

Aus dem Institut MESANTIS 3D DENTAL-RADIOLOGIE Berlin

DISSERTATION

Reproduzierbarkeit von Referenzpunkten der 3D-Analyse zur dreidimensionalen Kephalometrie in der Kieferorthopädie

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Daniela Fischer

aus Berlin

Datum der Promotion: 09.12.2016

Inhaltsverzeichnis

Abstrakt	4
Abstract	6
1. Einleitung	8
1.1 Klassische Testtheorie	8
1.2 Röntgen als integraler Bestandteil kieferorthopädischer Diagnostik	13
1.3 Entwicklung der Kephalometrie von 2D nach 3D	14
2. Fragestellung	19
3. Methodik	20
3.1 Allgemeine Methodik	20
3.1.1 Patientengut	20
3.1.2 DVT-Aufnahmen	20
3.1.3 Kephalometrische Auswertungssoftware	22
3.1.4 Allgemeine Messmethodik	25
3.1.4.1 Koordinatensystem	28
3.1.4.2 Definitionen der Referenzpunkte	30
3.2 Spezielle Methodik	44
3.2.1 Intraindividuelle Reproduzierbarkeit der Referenzpunkte	44
3.2.2 Interindividuelle Reproduzierbarkeit der Referenzpunkte	51
3.2.3 Vergleich der intraindividuellen mit der interindividuellen Reproduzierbarkeit	51
4. Ergebnisse	54
4.1 Intraindividuelle Reproduzierbarkeit der Referenzpunkte	54
4.2 Interindividuelle Reproduzierbarkeit der Referenzpunkte	60
4.3 Vergleich der intraindividuellen mit der interindividuellen Reproduzierbarkeit	66
5. Diskussion	71
5.1 Diskussion der Methoden	71
5.1.1 Definitionen	71

5.1.2	Koordinatensystem	73
5.1.3	Interferenzwerte	74
5.1.4	Fehlermessung	75
5.1.5	Referenzpunktidentifizierung manuell vs. automatisch	78
5.1.6	Patientengut	78
5.2	Diskussion der Ergebnisse	80
5.2.1	Intraindividuelle Reproduzierbarkeit der Referenzpunkte	83
5.2.2	Interindividuelle Reproduzierbarkeit der Referenzpunkte	90
5.2.3	Vergleich der interindividuellen mit der intraindividuellen Reproduzierbarkeit	92
5.3	Schlussfolgerungen	94
6.	Literaturverzeichnis	99
7.	Eidesstattliche Erklärung	114
8.	Lebenslauf	115
9.	Publikationsliste	116
10.	Danksagung	117

Abstrakt

Ziel: Ziel der vorliegenden Arbeit war es, reproduzierbare 3D-Referenzpunkte für eine zukünftige kephalometrische 3D-Analyse in der Kieferorthopädie zu ermitteln.

Methodik: Nach Festlegung adäquater dreidimensionaler Definitionen für die zu untersuchenden 3D-Referenzpunkte wurde die Intra-Rater-Reliabilität sowie die Inter-Rater-Reliabilität eines jeden einzelnen Referenzpunktes mit seinen 3 Dimensionen (x, y, z) untersucht. Zur Beurteilung der Reliabilitäten wurde das Bland-Altman-Verfahren mit Darstellung des zufälligen und systematischen Fehlers verwendet. Im Hinblick auf die Klinik wurden die Reliabilitäten anhand zuvor festgelegter Irrelevanzbereiche in 3 Klassen eingeteilt: Abweichungen bis 1 mm (= Klasse „0“); Abweichungen > 1mm bis 1,5 mm (= Klasse „1“); Abweichungen größer 1,5 mm (= Klasse „2“). Es wurden 32 anonymisierte DVT-Patientendatensätze von 3 Zahnärzten („A“, „B“ und „C“) vermessen. „A“ untersuchte mit drei Messungen pro Patient die Intra-Rater-Reliabilität der 3D-Koordinaten (A1, A2, A3). „B“, „C“ und „A“ überprüften die Inter-Rater-Reliabilität (A1, B1, C1). Pro Datensatz wurden 68 Referenzpunkte erfasst. Das ergab $68 \times 3 \times 32 = 6528$ Einzelwerte pro Messreihe (A1, A2, A3, B1, C1). Bei insgesamt 5 Messreihen resultierten $6528 \times 5 = 32.640$ Einzelwerte. Die Auswertung der DICOM-Datensätze erfolgte mit Hilfe der Planungssoftware 3D Ceph Analysis (Fa. Anatomage, San José, USA). Unterschiede zwischen Intra-Rater und Inter-Rater wurden mit der 3x2-Felder-Tafel und dem Chi²-Test erfasst.

Ergebnisse: Bei der intraindividuellen Auswertung konnten 82,84% der Koordinaten mit einer Abweichung bis +/-1 mm erfasst werden und wurden der Klasse „0“ zugeordnet. 15,69% aller Koordinaten wiesen Abweichungen zwischen 1-1,5 mm auf und konnten der Klasse „1“ zugeordnet werden. Nur 1,47% aller Koordinaten wurden mit Abweichungen größer 1,5 mm ermittelt, wobei die größte Abweichung 2,11 mm betrug. Sie wurden der Klasse „2“ zugeordnet. Hinsichtlich der Inter-Rater-Reliabilität wiesen 50,98% aller Koordinaten eine Abweichung bis +/-1 mm auf und konnten der Klasse „0“ zugeteilt werden. 34,80% aller Koordinaten wurden mit Abweichungen zwischen 1-1,5 mm ermittelt und wurden in Klasse „1“ eingeteilt. 14,22% aller Koordinaten wurden mit mehr als 1,5 mm erfasst, wobei die größte Abweichung 2,81 mm betrug. Sie wurden der Klasse „2“ zugeordnet. Innerhalb eines Referenzpunktes kam es teilweise

zu unterschiedlichen Reliabilitätsklassen. Der Unterschied zwischen Intra-Rater- und Inter-Rater-Reliabilität war hochsignifikant - die Inter-Rater-Reliabilität ist höher.

Schlussfolgerung: Mit der vorliegenden Arbeit ist es gelungen, reliable 3D-Referenzpunkte für eine zukünftige 3D-Analyse zu ermitteln und diese durch neue, adäquate Definitionen zu beschreiben. Erste Pilotberechnungen ergaben, dass selbst Abweichungen in einem klinischen Irrelevanzbereich von 3 mm nicht zwangsläufig zu einer Veränderung der Genauigkeit der kephalometrischen Variable (Winkel bzw. Strecke) führen müssen. Allerdings sind die Unterschiede reell gemessener und projizierter Variablen zum Teil erheblich. Würden innerhalb einer Analyse einige Referenzpunkte der Variablen projiziert und andere real gemessen, bestünde die Gefahr der Fehlinterpretation von Proportionen und Verhältnissen; eine neue Fehlerquelle, die im Rahmen der dreidimensionalen Schädelvermessung in Betracht gezogen werden müsste. Die spezifische Auswirkung der zum Teil unterschiedlich erfassten Reliabilitätsklassen innerhalb eines Referenzpunktes auf die Reproduzierbarkeit des Wertes einer Variable sollte in weiteren Untersuchungen geklärt werden.

Abstract

Objective: The objective of this study was to identify reproducible 3D reference points for 3D cephalometric analysis in orthodontics.

Methodology: After establishing appropriate three-dimensional definitions for the chosen 3D reference points, intra-rater reliability and inter-rater reliability of all reference points with its 3 dimensions (x, y, z) were investigated. To assess reliabilities, the Bland-Altman method was used with a representation of random and systematic error. With regard to the clinic reliabilities were divided into 3 classes based on predefined levels of clinical irrelevance: Deviations up to 1 mm (= class "0"); Deviations > 1mm to 1.5 mm (= class "1"); Deviations greater than 1.5 mm (= class "2"). Thirty-two anonymized CBCT patient data sets analyzed by three dentists ("A", "B" and "C"). "A" provided three measurements per patient data sets to establish intra-rater reliability of the 3D coordinates (A1, A2, A3). "B", "C" and "A" provided the measurements for analysis of inter-rater reliability (A1, B1, C1). Sixty-eight reference points were recorded per data set, which resulted in $68 \times 3 \times 32 = 6528$ individual values for each of the measures (A1, A2, A3, B1, C1). The five measurements resulted in a total of $6528 \times 5 = 32,640$ individual values. Evaluation of the DICOM datasets was performed using the design software 3D Ceph Analysis (Anatomage, San Jose, USA). Differences between intra-rater and inter-rater values were recorded by 3x2-field panel and the chi-square test.

Results: In the intra-individual evaluation 82.84% of the coordinates were recorded with a deviation of up to +/- 1 mm and were assigned to class "0". 15.69% of the coordinates showed discrepancies between 1-1.5 mm and were assigned to class "1". Only 1.47% of all coordinates showed deviations greater than 1.5 mm, with the largest deviation being 2.11 mm. They were assigned to class "2". With regard to inter-rater reliability 50.98% of the coordinates deviated up to +/- 1 mm and were assigned to class "0". 34.80% of the coordinates showed differences between 1-1.5 mm and were allocated to class "1". 14.22% of the coordinates were recorded with more than 1.5 mm deviation, with the largest deviation being 2.81 mm. They were assigned to class "2". For some reference points, different classes of reliabilities were measured. The difference between intra-rater and inter-rater reliability was highly significant - the inter-rater reliability is higher.

Conclusion: The present study established reliable 3D reference points for 3D analysis and yielded new, adequate definitions for those reference points. Preliminary data analysis showed that clinically irrelevant variations of 3 mm do not necessarily lead to a change in the accuracy of cephalometric variables (angle or distance). However, the differences of actually measured and projected variables vary in part considerably. Combining within one analysis reference points that are actually measured and those that are projected, might result in spurious proportions and ratios; this would represent a new source of error, which should be considered in the framework of three-dimensional skull measurements. The specific impact of the partly different classes of reliability within a reference point on the reproducibility of the value of a variable should be clarified in further studies.

1. Einleitung

Die im Rahmen der Dissertation vorgestellten Ergebnisse wurden mit klassischer Testtheorie, Röntgen als integralem Bestandteil der kieferorthopädischen Diagnostik und der Entwicklung der Kephalometrie von 2D zu 3D erarbeitet.

1.1 Klassische Testtheorie

Die Qualität eines guten Testes hängt im Wesentlichen von den folgenden 3 Hauptgütekriterien ab (Ertelt 2014):

- Reliabilität
- Objektivität
- Validität

Eine gute Reliabilität bedeutet eine gute Reproduzierbarkeit mit einem geringen zufälligen Fehler, das heißt den Erhalt gut reproduzierbarer, genauer Ergebnisse (Ertelt 2014). Unter Objektivität versteht man die Unabhängigkeit der Versuchsergebnisse von den Rahmenbedingungen. Der Objektivität und Reliabilität kommen primär die Rollen zu, günstige Voraussetzungen für das Erreichen einer hohen Validität zu schaffen (Ertelt 2014). Diese wiederum gibt an, wie gut der Test in der Lage ist, genau das zu messen, was er zu messen vorgibt (Ertelt 2014; Vogel 2006). Sie hängt von der richtigen Auswahl, Anwendung und Interpretation geeigneter statistischer Methoden ab (Ertelt 2014). Je weniger das Messergebnis von Messfehlern behaftet ist, umso valider bzw. genauer ist ein Test.

Die Entwicklung der Testtheorie lässt sich bis ins Jahr 1910 zurückverfolgen. Hier stellte Spearman fest, dass Variablen, die mit einem Messfehler behaftet sind, niedriger miteinander korrelieren als solche, die ohne Messfehler ermittelt wurden (Ertelt 2014; Müller & Büttner 1994). Nach den Vorstellungen der Testtheorie wird ein wahrer Wert durch die Verknüpfung mit einem Messfehler maskiert (Ertelt 2014). Der wahre Wert einer Messgröße ist somit naturgemäß unbekannt; er ist theoretischer Natur und kann nie mit Sicherheit bestimmt werden (Zappa 2009). Der richtige Wert einer Messgröße ist ein allgemein anerkannter, jedoch mit Unsicherheit behafteter Wert mit unbekannter Differenz zum wahren Wert (Zappa 2009). Somit bringt jedes analytische Verfahren

zwangsläufig systematische und zufällige Messabweichungen mit sich, so dass auch die zertifizierten Referenzwerte nicht die wahren, sondern die richtigen, das heißt allgemein anerkannten, mit Unsicherheiten behafteten Werte wiedergeben (Zappa 2009). Statistisch gesehen, stellt der richtige Wert einen Durchschnittswert dar, der bei mehrfacher Testwiederholung unter den gleichen Bedingungen erreicht wird.

Ziel ist es, ein Messergebnis mit hoher Genauigkeit zu erhalten (Zappa 2009). Eine Identifizierung und Minimierung systematischer und zufälliger Messabweichungen ist daher erforderlich. Gelingt es, systematische Messabweichungen zu minimieren, wird die Differenz zum richtigen Wert verkleinert und kann im Idealfall null betragen (Zappa 2009). Dementsprechend bilden die Messergebnisse die Wirklichkeit besser ab. Andererseits sind geringe zufällige Messabweichungen nötig, um mit möglichst wenigen Messungen dem richtigen Wert möglichst nahe zu kommen (Zappa 2009).

