibular surgery. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* 157 (5):631-640. doi:10.1016/j.ajodo.2019.05.018

38. Gupta A, Kharbanda OP, Balachandran R, Sardana V, Kalra S, Chaurasia S, Sardana HK (2017) Precision of manual landmark identification between as-received and oriented volume-rendered cone-beam computed tomography images. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* 151 (1):118-131. doi:10.1016/j.ajodo.2016.06.027

39. Pittayapat P, Jacobs R, Bornstein MM, Odri GA, Lambrichts I, Willems G, Politis C, Olszewski R (2018) Three-dimensional Frankfort horizontal plane for 3D cephalometry: a comparative assessment of conventional versus novel landmarks and horizontal planes. *European journal of orthodontics* 40 (3):239-248. doi:10.1093/ejo/cjx066

40. Hofmann E, Fimmers R, Schmid M, Hirschfelder U, Detterbeck A, Hertrich K (2016) Landmarks of the Frankfort horizontal plane : Reliability in a three-dimensional Cartesian coordinate system. *Journal of orofacial orthopedics = Fortschritte der Kieferorthopädie : Organ/official journal Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie* 77 (5):373-383. doi:10.1007/s00056-016-0045-1

41. Sendyk M, Linhares DS, Pannuti CM, Paiva JB, Rino Neto J (2019) Effect of orthodontic treatment on alveolar bone thickness in adults: a systematic review. *Dental press journal of orthodontics* 24 (4):34-45. doi:10.1590/2177-6709.24.4.034-045.oar

42. Aras I, Unal I, Huniler G, Aras A (2018) Root resorption due to orthodontic treatment using self-ligating and conventional brackets : A cone-beam computed tomography study. *Journal of orofacial orthopedics = Fortschritte der Kieferorthopädie : Organ/official journal Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie* 79 (3):181-190. doi:10.1007/s00056-018-0133-5

43. Alamadi E, Alhazmi H, Hansen K, Lundgren T, Naoumova J (2017) A comparative study of cone beam computed tomography and conventional radiography in diagnosing the extent of root resorptions. *Progress in orthodontics* 18 (1):37. doi:10.1186/s40510-017-0191-z

44. Morais JF, Melsen B, de Freitas KMS, Castello Branco N, Garib DG, Cattaneo PM (2018) Evaluation of maxillary buccal alveolar bone before and after orthodontic alignment without extractions: A cone beam computed tomographic study. *The Angle orthodontist* 88 (6):748-756. doi:10.2319/101117-686.1
45. Shokri A, Khajeh S, Khavid A (2014) Evaluation of the accuracy of linear measurements on lateral cephalograms obtained from cone-beam computed tomography scans with digital lateral cephalometric radiography: an in vitro study. *The Journal of craniofacial surgery* 25 (5):1710-1713. doi:10.1097/SCS.0000000000000908
46. Pittayapat P, Galiti D, Huang Y, Dreesen K, Schreurs M, Souza PC, Rubira-Bullen IR, Westphalen FH, Pauwels R, Kalema G, Willems G, Jacobs R (2013) An in vitro comparison of subjective image quality of panoramic views acquired via 2D or 3D imaging. *Clinical oral investigations* 17 (1):293-300. doi:10.1007/s00784-012-0698-0

7 Eidesstattliche Versicherung / Anteilserklärung

Ich, Pamela Kissel, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema „Entwicklung einer kieferorthopädischen 3D-Kephalometrie für ein reduziertes Field of View zur Reduktion der effektiven Dosis“ (Englisch: „*Development of a 3D orthodontic cephalometric analysis within a reduced field of view for dose reduction*“) 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, Grafiken und Tabellen) werden von mir verantwortet.

Ich versichere ferner, dass ich die in Zusammenarbeit mit anderen Personen generierten Daten, Datenauswertungen und Schlussfolgerungen korrekt gekennzeichnet und meinen eigenen Beitrag sowie die Beiträge anderer Personen korrekt kenntlich gemacht habe (siehe Anteilserklärung). Texte oder Textteile, die gemeinsam mit anderen erstellt oder verwendet wurden, habe ich korrekt kenntlich gemacht.