Das Modell der klassischen Testtheorie etablierte sich hierbei lange Zeit als das einfachste und einflussreichste. Werden 2 oder k Messungen an den gleichen Patienten durchgeführt, ergeben sich naturgemäß Differenzen zwischen den Messungen, die man als Fehler bezeichnet. Der klassischen Testtheorie folgend, setzt sich dieser Fehler aus einem zufälligen und einem systematischen Anteil zusammen. Zufällige Fehler entstehen vor allem durch manuelle Fehler, das heißt durch Faktoren, welche die Messungen zufällig beeinflussen (Kraft & Dürr 2005). Sie gelten als Maß für die Streuung. Systematische Fehler, englisch Bias genannt, entstehen zum Beispiel durch falsche Eichung von Geräten oder Fehlinterpretationen von Definitionen. Sie können konstant sein, beispielsweise aufgrund von Befangenheit oder mangelnder Geschicklichkeit, oder sie können sich im Laufe der Zeit verschieben, etwa bei der progressiven Genauigkeit, welche durch zunehmende Erfahrung zu einer verbesserten Interpretation der Referenzpunktlokalisierung führt (Kraft & Dürr 2005). Während zufällige Fehler die Präzision einer Messung beeinflussen und sich immer addieren, beeinflussen systematische Fehler die Richtigkeit und können sich sowohl addieren als auch gegenseitig aufheben (Ertelt 2014; Kraft & Dürr 2005). Sind beide Fehleranteile gleich null, so ergibt sich eine perfekte Übereinstimmung.

Dementsprechend spielen bei der Beurteilung der Übereinstimmung zwei Aspekte eine Rolle:

1. die durchschnittliche Übereinstimmung der Verfahren/Durchgänge (Bias) und

2. die Streuung der individuellen Messwertdifferenzen (Grouven et al. 2007).

Anders als beim ICC oder Konkordanz-Korrelationskoeffizienten berücksichtigt die Bland-Altman-Methode beide Aspekte sowohl im Rahmen eines einfachen grafischen Verfahrens als auch in tabellarischer Form, die sich als Verfahren der Wahl zum Vergleich von Messmethoden etabliert hat (Grouven et al. 2007). Statistisch kann man die Richtigkeit einer Messung durch den Mittelwert und die Präzision durch die Standardabweichung bestimmen.

Lange Zeit war es üblich, nur 2 Messreihen je Probe durchzuführen (Contents et al. 1940). Dies sollte heutzutage die Untergrenze sein, da eine erhöhte Anzahl an Messreihen die Beurteilung der Variabilität verbessert (Bland & Altman 1996; Myles & Cui 2007).

Zu Beginn einer Studie kann eine Power-Analyse zur Einschätzung des Stichprobenumfanges nützlich sein. Allerdings kann man sich auch an Stichproben ähnlicher Studiendesigns orientieren, die sich mit vergleichbaren Methoden zur Datenerfassung beschäftigen (Harris & Smith 2008).

Durch die Vielfalt neu renommierter statistischer Methoden ist es diffizil geworden, auf dem neuesten Stand der statistischen Methodik zu bleiben – ein willkommener Reibungspunkt für Kritiker (Bryant 1999; Bryant 1998; Hart 2000; Sokal & Rohlf 1995; Strasak et al. 2007). Harris und Smith raten dahingehend zu einer engen Zusammenarbeit mit einem Statistiker von Studienanfang bis Studienende.

In **Tabelle 1** wird der Begriff „Genauigkeit“ näher dargestellt und in der folgenden Abbildung (**Abb. 1**) der Unterschied „zufälliger Fehler-Präzision“ und „systematischer Fehler-Richtigkeit“ beispielhaft erklärt.

Tabelle 1: Genauigkeit als Oberbegriff von Richtigkeit und Präzision. Tabellarische Gegenüberstellung der Unterschiede Richtigkeit und Präzision (Zappa 2009).

Genauigkeit	
Richtigkeit	Präzision
Ausmaß der systematischen Messabweichung vom	Ausmaß der zufälligen Messabweichung – Streuung

Genauigkeit

wahren/richtigen Wert		innerhalb einer Messreihe
Systematische Messabweichungen sind die Ursache der Differenz zwischen dem Mittelwert einer Messreihe und einem als „richtig“ anerkannten Wert		Zufällige Messabweichungen sind die Ursache dafür, dass einzelne Messergebnisse um ihren Mittelwert schwanken
Systematischer Fehler/Bias		Zufälliger Fehler
Addition/Subtraktion		Addition
MW-Abweichung		Standardabweichung/Konfidenzintervall
Zum Beispiel falsche Eichung eines Gerätes; Fehlinterpretation der Definition eines Referenzpunktes; dieser kann sich im Laufe der Zeit verschieben, z. B. bei der progressiven Genauigkeit		Zum Beispiel Temperaturschwankungen, Ablesefehler, Müdigkeit, Unkonzentriertheit, Motivation, Engagement

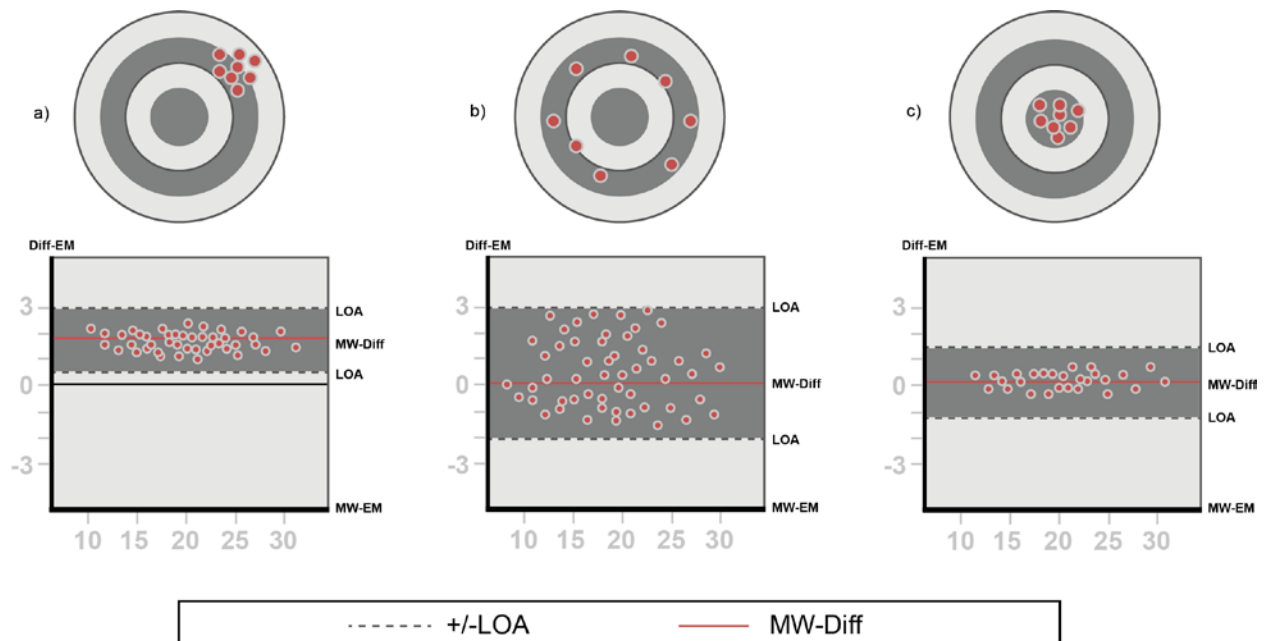


Abb. 1: Schematische Darstellung möglicher Fehlerquellen eines Testverfahrens. Oben: Dartscheibe; Unten: Bland-Altman-Diagramm; y-Achse: Differenzen der Einzelmessungen („richtiger Wert“) zum tatsächlichen Messergebnis; x-Achse: Mittelwert der Einzelmessungen. Rote Linie: Mittelwert der Differenzen („Bias“). Der Mittelwertunterschied entspricht dem systematischen Fehler und steht für die Richtigkeit. Gestrichelte schwarze Linie: Sie bildet das 95%-Konfidenzintervall (LOA) und beschreibt den zufälligen Fehler. Die Größe gibt einen Hinweis auf die Präzision.

a.) Ergebnis: präzise, aber nicht richtig

Streuung ist zwar klein, aber die Differenz des MW zum „wahren“ Wert ist groß.

Zufälliger Fehler klein, systematischer Fehler groß.

b.) Ergebnis: unpräzise, aber richtig

Die Streuung ist groß, die Differenz des MW zum „wahren“ Wert jedoch gering.

Zufälliger Fehler groß, systematischer Fehler klein.

(95%-Konfidenzintervall hoch, Bias minimal)

c.) Ergebnis: präzise und richtig

Idealfall: Streuung und die Differenz des MW vom wahren Wert sind gering.

Zufälliger Fehler klein, systematischer Fehler klein.

(95%-Konfidenzintervall gering, Bias minimal)

1.2 Röntgen als integraler Bestandteil kieferorthopädischer Diagnostik

Neben der Anamnese, der klinischen Untersuchung, der Abdrucknahme zur Herstellung von Kiefermodellen und der Profil- und Enface-Fotografie gehören auch Röntgendarstellungen des Gebisses und des Schädels in die kieferorthopädische Diagnostik (Bundesausschusses der Zahnärzte und Krankenkassen 2004; Lage 1997).

Als heutiger Goldstandard gelten Panorama-Röntgenbilder und Fernröntgen-Seitenbilder (FRS). Mit ihnen ist die Beurteilung folgender Aspekte möglich (Bundesausschusses der Zahnärzte und Krankenkassen 2004; Lage 1997):

- Schädelbezügliche Lage- und Größenbestimmung der Kiefer
- Messung der Achsenstellung der Front- und Seitenzähne
- metrische Analyse der Gesichtsschädelstrukturen
- Differenzierung von Kiefer- und Zahnstellungsanomalien
- Bestimmung und Voraussage von Richtung und Ausmaß der wachstums- bzw. therapiebedingten Veränderungen des Gesichtsschädels

Unter Umständen sind ergänzende Röntgenstatus, Bissflügelaufnahmen, Röntgenaufnahmen der Hand und des Kiefergelenks, Computertomographie (CT) sowie eine Magnet-Resonanz-Tomographie (MRT) vonnöten. Sie geben detaillierte Auskünfte über (Bundesausschusses der Zahnärzte und Krankenkassen 2004; Lage 1997):

- die Zahnzahl sowie deren Lage
- Kiefergelenkspathologien
- Mineralisation, Form und Größe von Zahnkeimen und Wurzeln
- Veränderungen im Bereich der Zahnwurzeln, im Kieferknochen und Parodontium
- Kariesdiagnostik
- die Bestimmung des skelettalen Alters

Bereits vorhandene Röntgenbilder von vorherigen Untersuchungen anderer Fachgebiete können verwendet werden, sofern diese zeitnah angefertigt wurden. Summa summarum handelt es sich hierbei um effektive Dosen zwischen 26 und 35 μSv (Bundesamt für Strahlenschutz 2007).

Mit der Einführung der digitalen Volumentechnologie wurde erstmals eine der CT vergleichbare dreidimensionale Darstellung vorgestellt. Während bei einer Computertomographie (CT) einzelne Schichten erfasst werden, wird bei der Digitalen Volumentechnologie (DVT) ein Volumen durch ein kegelförmiges Strahlenbündel ermittelt. Vergleichsstudien mit CT's zeigten, dass moderne DVT-Scanner bis zu 90 Prozent weniger Strahlenbelastung erzeugen (Diewald 2008; Holzinger & Geibel 2013; Nitka et al. 2010; Pantel et al. 2012; Schneider 2013; Swennen 2005). Neueste Geräte mit indikationsabhängiger Dosisreduktion führen zu signifikanter Verringerung der Strahlenbelastung, sogar unter Werten von konventionellen digitalen Röntgenaufnahmen in der Kieferorthopädie (Bumann 2014). In diesem Zusammenhang prägte das MESANTIS 3D DENTAL-RADIOLOGICUM den Begriff „IADR-Prinzip“ – indikationsabhängiges Dosis-Reduktions-Prinzip. So ergaben neueste Studien unter Anwendung des IADR-Konzeptes des DVT-Gerätes „MESANTIS line II“ effektive Dosen zwischen 12 und 31 μSv bei einem FOV von 20x17 cm und 10-24 μSv für ein FOV von 20x10 cm (Bumann et al. 2014). Bereits 2003 hieß es in der Stellungnahme der DGKFO von Hirschfelder, dass die dreidimensionale Bildgebung, unter Zugrundelegung der geforderten „rechtfertigenden Indikation“, zweifelsohne eine effiziente röntgenologische Untersuchungsmethode mit vielfältigen diagnostischen Möglichkeiten darstellt, die auch in der Kieferorthopädie genutzt werden sollte (Hirschfelder 2003). Obwohl die Vorteile der DVT auf der Hand liegen und durch o.g. Studien belegt wurden, sind bis dato die rechtfertigenden Indikationen in der Kieferorthopädie limitiert.

1.3 Entwicklung der Kephalometrie von 2D nach 3D

Die Kephalometrie existiert seit über 80 Jahren und gilt bis heute als wichtiger Bestandteil der kieferorthopädischen Diagnostik.

Im Jahr 1931 entwickelten Broadbent (USA) (Broadbent 1931) und Hofrath (Deutschland) (Hofrath 1931) unabhängig voneinander Methoden für verzerrungsarme, nahezu größenrichtige Fernröntgenseitaufnahmen (FRS) und integrierten diese in die kieferorthopädische Diagnostik. Durch ihre Studien legten sie den Grundstein der heutigen Kephalometrie.

Bereits 1929 initiierte Broadbent die Bolton-Studie (<http://dental.case.edu/boltonbrush/>), die sich auf das Wachstum und die Entwicklung des Gesichts und der Zähne konzentrierte und im Jahr 1959 endete. Innerhalb dieses Zeitrahmens wurden jährliche Röntgenaufnahmen von denselben Personen angefertigt, um Veränderungen der Knochen während des Wachstums zu bestimmen. In den 80er und 2000er Jahren kam es zu einem erneuten Aufruf derselben Studienteilnehmer, um wiederholte Untersuchungen durchzuführen. Auffallend war, dass sich das Gesichtschädelwachstum durch alle Altersstufen fortsetzte. Broadbent erkannte wachstums- und geschlechtsabhängige Veränderungen von Winkeln und Strecken. Eine Revolution gelang ihm ebenfalls 1931 mit der Entwicklung des Kephalostates, bestehend aus Röntgenapparat, Filmhalter und Kopfhalterung. Mit ihm wurden standardisierte, reproduzierbare Patientenpositionierungen möglich.

1970 wurde die digitale Aufnahmetechnik eingeführt, wodurch eine Bearbeitung der Bilder am Computer möglich wurde.

Baumrind stellte bereits 1971 fest, dass das FRS leider nur als Begleituntersuchung, als Zusatzinformation, genutzt werden konnte und somit nur in Kombination mit der Modelanalyse nützlich war. Im Laufe der Jahre entstanden die verschiedensten Analysen. Allen gemeinsam war, dass sie nur der Beschreibung und der Vorhersage durch eine Klassifizierung, einem Vergleich zur Norm (Downs, Steiner oder Tweed) und der Darstellung des Ausmaßes einer Behandlung dienten. Limitiert waren die Messungen durch Projektionsfehler, maschinelle Fehler und Identifikationsfehler.

Viele weitere Studien widmeten sich dem Problem, dass eine zweidimensionale Darstellung eines dreidimensionalen Körpers durch Distorsion, Vergrößerung, Doppelkonturen, Überlagerungen sowie Abbildungsunschärfen immer wieder zu Fehlinterpretationen führte (Gribel, Gribel, Frazão, et al. 2011; Gribel, Gribel, Manzi, et al. 2011; Terajima et al. 2009; Sherrard et al. 2010; Turner & Weerakone 2001; Lagravère et al. 2010; Lagravère et al. 2011; Rossini et al. 2011; Adams et al. 2004; Lagravère & Major 2005; Pantel et al. 2012; Ludlow et al. 2009).

Aufgrund der anatomischen Variabilität erschien es damals schon schwierig, geeignete, interindividuell reproduzierbare Referenzpunkte zu definieren (Schmuth 1988).

Pittayapat et al. stellten in ihrer systematischen Übersichtsarbeit fest, dass trotz 968 veröffentlichter Artikel in Fachzeitschriften wissenschaftliche Beweise für die Nützlichkeit dieser Aufnahmetechnik in der Kieferorthopädie fehlten und diese sogar teilweise mit widersprüchlichen Ergebnissen einhergingen. Sie plädierten für mehr rigorose Forschungen mit größerer Studienpopulation, um einen vollen Beweis zu diesem Thema zu erreichen (Durão et al. 2013).

Eine Reduktion der Fehler erhoffte man sich mit der Einführung der digitalen Volumentechnologie 1997. Zahlreiche vergleichende Studien wurden seitdem durchgeführt. Sie alle beschäftigten sich mit der Thematik Reproduzierbarkeit, Reliabilität, Objektivität und Validität zweidimensionaler und dreidimensionaler Messungen des Schädels (Adams et al. 2004; Ahmed et al. 2012; Bholsithi et al. 2009; Cattaneo et al. 2008; Chien et al. 2009; Chollet et al. 2014; Damstra et al. 2011; Durão et al. 2013; Eggers et al. 2008; El-Feghi et al. 2003; Fleuter 2006; Fuyamada et al. 2011; Gateno et al. 2011; Greiner et al. 2007; Gribel, Gribel, Frazão, et al. 2011; Gribel, Gribel, Manzi, et al. 2011; Grünheid et al. 2012; Hartmann 2010; Hassan et al. 2013; Hierl & Kruber 2011; Hildebolt et al. 1990; Hirschfelder 2003; Hwang et al. 2006; Kim et al. 2012; Kim et al. 2010; Klingberg 2008; Kook & Kim 2011; Kragsskov et al. 1997; Lagravère et al. 2006; Lagravère et al. 2011; Lagravère et al. 2009; Lagravère et al. 2010; Lagravère & Major 2005; Lascala et al. 2004; Leonardi et al. 2008; Lopes et al. 2008; Ludlow et al. 2009; Makram & Hamrouni 2014; Medelnik et al. 2011; Moshiri et al. 2007; Moss 2006; Muramatsu et al. 2008; Navarro et al. 2013; Nervina 2012; Nitka et al. 2010; Oliveira et al. 2009; Olmez et al. 2011; Olszewski et al. 2013; Olszewski et al. 2008; Olszewski et al. 2010; Othman et al. 2010; Papé et al. 2012; Park et al. 2006; Periago et al. 2008; Pittayapat et al. 2014; Ramírez-Sotelo et al. 2012; Rossini et al. 2011; Schattmann 2011; Schneck 2010; Shahidi et al. 2013; Shahidi et al. 2014; Sherrard et al. 2010; Shibata et al. 2012; Suomalainen et al. 2008; Terajima et al. 2009; Titiz et al. 2012; Wille 2012; Ye et al. 2012; Zamora et al. 2012). Eigenschaften, welche besonders für Disziplinen wie die Anthropometrie, die plastische und rekonstruktive Chirurgie, die Neurochirurgie, die Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie und für forensische Wissenschaften von großem Interesse sind. So sind sich die Autoren einig, dass die konventionelle Kephalometrie in Zukunft durch das 3D-Verfahren ersetzt werden könnte. Sie eliminiert die beschriebene Problematik von Folgen der zweidimensionalen Darstellung eines dreidimensionalen Körpers und minimiert somit Messfehler (Olmez et al. 2011). Die Vorteile der dreidi-

mensionalen Bildgebung liegen in ihrer überlagerungsfreien, anatomisch wahrheitsgetreuen 1:1-Darstellung der Hart- und Weichgewebe sowie der Möglichkeit der Darstellung innerer Schädelstrukturen durch die flexiblen Veränderungen der Blickrichtung bzw. der Entfernung virtueller Knochenstrukturen (Cattaneo et al. 2008; Chien et al. 2009; Hildebolt et al. 1990; Lagravère & Major 2005). Zusätzlich erhält man mit nur einer DVT ein Maximum an relevanten, unter anderem auch interdisziplinären Informationen. Die digitale Volumentechologie trägt nachweislich zu einer erheblichen Verbesserung im Bereich der zahnmedizinischen Diagnostik und Therapieplanung bei (Bumann & Nitka 2010).

Gerade bei komplexen kieferorthopädischen Röntgenbefunden liefert die zusätzliche dritte Dimension häufig unverzichtbare Informationen für die individuelle Therapieplanung (Pantel et al. 2012).

Mit stetem Fortschritt in der Technik, der zu dauerhaft verbesserter Bildqualität, reduzierter Strahlenbelastung und einer Vergrößerung bzw. flexiblen Einstellung des FOV führt, wächst auch das Interesse an einer dreidimensionalen Vermessung des Schädels (Bumann & Nitka 2010).

Die 3-D-Kephalometrie stellt ein attraktives neues Bildgebungsverfahren mit vielversprechender Technik für zukünftige Forschungsprojekte und für die klinische Praxis dar (Wagenmakers et al. 2014).

Sowohl Chien et al. als auch Pittayapat et al. weisen darauf hin, dass es auch hier nicht nur um direkte Messungen gehen muss, sondern ebenfalls darum, craniofaciale Strukturen zu erfassen, um somit diagnostische Hilfsinformationen zu erhalten, die für eine Behandlung ausschlaggebend sind (Chien et al. 2009; Pittayapat et al. 2014).

Bisher ist es noch nicht gelungen, eine wissenschaftliche Evidenz in der 3-D-Kephalometrie nachzuweisen (Pittayapat et al. 2014).

Um einen Schädel dreidimensional zu vermessen, benötigt man zuverlässig reproduzierbare Referenzpunkte. Grundvoraussetzungen sind exakte Definitionen, und zwar in allen 3 Ebenen des Raumes (Cevitanes, Franco, Gerig, Proffit, Slice, Enlow, Yamashita, et al. 2005; Fuyamada et al. 2011; Kim et al. 2012; Oliveira et al. 2009; Zappa 2009). Dies stellt einen entscheidenden Unterschied zur bisher angewandten 2-D-Kephalometrie dar, in der die Definitionen nur zweidimensional, zum Teil sogar nur

eindimensional beschrieben wurden (Adams et al. 2004; Anatomage 2013; Damstra et al. 2011; Hassan et al. 2013; Hwang et al. 2006; Kim et al. 2012; Lagravère et al. 2011; Lagravère et al. 2009; Lagravère et al. 2010; Ludlow et al. 2009; Medelnik et al. 2011; Moshiri et al. 2007; Nötzel et al. 2007; Olmez et al. 2011; Olszewski et al. 2008; Park et al. 2006; Shahidi et al. 2013; Shibata et al. 2012). Eine genaue Instruktion zur Vorgehensweise und die Festlegung der Reihenfolge in der dreidimensionalen Referenzpunktlokalisierung in den entsprechenden Ebenen sind obligat. Bis zum jetzigen Zeitpunkt fehlen adäquate Definitionen bzw. detaillierte Beschreibungen zur Lokalisierung der Referenzpunkte.

Wie zuverlässig die Lokalisierung der Referenzpunkte ist, kann entsprechend methodisch und statistisch nachgewiesen werden (Bender & Lange 2007; Fachschaft-Pharmazie Braunschweig 2013; Friedrich-Schiller-Universität Jena 2013; Georgii 2009; Grouven et al. 2007; Houston 1983; Koschack 2008; Ludwig-Mayerhofer 2012; Uni-Konztanz 2001).

2. Fragestellung

Die 3-D-Kephalometrie stellt ein attraktives neues Bildgebungsverfahren mit vielversprechender Technik für zukünftige Forschungsprojekte und für die klinische Praxis dar. Um einen Schädel dreidimensional zu vermessen, benötigt man Variablen. Da es sowohl für eine Strecke als auch einen Winkel mehr als eines Referenzpunktes bedarf, ist es primär zwingend erforderlich, zu wissen, welche Dimension des Referenzpunktes zu einer Messabweichung der Variable führen könnte. Das Ziel der vorliegenden Arbeit war es, 3D-Referenzpunkte zu ermitteln, neue, adäquate dreidimensionale Definitionen vorzuschlagen, deren Verständnis zu überprüfen sowie die Reliabilitäten der Referenzpunkte pro Dimension zu evaluieren. Zusammen bilden sie das Grundgerüst für eine optimale Integration der 3D-Referenzpunkte in eine zukünftige kephalometrische 3D-Analyse. Bis zum jetzigen Zeitpunkt fehlen adäquate Definitionen bzw. detaillierte Beschreibungen zur dreidimensionalen Erfassung der Referenzpunkte. Es ist bisher noch nicht gelungen, eine wissenschaftliche Evidenz in der 3-D-Kephalometrie nachzuweisen.

Um die Genauigkeit der Referenzpunktlokalisierung zu erfassen, spielten bei der Beurteilung der Übereinstimmung zwei Aspekte eine Rolle:

- die durchschnittliche Übereinstimmung der Durchläufe (Bias) und
- die Streuung der individuellen Messwertdifferenzen.

Die Bland-Altman-Methode berücksichtigt beide Aspekte, so dass diese sich als Verfahren der Wahl zum Vergleich von Messmethoden bzw. Messungen etablierte.