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

Ausführliche Anteilserklärung an der erfolgten Publikation als Top-Journal im Rahmen des Promotionsverfahrens zum Dr. med. dent. Nach der Promotionsordnung 2012

Autoren: Pamela Kissel, Prof. Dr. James K. Mah, Prof. Dr. Axel Bumann

Titel: Entwicklung einer kieferorthopädischen 3D-Kephalometrie für ein reduziertes Field of View zur Reduktion der effektiven Dosis

Zeitschrift: Clinical Oral Investigations

Erscheinungsdatum: 25.01.2021 (erstmalig online verfügbar)

Hiermit versichere ich, dass ich maßgeblich beziehungsweise führend an den folgenden Arbeitsschritten der Studie und der daraus erfolgten Publikation beteiligt beziehungsweise verantwortlich war:

- Entwicklung Studiendesign, Entwicklung der jeweiligen alternativen Variablen innerhalb des reduzierten FOV, Erstellung der reduzierten kephalometrischen Analyse
- Zusammenarbeit mit der Firma Anatomage für die Programmierung der 3D-kephalometrischen full-size Analyse und der 3D-reduzierten Analyse
- Durchführung der Messungen an den Patientendatensätzen mit der Invivo-Software
- Auswahl geeigneter statistischer Untersuchungsmethoden und Zusammenarbeit mit der Firma PHIMEA für die Durchführung der statistischen Auswertung der Messresultate und Entwicklung geeigneter Präsentationsmöglichkeiten für die errechneten Untersuchungsergebnisse
- Erstellung des gesamten Manuskriptes für die Publikation, einschließlich aller Grafiken und Bilder
- Einreichen des Manuskriptes beim Clinical Oral Investigations und Korrespondenz mit dem Redaktionsbüro sowie Bearbeitung aller geforderten Revisionen bis zur endgültigen Annahme des Manuskriptes

Desweiteren versichere ich, dass alle genannten Koautoren dieser Studie einen Anteil bei den unterschiedlichen Arbeitsschritten dieser Studie hatten. Zusätzlich hat mich Miranda Sun (Fa. Anatomage) bei der Programmierung der

kephalometrischen 3D-full-size Analyse und der kephalometrischen 3D-reduzierten Analyse maßgeblich unterstützt. Erik Kirst (Fa. PHIMEA) hat mich maßgeblich bei der Durchführung der statistischen Auswertung der Studienergebnisse unterstützt.

Unterschrift der Doktorandin

8 Auszug aus der Journal Summary List 2019

Journal Data Filtered By: **Selected JCR Year: 2019** Selected Editions: SCIE,SSCI
 Selected Categories: **“DENTISTRY, ORAL SURGERY and MEDICINE”**
 Selected Category Scheme: WoS
Gesamtanzahl: 91 Journale

Rank	Full Journal Title	Total Cites	Journal Impact Factor	Eigenfactor Score
1	PERIODONTOLOGY 2000	5,159	7.718	0.006370
2	JOURNAL OF CLINICAL PERIODONTOLOGY	14,785	5.241	0.013030
3	JOURNAL OF DENTAL RESEARCH	20,557	4.914	0.019860
4	DENTAL MATERIALS	15,316	4.495	0.013450
5	ORAL ONCOLOGY	10,286	3.979	0.015760
6	INTERNATIONAL ENDODONTIC JOURNAL	7,453	3.801	0.006650
7	JOURNAL OF PERIODONTOLOGY	16,306	3.742	0.010140
8	CLINICAL ORAL IMPLANTS RESEARCH	14,178	3.723	0.013940
9	Clinical Implant Dentistry and Related Research	4,496	3.396	0.008270
10	JOURNAL OF DENTISTRY	9,650	3.242	0.011300
11	JOURNAL OF ENDODONTICS	16,951	3.118	0.012280
12	International Journal of Oral Science	1,204	3.047	0.002020
13	JOURNAL OF PERIODONTAL RESEARCH	4,315	2.926	0.004240
14	Molecular Oral Microbiology	993	2.905	0.001720
15	Clinical Oral Investigations	6,849	2.812	0.011470
16	JOURNAL OF THE AMERICAN DENTAL ASSOCIATION	6,967	2.803	0.004990
17	Journal of Prosthodontic Research	1,283	2.662	0.002150
18	European Journal of Oral Implantology	1,227	2.619	0.002230
19	ORAL DISEASES	4,463	2.613	0.005080