Mit der vorliegenden Arbeit wurden insbesondere folgende Hypothesen überprüft:

1. Die Koordinaten der Referenzpunkte der kephalometrischen 3D-Analyse sind intra-individuell zu erheben (Intra-Rater-Reliabilität).
2. Die Koordinaten der Referenzpunkte der kephalometrischen 3D-Analyse sind interindividuell zu erheben (Inter-Rater-Reliabilität).
3. Die Intra-Rater-Reliabilität der kephalometrischen 3D-Analyse ist höher als die Inter-Rater-Reliabilität.

3. Methodik

3.1 Allgemeine Methodik

3.1.1 Patientengut

Für die Untersuchung wurden 32 anonymisierte Patientendatensätze aus dem Langzeitarchiv des nationalen MESANTIS 3D DENTAL-RADIOLOGICUM (Standorte: Aschaffenburg, Berlin, Hamburg, Heilbronn, Leonberg, Mayen, München und Wiesbaden) mit mehr als 15.000 archivierten Datensätzen ausgewählt. Grundlage für die Auswahl der Datensätze war eine sorgfältige Evaluierung sowie die professionelle Beratung, Planung und Absicherung der Studie von Studienbeginn bis Studienende durch die Firma PHIMEA Φ mit dem Tätigkeitsschwerpunkt für methodisch-statistische und psychologische Beratung.

Frauen und Männer im Wechselgebiss und bleibendem Gebiss wurden zu gleichen Anteilen erfasst. Allerdings wurde diese Einteilung bei der Interpretation der Ergebnisse nicht berücksichtigt. Das durchschnittliche Patientenalter betrug 13,75 Jahre, wobei der jüngste Patient 6 und der älteste Patient 26 Jahre alt waren (**Tabelle 2**).

Tabelle 2: Darstellung der Altersverteilung der untersuchten Personen im Wechselgebiss und bleibenden Gebiss. Die Anzahl der männlichen und weiblichen Patienten war gleich.

Alter	Weiblich	Männlich	Gesamt
6-9	8	8	16
16-26	8	8	16
Gesamt			32

3.1.2 DVT-Aufnahmen

Die Auswahl der Patientendatensätze wurde anhand spezifischer Selektionskriterien festgelegt. Zu ihnen zählten:

- Bleibende Gebisse und Wechselgebisse
- Füllungen; sie wurden nur toleriert, wenn die Lokalisierung des Referenzpunktes nicht beeinträchtigt war

- Ausschluss von Syndromen
- Radiologische Sichtbarkeit der ersten 4 Halswirbel (Baccetti et al. 2002)
- Irrelevanz der Bisslage
- Scans in maximaler Interkuspitation
- Möglichkeit mehrerer DVTs unterschiedlicher Zeitpunkte pro Patient
- Abbildung aller notwendigen Bezugspunkte für die angestrebten Messungen

Patienten mit Extraktionen und Nichtanlagen der ersten Molaren oder Incisivi wurden nicht berücksichtigt.

Für jede DVT-Aufnahme bestand entweder vor oder während einer kieferorthopädischen Behandlung eine rechtfertigende Indikation zur Anfertigung einer dentalen Volumentomographie nach der S1-Leitlinie der DGZMK (DGZMK 2009). Diese wurde von einer fachkundigen Zahnärztin oder einem fachkundigen Zahnarzt erhoben. Es wurde keine Aufnahme wegen dieser Studie angefertigt.

Die Aufnahmen erfolgten entweder mit dem DVT-Gerät „i-CAT classic“ (Imaging Sciences International, Inc., Hatfield, USA) oder der Sonderedition MESANTIS® line (Imaging Sciences International, Inc., Hatfield, USA). Sie zählen zu den Fächerstrahl-Volumentomographie- und Panoramaröntgensystemen für Kopf- und Halsaufnahmen. Detaillierte technische Angaben sind in **Tabelle 3** dargelegt.

Tabelle 3: Technische Daten der vorhandenen DVT-Geräte

	iCAT classic	MESANTIS® line
Bilddetektor	Flachfeld, amorphes Silizium (ablesbarer Bereich)	Flachfeld, amorphes Silizium (erfassbarer Bereich)
	23,8 cm × 19,2 cm (B × H)	23,8 cm × 19,2 cm (B × H)
Voxelgröße	0,3 mm oder 0,25	0,3 mm oder 0,25
Graustufen	12 Bit	14 Bit
Bilderfassung	Einzelrotation um 360° (max.)	Einzelrotation um 360° (max.)
Bilderfassungsdauer	20 oder 10 Sekunden	26,9 oder 8,9 Sekunden

	iCAT classic	MESANTIS® line
Sichtfeld (Field of View)	16 cm x 13 cm (D x H)	16,50 cm x 13,50 cm (D x H)
Röntgenröhrenspannung	120 kV	120 kV
Stromstärke	3-8 mA	3-7 mA

Abkürzungen: D = Durchmesser, H = Höhe, B = Breite, kV = Kilovolt, mA = Milliampere

Die Patientenpositionierung erfolgte sitzend unter Zuhilfenahme einer Kopfstütze und eines Kopfbandes, welches die Stirn umfasste. Der Kopf wurde über ein Ausrichtungslicht fixiert, das sich horizontal an der Okklusalebene und vertikal an der Nasenspitze sowie den Referenzpunkten „Porion rechts und links“ orientierte.

Patientendaten und deren Protokolle (Format, Scanzeit und Auflösung) wurden eingegeben. Während einer Rotationssequenz erstellte der Scanner aus einem Datenvolumen ein dreidimensionales Modell (Kaltenbach & Voigt GmbH 2009). Die von den Geräten generierten DICOM-Datensätze konnten somit in die Planungs- und Auswertungssoftware übertragen und bearbeitet werden.

3.1.3 Kephalometrische Auswertungssoftware

Die Auswertung der DICOM-Datensätze erfolgte im MESANTIS 3D DENTAL-RADIOLOGICUM Berlin mit Hilfe der Planungssoftware 3D Ceph Analysis (Fa. Anatomage, San José, USA). Es handelte sich um eine Software, die dem Anwender die Erstellung einer individuellen kephalometrischen Analyse entsprechend individuellen Vorgaben ermöglichte. Die Programmierung der Analyse erfolgte durch die Firma Anatomage.

Zu den Vorgaben der Arbeitsgruppe zählten:

- Erstellen einer Liste mit den verwendeten neu definierten 3D-Referenzpunkten
- Darstellung einer individuellen Ansicht der 3D-Grafik entsprechend den jeweiligen Referenzpunkten (z. B.: Weichteil, Zahn, Knochen, frontal, sagittal, kaudal) sowie die Möglichkeit ihrer Modifikation (**Abb. 2, Abb. 3, Abb. 4**)

- Programmierung der Reihenfolge der Messungen zur Datenerhebung der 3D-Variablen
- Programmierung des gewünschten Koordinatensystems
- Erstellen einer Excel-Tabelle zum Export der Daten

In den generierten 3D-Grafiken konnte die Identifizierung der definierten Referenzpunkte sowohl automatisch als auch manuell durchgeführt werden. Eine Präzisierung der Lokalisierung war in den axialen, koronalen und sagittalen 2D-Schnittebenen möglich (**Abb. 5**).

Die Wiedergabe der DVTs erfolgte an einem Desktop-PC mit dem Betriebssystem Windows 7 Professional. Es handelte sich um einen EIZO RadiForce R31 3 Megapixel LCD-Farbmonitor mit 1.536 x 2.048 Bildpunkten (Fa. Avnet Technology Solutions GmbH, Nettetal, Germany). Das Kontrastverhältnis betrug 400:1 und die Helligkeit/Leuchtdichte 400 cd/m² (Candela/Quadratmeter). Die Farbwiedergabe wurde durch einen 10-Bit-Look-Up-Table (LUT) gesteuert. Diese Abbildungseigenschaften, insbesondere Helligkeit und Kontrast, ermöglichten die Einrichtung von DIN6868-57-konformen Bildwiedergabesituationen für die Anwendungskategorie B (EIZO 2013).



Abb. 2: Kaudale Knochenansicht der 3D-Grafik im Volume-Render-Modus



Abb. 3: Frontale Zahnansicht der 3D-Grafik im Volume-Render-Modus



Abb. 4: Sagittale Weichteilansicht der 3D-Grafik im Volume-Render-Modus

3.1.4 Allgemeine Messmethodik

Die Messungen der vorliegenden Studie erfolgten durch die MESANTIS 3D-Arbeitsgruppe mit Untersucher „A“ (Promovendin), „B“ und „C“. Alle Untersucher waren an der Entwicklung der 3D-Analyse inklusive der Entwicklung der Definitionen der 3D-Referenzpunkte maßgeblich beteiligt.

Bevor es zur eigentlichen Untersuchung kam, erfolgten 5 Probemessungen durch die Arbeitsgruppe. Die Ergebnisse wurden innerhalb dieser verglichen und reevaluiert. Hielt man sich nicht an die zuvor besprochene Reihenfolge der Präzisierung des Referenzpunktes oder wurde die vorprogrammierte Übersichtsansicht verändert, kam es innerhalb der Probemessungen zu erhöhten interindividuellen Abweichungen. Die Einhaltung der Instruktion sowie die der Reihenfolge der Präzisierung in den jeweiligen Ebenen waren maßgebend. Sie wurden daher explizit mit Ziffern gekennzeichnet und die Definitionen um die Instruktion erweitert.

Nach dem Öffnen der Datensätze mit der 3D Ceph Analysis Planungssoftware erschienen alle zu setzenden Referenzpunkte in der sog. Tracingliste. Die Reihenfolge der Referenzpunktmessung sowie deren Darstellung in der Übersichtsansicht wurden vorab programmiert.

Die Messreihe begann mit der Festlegung der Referenzpunkte für das Koordinatensystem (**Abb. 7**).

Um reproduzierbare, vergleichbare Daten zu erhalten, legte Untersucher „A“ das Koordinatensystem in der ersten Messung pro Patient fest. In allen darauffolgenden Messungen desselben Patienten wurde dieses Koordinatensystem verwendet.

Setzte man einen Referenzpunkt entsprechend seiner Instruktion in die 3D-Grafik des zu untersuchenden Schädels, so öffnete sich automatisch der sog. Slice-Locator. Mit diesem war sowohl die Betrachtung der Lage des Referenzpunktes als auch die Feinkorrektur anhand der entsprechend vorgegebenen Reihenfolge der Definitionen in den einzelnen Ebenen (axial, sagittal, koronal) möglich (**Abb. 5**)

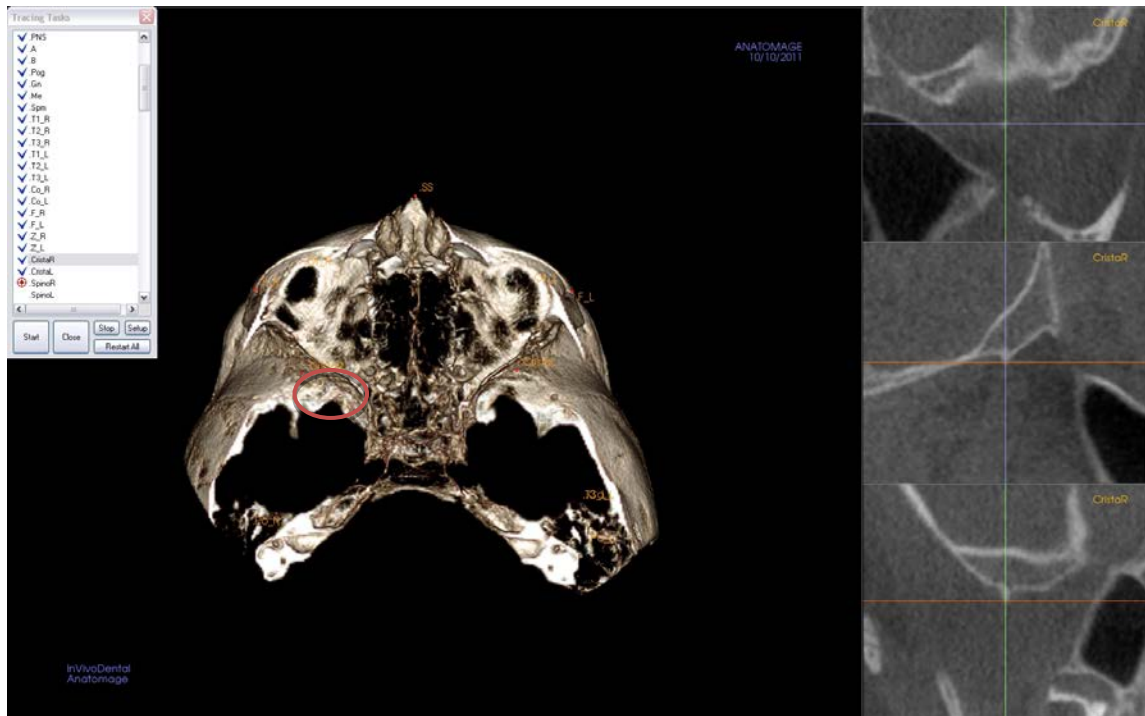


Abb. 5: Kaudale Ansicht des Schädels am Beispiel des Referenzpunktes .Crista_R eines rekonstruierten Volumendatensatzes (Mitte) mit Betrachtung der Ebenen (axial, sagittal, koronal) im Slice-Locator (rechts). Links: Tracingliste mit den entsprechenden Referenzpunkten.