Selected JCR Year: 2019; Selected Categories: "DENTISTRY, ORAL SURGERY and MEDICINE"

1

Rank	Full Journal Title	Total Cites	Journal Impact Factor	Eigenfactor Score
40	Journal of Periodontal and Implant Science	557	1.847	0.001000
41	Odontology	863	1.840	0.001400
42	Progress in Orthodontics	743	1.822	0.001390
43	Journal of Applied Oral Science	2,179	1.797	0.002590
44	DENTOMAXILLOFACIAL RADIOLOGY	2,743	1.796	0.002530
45	Journal of Esthetic and Restorative Dentistry	1,350	1.786	0.001740
46	JOURNAL OF CRANIO-MAXILLOFACIAL SURGERY	6,459	1.766	0.011120
47	JOURNAL OF PUBLIC HEALTH DENTISTRY	1,555	1.743	0.001530
48	International Journal of Computerized Dentistry	504	1.714	0.000640
49	JOURNAL OF ORAL AND MAXILLOFACIAL SURGERY	15,209	1.642	0.012060
50	Brazilian Oral Research	1,756	1.633	0.002590
51	Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology	13,462	1.601	0.005840
52	Medicina Oral Patologia Oral y Cirugia Bucal	2,825	1.596	0.002860
53	PEDIATRIC DENTISTRY	2,590	1.594	0.002010
54	ACTA ODONTOLOGICA SCANDINAVICA	3,578	1.573	0.002810
55	Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America	1,058	1.554	0.001800
56	ANGLE ORTHODONTIST	6,235	1.549	0.003880
57	DENTAL TRAUMATOLOGY	1,925	1.530	0.001530
58	INTERNATIONAL JOURNAL OF PERIODONTICS & RESTORATIVE DENTISTRY	3,638	1.513	0.002720
59	Journal of Advanced Prosthodontics	957	1.504	0.001590

Selected JCR Year: 2019; Selected Categories: "DENTISTRY, ORAL SURGERY and MEDICINE"

Rank	Full Journal Title	Total Cites	Journal Impact Factor	Eigenfactor Score
60	European Journal of Paediatric Dentistry	896	1.500	0.000680
61	INTERNATIONAL JOURNAL OF PROSTHODONTICS	3,675	1.490	0.002370
62	QUINTESSENCE INTERNATIONAL	2,660	1.460	0.002120
63	Orthodontics & Craniofacial Research	1,032	1.455	0.001240
64	Implant Dentistry	2,340	1.452	0.002860
65	Journal of Oral Implantology	1,798	1.424	0.002090
66	AUSTRALIAN DENTAL JOURNAL	2,804	1.401	0.002300
67	DENTAL MATERIALS JOURNAL	2,816	1.359	0.002640
68	CLEFT PALATE-CRANIOFACIAL JOURNAL	4,762	1.347	0.002910
69	GERODONTOLOGY	1,576	1.339	0.001310
70	Korean Journal of Orthodontics	532	1.326	0.000940
71	JOURNAL OF DENTAL EDUCATION	3,124	1.322	0.001720
72	BRITISH DENTAL JOURNAL	5,453	1.306	0.003810
73	Journal of Orofacial Orthopedics-Fortschritte der Kieferorthopädie	842	1.286	0.000940
74	Journal of Oral & Facial Pain and Headache	532	1.260	0.001610
75	International Journal of Dental Hygiene	923	1.229	0.001070
76	JOURNAL OF THE CANADIAN DENTAL ASSOCIATION	1,195	1.200	0.000300
76	Journal of Oral Science	1,460	1.200	0.001440
78	CRANIO-The Journal of Craniomandibular & Sleep Practice	861	1.173	0.000630
79	Journal of Stomatology Oral and Maxillofacial Surgery	172	1.152	0.000490
80	Australian Endodontic Journal	389	1.120	0.000480