Im Slice-Locator war die Feinkorrektur folgender Ebenen möglich:

- Die axiale Ebene (oben rechts) mit sagittaler (grün) und koronaler Dimension (lila).
- Die sagittale Ebene (Mitte, rechts) mit koronaler (lila) und axialer (orange) Dimension.
- Die koronale Ebene (unten, rechts) mit sagittaler (grün) und axialer (orange) Dimension.

Mittels der Software konnten die 3D-Koordinaten (x, y, z) der Referenzpunkte an jedem Voxel bestimmt und als „Ist-Größe“ festgelegt werden. Da die Daten der Koordinaten in Millimeter angegeben wurden, war ein direkter Vergleich möglich (**Abb. 6**).

Landmark	Measurement	Reference
-- Cranial Base		
.Po_R	(-45.2, -1.4, 17.3)	
.Po_L	(44.7, -1.4, 17.3)	
.Ba	(-0.0, -0.0, 0.0)	
.Pog	(-1.4, -68.3, -56.5)	
.CristaR	<u>(-33.5, -36.6, 22.9)</u>	
.CristaL	(36.8, -33.9, 26.7)	
.SpinoR	(-34.2, -10.5, 14.1)	
.SpinoL	(28.4, -18.2, 17.1)	
.ClivusTangent	(-0.3, -6.3, 17.3)	
Po_R	None	
Po_L	None	
O	None	
.SpinaMentalis	(-2.9, -14.3, 15.6)	

Abb. 6: Auszug aus der erweiterten Bildschirmansicht mit der Darstellung der Koordinaten x, y, z der Referenzpunkte; rot unterstreichen: Koordinaten für die .Crista_R, Angabe in mm.

Im Anschluss an die Messungen wurden die Koordinaten in eine Excel Tabelle exportiert (**Tabelle 4**).

Tabelle 4: Auszug aus der Excel Tabelle: Export aller Koordinaten aller Referenzpunkte eines Patientendatensatzes beispielhaft hervorgehoben anhand des Referenzpunktes .Crista_R mit den Koordinaten x, y, z (Angabe in mm) (vgl. **Abb. 6**).

Input Date	Name	ID	Birthday	Scan Date	.Or_L	.Po_L	.Po_R	.Ba	.Crista_L	.Crista_R	.Spino_L	.Spino_R
05/19/...	(-34.7	(44.7,	(-45.2	(0.	(36.8,	<u>(-33.5, -36.6, 22.9)</u>	(28.4,	(-18.2, 17.1)
										x, y, z		

Am Ende der Untersuchung erhielt man 160 einzelne Excel Tabellen, welche später zu einer zusammengeführt, sortiert und zur statistischen Bearbeitung in den Untersuchungsplan übernommen wurden. Eine übersichtliche Darstellung des Untersuchungsplanes erfolgt in **Tabelle 5**. Im Kapitel 3.2 wird der Untersuchungsplan detailliert erklärt.

Tabelle 5: Design des Untersuchungsplanes. Nachdem die Excel Tabellen zusammengeführt wurden, wurden die Koordinaten in den Untersuchungsplan übertragen und nach Referenzpunkten sortiert. Pro Messreihe erhielt man 6.528 Einzelwerte. Übertragen auf die Untersucher, resultierten 32.640 zu überprüfende Koordinaten.

Nr.	Patient	Referenzpunkt	Dimension	Untersucher				
				A			B	C
				A1	A2	A3		
1	1	.A	axial					
2	1	.A	koronal					
3	1	.A	sagittal					
4	1	.B	axial					
5	1	.B	koronal					
6	1	.B	sagittal					
⋮	1	⋮	⋮					
205	2	.A	axial					
206	2	.A	koronal					
207	2	.A	sagittal					
208	2	.B	axial					
209	2	.B	koronal					
210	2	.B	sagittal					
⋮	⋮	⋮	⋮					
6526	32	68	axial					
6527	32	68	koronal					
6528	32	68	sagittal					
N	K	h	i					
k = 32 (Anzahl Patienten)				z = axial; y = koronal; x = sagittal				
h = 68 (Anzahl Referenzpunkte)				Untersucher A: 3 Durchgänge A1; A2; A3				
i = 3 (Anzahl Dimension)				Untersucher B: 1 Durchgang B				
n = k x h x i				Untersucher C: 1 Durchgang C				
n = 32 x 68 x 3 = 6.528				Einzelwerte: n x 5 Durchgänge = 32.640				

3.1.4.1 Koordinatensystem

Für die Bestimmung der Koordinaten der Referenzpunkte wurde ein Koordinatensystem festgelegt (**Abb. 7**). Aufgrund der guten Reproduzierbarkeit von Basion in allen drei Dimensionen (Shibata et al. 2012) sowie Porion und Orbita in der z-Dimension (Muramatsu et al. 2008) kam es zur folgenden Auswahl:

1. Ebene XY: Basionhorizontale ist definiert als eine Parallele zur Frankfurter Horizontalen mit den Referenzpunkten Orbita links und Porion rechts/links durch Basion.

2. Ebene XZ: Basionvertikale ist definiert als eine Senkrechte zur Frankfurter Horizontalen durch Basion und parallel zur Strecke Porion rechts/links.

3. Ebene YZ: Basionsagittale ist definiert als Mittensagittalebene, senkrecht zu Ebene 1 und Ebene 2.

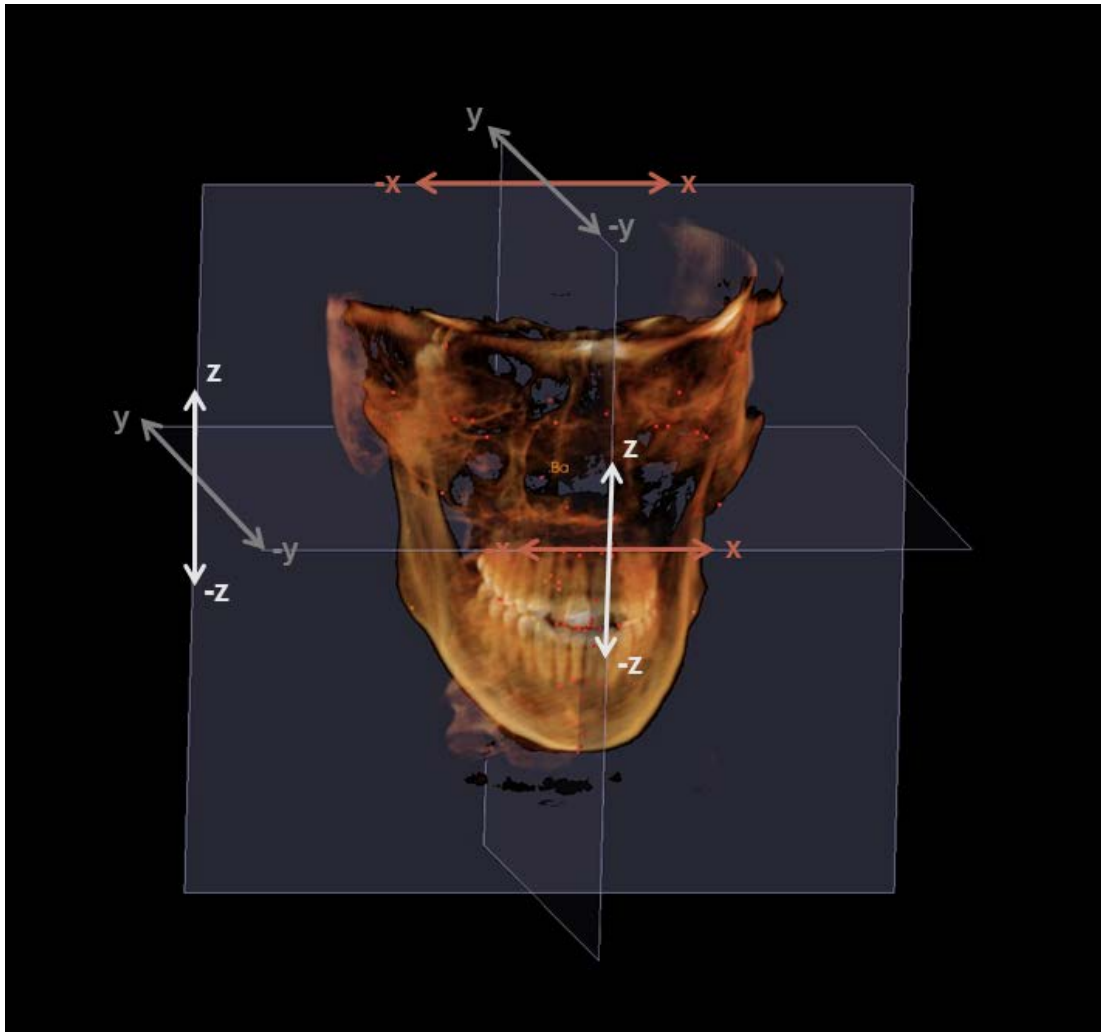


Abb. 7: Ansicht eines Schädels im „Volume Render“-Modus mit den drei Referenzebenen Basionhorizontale (y – dunkelgrau, x – rot), Basionsagittale (z – hellgrau, y – dunkelgrau), Basionvertikale (z – hellgrau, x – rot) (Definitionen siehe Text). Basion als Nullpunkt; alle Koordinaten inferior, rechts und ventral von Basion erhielten ein negatives Vorzeichen.

3.1.4.2 Definitionen der Referenzpunkte

Zur Vorlage der 3D-Referenzpunkte dienten anthropometrische Punkte, bekannt aus diversen 2D-Analysen (Nötzel et al. 2007), aber auch um Referenzpunkte, die erst im Rahmen der Einführung der DVT in der Kieferorthopädie zur Anwendung kamen, sowie neu definierte Referenzpunkte (Anatomage 2013; Zamora et al. 2012; Veli et al. 2011; Park et al. 2006; Olmez et al. 2011; Medelnic et al. 2011; Ludlow et al. 2009; Lagravère et al. 2011; Lagravère et al. 2009; Kim et al. 2010; Kim et al. 2012; Hwang et al. 2006; Fuyamada et al. 2011; Cevidanes, Franco, Gerig, Proffit, Slice, Enlow, Yamashita, et al. 2005; Adams et al. 2004; Oliveira et al. 2009).

Die 3D-Referenzpunkte wurden in den drei Ebenen des Raumes festgelegt. Die Definitionen entsprachen der Reihenfolge im Slice-Locator der Planungssoftware „3D Ceph Analysis“ – axial, sagittal, koronal (von oben nach unten).

Zu jeder Definition gehörte die Angabe der bereits vorprogrammierten Darstellung des Schädels in der Übersichtsansicht (Ansicht), eine exakte Beschreibung der Vorgehensweise (Instruktion), um den Referenzpunkt in der Übersicht primär zu lokalisieren, und die Beschreibung zur Präzisierung des Referenzpunktes in den entsprechenden Ebenen im Slice-Locator. Jede Ebene wurde anhand ihrer beiden Dimensionen beschrieben. Die genauen Definitionen pro Dimension führten dazu, dass der Referenzpunkt in der einen oder anderen Ebene nicht mehr korrigiert werden musste, weil alle 3 Dimensionen schon berücksichtigt wurden. Sie wurde dann als Resultat beschrieben. Aufgrund der Tatsache, dass z. T. bereits existierende Bezeichnungen für die 3D-Referenzpunkte verwendet wurden, erhielten alle Referenzpunkte das Vorzeichen „“. Die Referenzpunkte des Koordinatensystems erhielten das Vorzeichen „Coord_sys“.

Die Art und Weise der Definitionen wurde anhand des Referenzpunktes .Crista_R (**Abb. 8**) beispielhaft erklärt.

Die 3D-Referenzpunkte wurden wie folgt eingeteilt:

- **Abb. 9:** Einteilung der 3D-Referenzpunkte des Gesichtsschädels
- **Abb. 10:** Einteilung der 3D-Referenzpunkte des Hirnschädels
- **Abb. 11:** Einteilung der 3D-Referenzpunkte der Weichteile/Pharynx

Die Referenzpunkte des Gesichtsschädels wurden in dentale und skelettale Referenzpunkte eingeteilt. Innerhalb dieser Gruppen wurde erneut zwischen Referenzpunkten der Mandibula, der Maxilla und des Kreuzbisses unterschieden.

Die Referenzpunkte des Hirnschädels wurden ebenfalls entsprechend der Zugehörigkeit ihrer Schädelstruktur eingeteilt. In der gleichen Art und Weise erfolgte die Einteilung der Referenzpunkte der Weichteile und des Pharynx.

Die dazugehörigen Definitionen wurden gemäß der Reihenfolge der **Abb. 9**, **Abb. 10** und **Abb. 11** in **Tabelle 6**, **Tabelle 7** und **Tabelle 8** beschrieben.