4

Selected JCR Year: 2019; Selected Categories: "DENTISTRY, ORAL SURGERY and MEDICINE"

Rank	Full Journal Title	Total Cites	Journal Impact Factor	Eigenfactor Score
81	BRITISH JOURNAL OF ORAL & MAXILLOFACIAL SURGERY	4,631	1.061	0.004940
82	European Journal of Dental Education	934	1.050	0.000900
83	Journal of Dental Sciences	509	1.034	0.000580
84	AMERICAN JOURNAL OF DENTISTRY	1,760	0.957	0.001020
85	Oral Health & Preventive Dentistry	822	0.920	0.000820
86	Journal of Clinical Pediatric Dentistry	1,033	0.798	0.000930
87	COMMUNITY DENTAL HEALTH	1,246	0.679	0.000720
88	Seminars in Orthodontics	634	0.625	0.000260
89	Oral Radiology	201	0.540	0.000260
90	Implantologie	35	0.123	0.000030
91	Australasian Orthodontic Journal	8	0.113	0.000000

Copyright © 2020 Clarivate Analytics

9 Druckexemplar der ausgewählten Publikation

First published in Clinical oral investigations, Volume 25, page 4651-4670, 2021 by Springer Nature

Kissel P, Mah JK, Bumann A (2021) Modern 3D cephalometry in pediatric orthodontics-downsizing the FOV and development of a new 3D cephalometric analysis within a minimized large FOV for dose reduction. Clinical oral investigations. doi:10.1007/s00784-021-03779-x

<https://doi.org/10.1007/s00784-021-03779-x>

10 Lebenslauf

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

11 Publikationsliste

Publikation am 25.01.2021 im Clinical Oral Investigations,

Impact Factor 2.812 (Journal Data Filtered By: Selected JCR Year: 2019 Selected Editions: SCIE,SSCI Selected Categories: "DENTISTRY, ORAL SURGERY and MEDICINE" Selected Category Scheme: WoS Gesamtanzahl: 91 Journale)

Kissel P, Mah JK, Bumann A (2021) Modern 3D cephalometry in pediatric orthodontics-downsizing the FOV and development of a new 3D cephalometric analysis within a minimized large FOV for dose reduction. Clinical oral investigations. doi:10.1007/s00784-021-03779-x

12 Danksagungen

Zunächst möchte ich mich von Herzen bei Prof. Dr. Axel Bumann für die Überlassung dieses interessanten und aktuellen Themas und die hervorragende Unterstützung bei der Umsetzung der gesamten Arbeit bedanken. Außerdem danke ich Prof. Dr. James K. Mah für die Unterstützung als Koautor für die Erstellung des Manuskriptes.

Mein weiterer Dank gilt dem Team des MESANTIS Institutes für 3D Dental-Radiologie in Berlin für die praktische Unterstützung im Umgang mit der Auswertungssoftware.

Ich danke Miranda Sun von der Firma Anatomage für die Unterstützung bei der Programmierung der Analysen und bei der Erstellung von Abbildungen zur Illustration der Arbeit sowie für die geduldige Beantwortung all meiner Fragen.

Ich möchte ebenfalls Erik Kirst von der Firma PHIMEA danken für die Unterstützung bei der statistischen Auswertung und Darstellung der Messergebnisse sowie für die sehr gute Betreuung während des statistischen Teils dieser Arbeit.

Abschließend möchte ich meiner lieben Familie, insbesondere meinem Lebenspartner, für die Unterstützung, das stets offene Ohr und die Geduld in allen Entstehungsphasen dieser Arbeit danken.