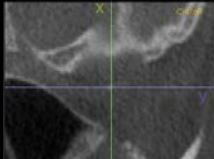
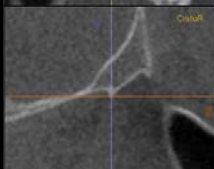
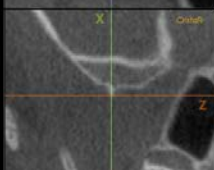
Referenzpunkt .Crista_R		Definition	Ebene
Ansicht	Kaudale Knochenansicht		
Instruktion	1. Setze den zentralsten Punkt der Crista infratemporalis in der kaudalen Knochenansicht 2. Zur Präzisierung des Referenzpunktes folge den Definitionen pro Ebene in vorgeschriebener Reihenfolge		
		Resultat: zentraler Punkt x, y	axial
		1. Tiefster z, zentraler y Punkt der Crista infratemporalis	sagittal
		2. Tiefster z, zentraler x Punkt der Crista infratemporalis	koronal

Abb. 8: Erläuterung der Definitionen anhand des Beispiels .Crista_R; Links: .Crista_R wird in der Übersichtsansicht durch die kaudale Knochenansicht dargestellt. In dieser wird der Referenzpunkt entsprechend seiner Instruktion lokalisiert. Unmittelbar danach öffnet sich der Slice-Locator zur Präzisierung des Referenzpunktes (rechts). Die Reihenfolge der Definitionen richtet sich nach der Reihenfolge der Ebenen des Slice-Locators von oben nach unten: Die axiale Ebene wird durch ihre koronale „y“(lila)- und sagittale „x“(grün)-Dimension definiert; sagittale Ebene mit koronaler „y“(lila)- und axialer „z“(orange)-Dimension; koronale Ebene mit sagittaler „x“(grün)- und axialer „z“(orange)-Dimension. Da die Instruktion in der Kaudalansicht bereits die sagittale (x)- und coronale (y)-Dimension beschreibt, muss nur noch z korrigiert werden.

Mitunter reichte eine Präzisierung in der sagittalen Ebene (y, z) aus, um .Crista_L/R dreidimensional zu beschreiben. In der axialen Ebene wurde nie korrigiert. Sie war stets das Resultat.

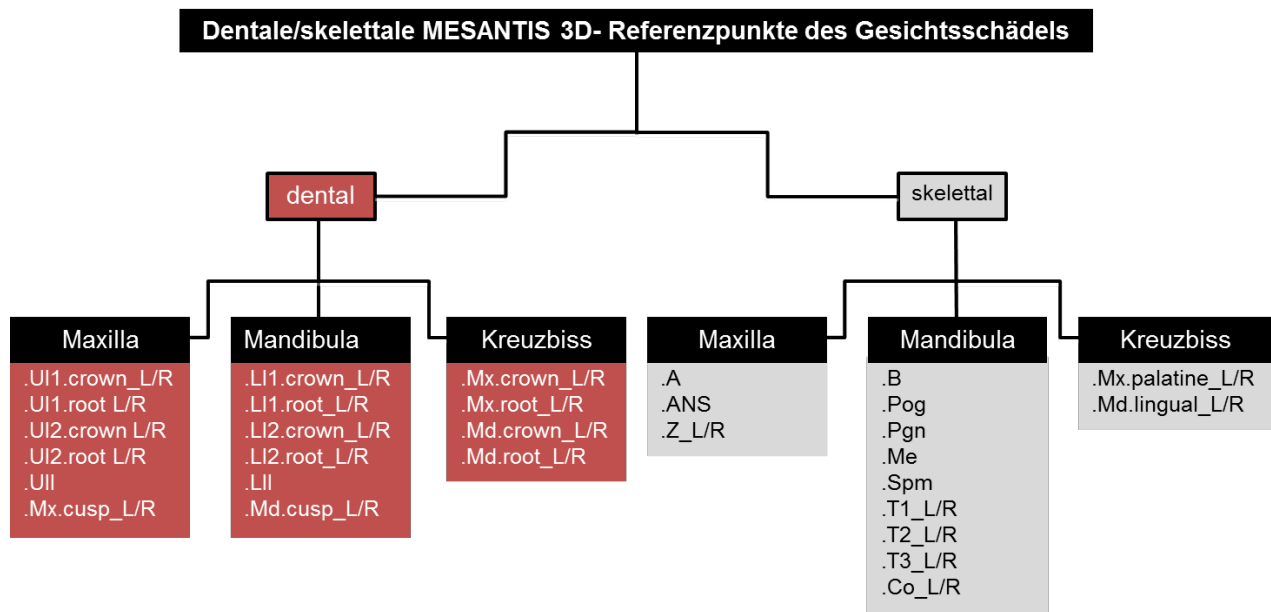


Abb. 9: Einteilung der 3D-Referenzpunkte des Gesichtsschädels; es wird zwischen dentalen und skelettalen Referenzpunkten jeweils für die Mandibula, Maxilla und den Kreuzbiss unterschieden.

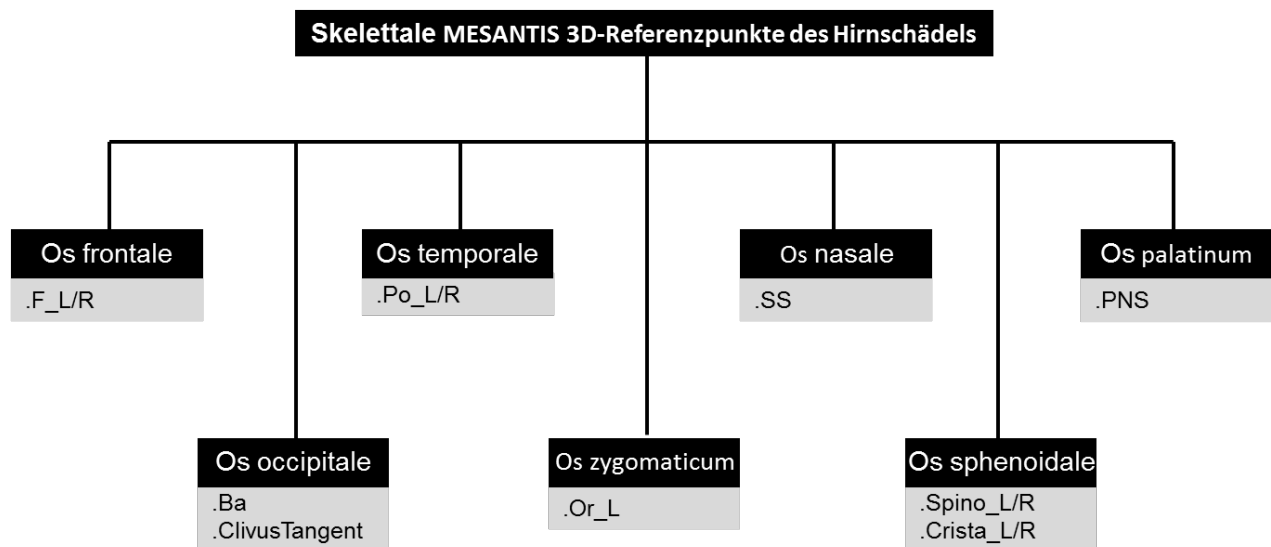


Abb. 10: Einteilung der 3D-Referenzpunkte des Hirnschädels entsprechend ihrer dazugehörigen Schädelstruktur

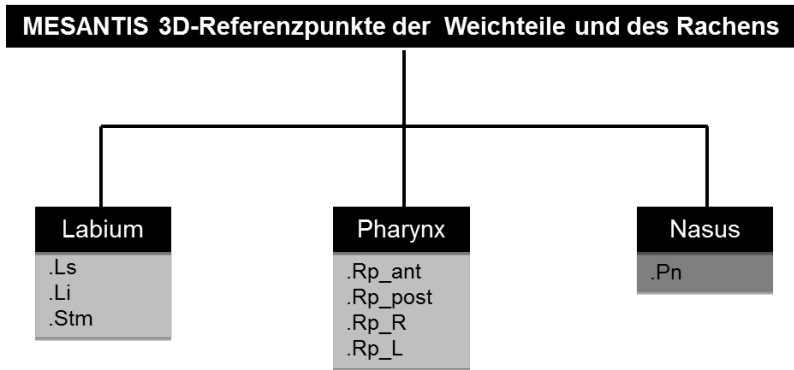


Abb. 11: Einteilung der 3D-Referenzpunkte der Weichteile/Pharynx entsprechend ihrer zugehörigen Weichteilstruktur

Tabelle 6: Definitionen der dentalen/skelettalen 3D-Referenzpunkte des Gesichtsschädels – Maxilla und Mandibula; zu jeder Definition gehört eine Instruktion bzw. Anleitung zur Vorgehensweise; die „Ansicht“ beschreibt die vorab programmierte Übersichtsansicht, in welcher der Schädel nach dem Öffnen erscheint; die Reihenfolge der Präzisierung ist vorgegeben. Dementsprechend ist eine Feinkorrektur in allen Ebenen je nach Referenzpunkt nicht notwendig.

Referenzpunkt	Axial (x, y)	Sagittal (y, z)	Koronal (x, z)	Ansicht	Instruktion
Dentale 3D-Referenzpunkte des Gesichtsschädels – Maxilla					
.U1/2.crown_L/R	Resultat: Zentraler Punkt	1. Tiefster zentraler Punkt der Inzisalkante der oberen I's	2. Tiefster zentraler Punkt der Inzisalkante der oberen I's	Frontale Zahnansicht	1. Setze den tiefsten zentralen Punkt der Inzisalkante der I's in der Frontalansicht. 2. Zur Präzisierung des Referenzpunktes folge den Definitionen pro Ebene in vorgeschriebener Reihenfolge.
.U1/2.root_L/R	Resultat: Zentraler Punkt der Wurzelspitze der beiden oberen I's	1. Höchster zentraler Punkt der Wurzelspitze der oberen I's	2. Höchster zentraler Punkt der Wurzelspitze der oberen I's	Frontale Zahnansicht	1. Setze den höchsten zentralen Punkt der Wurzelspitze der oberen I's in der Frontalansicht. 2. Ist das Wurzelwachstum noch nicht abgeschlossen, orientiere dich am Mittelpunkt der Alveole. 3. Zur Präzisierung des Referenzpunktes folge den Definitionen pro Ebene in vorgeschriebener Reihenfolge.

Referenzpunkt	Axial (x, y)	Sagittal (y, z)	Koronal (x, z)	Ansicht	Instruktion
.UII	2. Zentraler Punkt des interinzisalen Kontaktpunktes der beiden ersten oberen I's	Resultat aus 1+2: Tiefster zentraler Punkt	1. Tiefster zentraler Punkt des interinzisalen Kontaktpunktes der beiden ersten oberen I's	Frontale Zahnansicht	<p>1. Setze den tiefsten zentralen Punkt des Kontaktpunktes der beiden ersten oberen I's in der Frontalansicht.</p> <p>2. Im Falle eines Diastemas wähle einen Punkt, an dem die I's die kürzeste Distanz voneinander entfernt sind.</p> <p>3. Zur Präzisierung des Referenzpunktes folge den Definitionen pro Ebene in vorgeschriebener Reihenfolge.</p>
.Mx.Cusp_L/R	Resultat: Zentraler Punkt	1. Tiefster zentraler Punkt des mesiobukkalen Höckers des oberen ersten Molaren	2. Tiefster zentraler Punkt des mesiobukkalen Höckers des oberen ersten Molaren	Sagittale Zahnansicht	<p>1. Setze den tiefsten zentralen Punkt des mesiobukkalen Höckers des oberen ersten Molaren in der Sagittalansicht.</p> <p>2. Zur Präzisierung des Referenzpunktes folge den Definitionen pro Ebene in vorgeschriebener Reihenfolge.</p>
Dentale 3D-Referenzpunkte des Gesichtsschädels – Mandibula					
.LI1/2.crown_L/R	Resultat: Zentraler Punkt	1. Höchster zentraler Punkt der Inzisalkante der unteren I's	2. Höchster zentraler Punkt der Inzisalkante der unteren I's	Frontale Zahnansicht	<p>1. Setze den höchsten zentralen Punkt der Inzisalkante der ersten beiden unteren I's in der Frontalansicht.</p> <p>2. Zur Präzisierung des Referenzpunktes folge den Definitionen pro Ebene in vorgeschriebener Reihenfolge.</p>
.LI1/2.root_L/R	Resultat: Zentraler Punkt der Wurzelspitze der beiden unteren I's	1. Tiefster zentraler Punkt der Wurzelspitze der unteren I's	2. Tiefster zentraler Punkt der Wurzelspitze der unteren I's	Frontale Zahnansicht	<p>1. Setze den tiefsten zentralen Punkt der Wurzelspitze der unteren I's in der Frontalansicht.</p> <p>2. Ist das Wurzelwachstum noch nicht abgeschlossen, orientiere dich am Mittelpunkt der Alveole.</p> <p>3. Zur Präzisierung des Referenzpunktes folge den Definitionen pro Ebene in vorgeschriebener Reihenfolge.</p>

Referenzpunkt	Axial (x, y)	Sagittal (y, z)	Koronal (x, z)	Ansicht	Instruktion
.LII	2. Zentraler Punkt des interinzisalen Kontaktpunktes der beiden ersten unteren I's	Resultat: Höchster zentraler Punkt	1. Höchster zentraler Punkt des interinzisalen Kontaktpunktes der beiden ersten unteren I's	Frontale Zahnansicht	<p>1. Setze den höchsten zentralen Punkt des Kontaktpunktes der unteren I's in der Frontalansicht.</p> <p>2. Im Falle eines Diastemas wähle einen Punkt, an dem die I's die kürzeste Distanz voneinander entfernt sind.</p> <p>3. Zur Präzisierung des Referenzpunktes folge den Definitionen pro Ebene in vorgeschriebener Reihenfolge.</p>
.Md.Cusp_L/R	Resultat: Zentraler Punkt	1. Höchster zentraler Punkt des mesiobukkalen Höckers des unteren ersten Molaren	2. Höchster zentraler Punkt des mesiobukkalen Höckers des unteren ersten Molaren	Sagittale Zahnansicht	<p>1. Setze den höchsten zentralen Punkt des mesiobukkalen Höckers des unteren ersten Molaren in der Sagittalansicht.</p> <p>2. Zur Präzisierung des Referenzpunktes folge den Definitionen pro Ebene in vorgeschriebener Reihenfolge.</p>
Dentale 3D-Referenzpunkte des Gesichtsschädels – Kreuzbiss					
.Mx.crown_L/R	Resultat: Zentraler Punkt der Konkavität der Fissur	Resultat: Höchster zentraler Punkt der Konkavität der Fissur	Höchster zentraler Punkt der Konkavität der Fissur	Sagittale Zahnansicht/ Weichteilansicht	<p>1. Skrolle in der Sagittalansicht zur Mitte des oberen ersten Molaren.</p> <p>2. Wechsele in die Koronalansicht und setze den Punkt in das Zentrum der Kavität der Fissur.</p> <p>3. Zur Präzisierung des Referenzpunktes folge den Definitionen pro Ebene in vorgeschriebener Reihenfolge.</p>
.Mx.root_L/R	Resultat: Zentraler Punkt der Konkavität	Resultat: Tiefster zentraler Punkt der Konkavität	Tiefster zentraler Punkt der Konkavität der Furkation in derselben Schnittebene wie der Kronenpunkt	Sagittale Zahnansicht/ Weichteilansicht	<p>1. Skrolle in der Frontalansicht so lange, bis der Kronenpunkt erscheint, den du einen Schritt zuvor gesetzt hast.</p> <p>2. Setze den Wurzelpunkt in derselben Schicht im Zentrum der Kavität der Furkation.</p> <p>3. Zur Präzisierung des Referenzpunktes folge den Definitionen pro Ebene in vorgeschriebener Reihenfolge.</p>

Referenzpunkt	Axial (x, y)	Sagittal (y, z)	Koronal (x, z)	Ansicht	Instruktion
.Md.crown_L/R	Resultat: Zentraler Punkt	Resultat: Tiefster zentraler Punkt der Konkavität	Tiefster zentraler Punkt der Konkavität der Fissur	Sagittale Zahnansicht/ Weichteilansicht	<ol style="list-style-type: none"> 1. Skrolle in der Sagittalansicht zur Mitte des unteren ersten Molaren. 2. Wechsele in die Koronalansicht und setze den Punkt in das Zentrum der Kavität der Fissur. 3. Zur Präzisierung des Referenzpunktes folge den Definitionen pro Ebene in vorgeschriebener Reihenfolge.
.Md.root_L/R	Resultat: Zentraler Punkt	Resultat: Höchster zentraler Punkt der Konkavität der Furkation in derselben Schnittebene wie der Kronenpunkt	Höchster zentraler Punkt der Konkavität der Furkation in derselben Schnittebene wie der Kronenpunkt	Sagittale Zahnansicht/ Weichteilansicht	<ol style="list-style-type: none"> 1. Skrolle in der Frontalansicht so lange, bis der Kronenpunkt erscheint, den du einen Schritt zuvor gesetzt hast. 2. Setze den Wurzelpunkt in derselben Schicht im Zentrum der Kavität der Furkation. 3. Zur Präzisierung des Referenzpunktes folge den Definitionen pro Ebene in vorgeschriebener Reihenfolge.
Skelettale 3D-Referenzpunkte des Gesichtsschädels – Maxilla					
.A	Resultat: Vorderster zentraler Punkt	1. Hinterster zentraler Punkt der Konkavität der Prämaxilla	Resultat: Zentraler Punkt	Frontale Knochenansicht	<ol style="list-style-type: none"> 1. Setze in der Frontalansicht einen Punkt in der Mitte der intermaxillären Suture. 2. Zur Präzisierung des Referenzpunktes folge den Definitionen pro Ebene in vorgeschriebener Reihenfolge.
.ANS	2. Vorderster zentraler Punkt der spina nasalis anterior	1. Vorderster zentraler Punkt der spina nasalis anterior	Resultat: Zentraler Punkt	Sagittale Knochenansicht	<ol style="list-style-type: none"> 1. Setze in der Sagittalansicht den vordersten zentralen Punkt an der spina nasalis anterior. 2. Zur Präzisierung des Referenzpunktes folge den Definitionen pro Ebene in vorgeschriebener Reihenfolge.

Referenzpunkt	Axial (x, y)	Sagittal (y, z)	Koronal (x, z)	Ansicht	Instruktion
.Z_L/R	1. Lateralster zentraler Punkt der zygomatico-maxillären Suture der Maxilla	Resultat: Tiefster zentraler Punkt	2. Tiefster lateraler Punkt der zygomatico-maxillären Suture der Maxilla	Kaudale/frontale Knochenansicht	1. Setze in der Kaudalansicht den lateralsten zentralen Punkt in der zygomatico-maxillären Suture der Maxilla.
					2. Zur Präzisierung des Referenzpunktes folge den Definitionen pro Ebene in vorgeschriebener Reihenfolge.
Skelettale 3D-Referenzpunkte des Gesichtsschädels – Mandibula					
.B	Resultat: Vorderster zentraler Punkt	1. Hinterster zentraler Punkt der Konkavität der Mandibula	Resultat: Zentraler Punkt	Frontale Knochenansicht	1. Setze in der Frontalansicht einen zentralen Punkt zwischen Infradentale und Pogonion.
					2. Zur Präzisierung des Referenzpunktes folge den Definitionen pro Ebene in vorgeschriebener Reihenfolge.
.Pog	Resultat: Vorderster zentraler Kinnpunkt	1. Vorderster zentraler Punkt der Konvexität des Kinns	Resultat: Zentraler Punkt	Frontale Knochenansicht	1. Setze in der Frontalansicht einen zentralen Punkt auf die Symphyse der Mandibula.
					2. Zur Präzisierung des Referenzpunktes folge den Definitionen pro Ebene in vorgeschriebener Reihenfolge.
.Pgn	Resultat: Vorderster zentraler Kinnpunkt	1. Tiefster vorderer Punkt der Konvexität des Kinns zwischen .Pog und .Me	Resultat: Zentraler unterster Punkt	Frontale Knochenansicht	1. Setze in der Frontalansicht einen zentralen Punkt zwischen .Pog und .Me.
					2. Zur Präzisierung des Referenzpunktes folge den Definitionen pro Ebene in vorgeschriebener Reihenfolge.
.Me	Resultat: Zentraler Punkt	1. Tiefster zentraler Punkt der Mandibula	Resultat: Tiefster zentraler Punkt	Frontale Knochenansicht	1. Setze in der Frontalansicht den tiefsten zentralen Punkt der Symphyse.
					2. Zur Präzisierung des Referenzpunktes folge den Definitionen pro Ebene in vorgeschriebener Reihenfolge.

Referenzpunkt	Axial (x, y)	Sagittal (y, z)	Koronal (x, z)	Ansicht	Instruktion
.Spm	2. Hinterster zentraler Punkt der spina mentalis	1. Hinterster zentraler Punkt der spina mentalis	Resultat: Zentraler Punkt	Kaudale Knochenansicht	<p>1. Setze in der kaudalen Knochenansicht den hintersten zentralen Punkt der Symphyse.</p> <p>2. Zur Präzisierung des Referenzpunktes folge den Definitionen pro Ebene in vorgeschriebener Reihenfolge.</p>
.T1_L/R	Resultat: Vorderster zentraler Punkt	Resultat: Vorderer tiefster Punkt	1. Tiefster zentraler Punkt	Sagittale Knochenansicht	<p>1. Setze in der sagittalen Knochenansicht den vorderen tiefsten Punkt der Krümmung des Kieferwinkels.</p> <p>2. Zur Präzisierung des Referenzpunktes folge den Definitionen pro Ebene in vorgeschriebener Reihenfolge.</p>
.T2_L/R	1. Hinterster zentraler Punkt	Resultat: Hinterer höchster Punkt	Resultat: Zentraler höchster Punkt	Sagittale Knochenansicht	<p>1. Setze in der sagittalen Knochenansicht den hintersten höchsten Punkt der Krümmung des Kieferwinkels.</p> <p>2. Zur Präzisierung des Referenzpunktes folge den Definitionen pro Ebene in vorgeschriebener Reihenfolge.</p>
.T3_L/R	2. Hinterster zentraler Punkt	1. Hinterer höchster Punkt	Resultat: Höchster zentraler Punkt	Sagittale Knochenansicht	<p>1. Setze in der sagittalen Knochenansicht den hinteren höchsten Punkt des Kondylus.</p> <p>2. Zur Präzisierung des Referenzpunktes folge den Definitionen pro Ebene in vorgeschriebener Reihenfolge.</p>
.Cond_L/R	2. Höchster zentraler Punkt	1. Höchster zentraler Punkt	Resultat: Zentraler Punkt	Axiale Weichteilansicht	<p>1. Skrolle in der axialen Ansicht so lange, bis nur noch die Spitze des Kondylus sichtbar ist, und setze den Punkt.</p> <p>2. Zur Präzisierung des Referenzpunktes folge den Definitionen pro Ebene in vorgeschriebener Reihenfolge.</p>

Skelettale 3D-Referenzpunkte des Gesichtsschädels – Kreuzbiss

Referenzpunkt	Axial (x, y)	Sagittal (y, z)	Koronal (x, z)	Ansicht	Instruktion
.Mx.palatine_L/R	Resultat	Resultat	Palatinalster Knochenpunkt parallel zur palatinalen Wurzelspitze des oberen ersten Molaren	Frontale Weichteilansicht	<ol style="list-style-type: none"> 1. Skrolle in der koronalen Ansicht so lange, bis der dentale Wurzel punkt .Mx.root_L/R sichtbar wird. 2. Setze den palatinalsten Knochenpunkt parallel zur palatinalen Wurzelspitze des oberen ersten Molaren. 3. Zur Präzisierung des Referenzpunktes folge den Definitionen pro Ebene in vorgeschriebener Reihenfolge.
.Md.lingual_L/R	Resultat	Resultat	Lingualster Knochenpunkt parallel zur Wurzelspitze des ersten unteren Molaren	Frontale Weichteilansicht	<ol style="list-style-type: none"> 1. Skrolle in der koronalen Ansicht so lange, bis der dentale Wurzel punkt .Md.root_L/R sichtbar wird. 2. Setze den lingualsten Knochenpunkt parallel zur Wurzelspitze des ersten unteren Molaren. 3. Zur Präzisierung des Referenzpunktes folge den Definitionen pro Ebene in vorgeschriebener Reihenfolge.

Tabelle 7: Definitionen der skelettalen 3D-Referenzpunkte des Hirnschädels – Os frontale, Os occipitale, Os temporale, Os zygomaticum, Os nasale, Os sphenoidale, Os palatinum

Referenzpunkt	Axial (x, y)	Sagittal (y, z)	Koronal (x, z)	Ansicht	Instruktion
Skelettale 3D-Referenzpunkte des Hirnschädels – Os frontale					
.F_L/R	Resultat: Vorderster zentraler Punkt am Rand des Processus zygomaticus des Os frontale	2. Vorderster unterer Punkt am Rand des Os frontale der Sutura frontozygomatica	1. Tiefster zentraler Punkt am Rand des Processus zygomaticus des Os frontale	Frontale Knochenansicht	<ol style="list-style-type: none"> 1. Setze den tiefsten zentralen Punkt am Processus zygomaticus des Os frontale in der frontalen Knochenansicht. 2. Zur Präzisierung des Referenzpunktes folge den Definitionen pro Ebene in vorgeschriebener Reihenfolge.
Skelettale 3D-Referenzpunkte des Hirnschädels – Os occipitale					

Referenzpunkt	Axial (x, y)	Sagittal (y, z)	Koronal (x, z)	Ansicht	Instruktion
.Ba Coord_sys.Ba	Resultat: Hinterster zentraler Punkt der Vorderkante des Foramen magnum	1. Hinterster unterer Punkt der Vorderkante des Foramen magnum	Resultat: Mittigster unterster Punkt des Foramen magnum	Kaudale Knochenansicht	1. Setze den vordersten zentralen Punkt an der Vorderkante des Foramen magnum.
					2. Zur Präzisierung des Referenzpunktes folge den Definitionen pro Ebene in vorgeschriebener Reihenfolge.
.ClivusTangent	Resultat	Resultat	Resultat	Sagittale Weichteilansicht	1. Halbiere den Schädel in der Frontalansicht. 2. Skrolle in der sagittalen Weichteilansicht so lange, bis .Ba erscheint, welchen du einen Schritt zuvor gesetzt hast. 3. Blende die Frankfurter Horizontale (FH) ein. 4. Setze den Punkt an der Schnittstelle FH mit dem Clivus. 5. Zur Präzisierung des Referenzpunktes folge den Definitionen pro Ebene in vorgeschriebener Reihenfolge.
Skelettale 3D-Referenzpunkte des Hirnschädels – Os temporale					
Coord_sys.Po_L/R .Po_L/R	Resultat: Zentraler Punkt	2. Höchster zentraler Punkt der oberen Knochenkante des Porus acusticus externus	1. Höchster zentraler Punkt an der Spitze der oberen Knochenkante des Überganges Porus acusticus externus zum Porus acusticus internus	Sagittale Weichteilansicht/ Knochenansicht	1. Setze den höchsten zentralen Punkt des Porus acusticus externus in der sagittalen Knochenansicht. 2. Zur Präzisierung des Referenzpunktes folge den Definitionen pro Ebene in vorgeschriebener Reihenfolge.
Skelettale 3D-Referenzpunkte des Hirnschädels – Os zygomaticum					
Coord_sys.Or_L .Or_L	Resultat	1. Vorderster höchster Punkt der unteren Knochenkante der Orbita	Resultat	Frontale Knochenansicht	1. Setze den tiefsten Punkt der Orbita (Part: Os zygomaticum) in der frontalen Knochenansicht. 2. Zur Präzisierung des Referenzpunktes folge den Definitionen pro Ebene in vorgeschriebener Reihenfolge.
Skelettale 3D-Referenzpunkte des Hirnschädels – Os nasale					

Referenzpunkt	Axial (x, y)	Sagittal (y, z)	Koronal (x, z)	Ansicht	Instruktion
.SS	2. Vorderster zentraler Punkt des Spina nasales superior	1. Vorderster zentraler Punkt des Spina nasalis superior	Resultat: Zentraler Punkt	Sagittale Knochenansicht/ Zahnansicht	1. Setze den vordersten zentralen Punkt der Spina nasalis superior in der sagittalen Knochenansicht/ Zahnansicht. 2. Zur Präzisierung des Referenzpunktes folge den Definitionen pro Ebene in vorgeschriebener Reihenfolge.
	Skelettale 3D-Referenzpunkte des Hirnschädels – Os sphenoidale				
.Spino_L/R	2. Lateralster zentraler Punkt des Foramen spinosum	Resultat	1. Tiefster lateraler Punkt des Foramen spinosum	Kaudale Knochenansicht	1. Setze den lateralsten zentralen Punkt des Foramen spinosum in der kaudalen Knochenansicht. 2. Zur Präzisierung des Referenzpunktes folge den Definitionen pro Ebene in vorgeschriebener Reihenfolge.
.Crista_L/R (Fischi-Höcker)	Resultat	1. Tiefster zentraler Punkt der Crista infratemporalis	2. Tiefster zentraler Punkt der Crista infratemporalis	Kaudale Knochenansicht	1. Setze den zentralsten Punkt der Crista infratemporalis in der kaudalen Knochenansicht. 2. Zur Präzisierung des Referenzpunktes folge den Definitionen pro Ebene in vorgeschriebener Reihenfolge.
Skelettale 3D-Referenzpunkte des Hirnschädels – Os palatinum					
.PNS	2. Hinterster zentraler Punkt der Knochenkontur	1. Hinterster zentraler Punkt der Knochenkontur	Resultat: zentraler Punkt	Sagittale Weichteilansicht	1. Skrolle in der sagittalen Weichteilansicht so lange, bis .ANS erscheint, den du zuvor gesetzt hast. 2. Setze den hintersten zentralen Punkt der Spina nasalis posterior. 3. Zur Präzisierung des Referenzpunktes folge den Definitionen pro Ebene in vorgeschriebener Reihenfolge.

Tabelle 8: Definitionen der 3D-Referenzpunkte der Weichteile

Referenzpunkt	Axial (x, y)	Sagittal (y, z)	Koronal (x, z)	Ansicht	Instruktion
3D-Referenzpunkte der Weichteile – Labium					
.Ls	2. Vorderster Punkt der oberen Lippenkontur in der Mitte der I's	1. Vorderster zentraler Punkt der oberen Lippenkontur in der Mitte der I's	Resultat: Zentraler Punkt	Sagittale Weichteilansicht	<ol style="list-style-type: none"> 1. Setze den vordersten zentralen Punkt der oberen Lippenkontur. 2. Zur Präzisierung des Referenzpunktes folge den Definitionen pro Ebene in vorgeschriebener Reihenfolge.
.Li	2. Vorderster Punkt der unteren Lippenkontur in der Mitte der I's	1. Vorderster zentraler Punkt der unteren Lippenkontur in der Mitte der I's	Resultat: Zentraler Punkt	Sagittale Weichteilansicht	<ol style="list-style-type: none"> 1. Setze den vordersten zentralen Punkt der unteren Lippenkontur. 2. Zur Präzisierung des Referenzpunktes folge den Definitionen pro Ebene in vorgeschriebener Reihenfolge.
.Stm (Stomium)	Resultat	Tiefster zentraler Punkt der oberen Lippe	Resultat	Sagittale Weichteilansicht	<ol style="list-style-type: none"> 1. Skrolle in der sagittalen Weichteilansicht so lange, bis .Ls erscheint, den du zuvor gesetzt hast. 2. Setze den tiefsten Punkt an der unteren Lippenkontur der Oberlippe. 3. Zur Präzisierung des Referenzpunktes folge den Definitionen pro Ebene in vorgeschriebener Reihenfolge.
3D-Referenzpunkte der Weichteile – Nasus					
.Pn	2. Vorderster zentraler Punkt der Nasenspitze	1. Vorderster zentraler Punkt der Nasenspitze	Resultat: Zentraler Punkt	Sagittale Weichteilansicht	<ol style="list-style-type: none"> 1. Setze den vordersten zentralen Punkt der Nasenspitze. 2. Zur Präzisierung des Referenzpunktes folge den Definitionen pro Ebene in vorgeschriebener Reihenfolge.
3D-Referenzpunkte der Weichteile – Pharynx					

Referenzpunkt	Axial (x, y)	Sagittal (y, z)	Koronal (x, z)	Ansicht	Instruktion
.RP_ant	2. Zentraler vorderster Punkt	1. Vorderster Punkt, direkt unterhalb der Uvula an der ventralen Pharynx-Wand	Resultat	Sagittale Weichteilansicht	<ol style="list-style-type: none"> 1. Skrolle zum Ende der Uvula in der sagittalen Weichteilansicht. 2. Setze den vordersten Punkt direkt unterhalb der Uvula an der ventralen Pharynx-Wand. 3. Zur Präzisierung des Referenzpunktes folge den Definitionen pro Ebene in vorgeschriebener Reihenfolge.
.RP_post	2. Zentraler hinterster Punkt	1. Hinterster Punkt, direkt unterhalb der Uvula an der ventralen Pharynx-Wand	Resultat	Sagittale Weichteilansicht	<ol style="list-style-type: none"> 1. Skrolle zum Ende der Uvula in der sagittalen Weichteilansicht, bis .RP_ant erscheint, den du zuvor gesetzt hast. 2. Setze auf derselben Höhe den hintersten Punkt an der hinteren Pharynx-Wand. 3. Zur Präzisierung des Referenzpunktes folge den Definitionen pro Ebene in vorgeschriebener Reihenfolge.
.Referenzpunkt_ L/R	2. Zentraler lateraler Punkt	1. Lateralster Punkt, direkt unterhalb der Uvula an der lateralen Pharynx-Wand	Resultat	Sagittale Weichteilansicht	<ol style="list-style-type: none"> 1. Skrolle zum Ende der Uvula in der sagittalen Weichteilansicht, bis .RP_ant erscheint, den du zuvor gesetzt hast. 2. Setze auf derselben Höhe einen Punkt zwischen .RP_ant und .RP_post. 3. Zur Präzisierung des Referenzpunktes folge den Definitionen pro Ebene in vorgeschriebener Reihenfolge.

3.2 Spezielle Methodik

3.2.1 Intraindividuelle Reproduzierbarkeit der Referenzpunkte

Um die Reliabilität der 3D-Referenzpunkte zu überprüfen, wurden die Untersucher in zwei Gruppen eingeteilt. Gruppe 1 (Untersucher „A“) untersuchte die Intra-Rater-Reliabilität. In dieser Gruppe wurden alle 32 Patienten dreimal vermessen. In der zweiten Gruppe wurde die Inter-Rater-Reliabilität der Referenzpunkte überprüft. Hierzu zählten die ersten Messungen von Untersucher „A“ sowie die Messergebnisse der Untersucher „B“ und „C“. Untersucher „B“ und „C“ führten alle Messungen nur einmal pro Patient durch.

Für die Hypothesen 2.1 und 2.2, welche sich auf die Reproduzierbarkeit von Messungen eines Untersuchers sowie auf die mehrerer Untersucher bezogen, wurde das Verfahren nach Bland und Altman (1986) eingesetzt.

Die Reproduzierbarkeit bezog sich explizit auf die 3 Dimensionen der Referenzpunkte. Das heißt, dass für alle 68 Referenzpunkte jede einzelne Koordinate (x, y, z) überprüft wurde. Dies ergab $68 \times 3 = 204$ einzelne Untersuchungen der Reproduzierbarkeit, jeweils für die Intra- und die Inter-Rater-Reliabilität pro Patientendatensatz.

Zudem können im Bland-Altman-Plot zufällige und systematische Fehler graphisch dargestellt und Konfidenzintervalle (Limits of Agreement) konstruiert werden, in denen sich ca. 95 % aller Differenzen befinden.

Zur Beurteilung der Differenzen ist einerseits der Mittelwert aller Differenzen entscheidend. Im perfekten Fall beträgt er gleich null oder ist zumindest nahe null; dann nivellieren sich positive und negative Differenzen. Im Falle der perfekten Übereinstimmung würden alle Punkte auf der Geraden $y = 0$ liegen. Weicht der Mittelwert der Differenzen deutlich von null ab, ist dies ein Hinweis auf einen systematischen Fehler, beispielsweise wenn ein Untersucher immer einen Tick zu hoch ansetzt, bedingt durch eine Fehlinterpretation der Definition. Im Bland-Altman-Plot wurde der Mittelwert mit einer roten Linie markiert.

Die zweite essentielle Größe zur Beurteilung der Reproduzierbarkeit stellt die Standardabweichung (Streuung) der Differenzen dar; sie ist assoziiert mit dem zufälligen Fehler. Je größer die Differenzen um den Mittelwert streuen, desto größer ist der zufäl-

lige Fehler. Im Bland-Altman-Plot wurde der Mittelwert mit einer gestrichelten, schwarzen Linie markiert.

Im Bland-Altman-Plot wurden auf der Abszisse (x-Achse) die Mittelwerte der Messungen abgetragen, auf der Ordinate (y-Achse) die Differenzen der Messungen.

Aus dem Mittelwert der Differenzen und ihrer Standardabweichung wurden die sogenannten Limits of Agreement konstruiert. Sie ergeben sich nach der folgenden Formel:

- Limits of Agreement (+) = $MW + 1,96*s$ → obere Schranke
- Limits of Agreement (-) = $MW - 1,96*s$ → untere Schranke

mit MW = Mittelwert der Differenzen und s = Standardabweichung der Differenzen.

Im Hinblick auf die Klinik wurden für die Reproduzierbarkeit in der vorliegenden Arbeit drei Irrelevanzbereiche festgelegt und entsprechend klassifiziert. Sie richteten sich nach den Ergebnissen vergleichbarer Studien, wobei Abweichungen von bis zu 1 mm als klinisch akzeptabel und Abweichungen bis zu 2 mm als nützlich für die meisten Analysen eingestuft wurden (Burke 2009; Lagravère et al. 2009; Lagravère et al. 2010; Rossini et al. 2011; Wille 2012).

- Klasse „0“: Abweichungen bis 1 mm
- Klasse „1“: Abweichungen von > 1 bis 1,5 mm
- Klasse „2“: Abweichungen > 1,5 mm

Die Klassifizierung der Referenzpunkte bildete unter anderem den Grundstein für die darauffolgende Arbeit. Dabei untersucht Foth (2015, unpublizierte Daten) den Einfluss der unterschiedlichen Reliabilitätsklassen der 3D-Referenzpunkte und deren Einfluss auf die 3D-Variablen, um diese adäquat in der 3D-Analyse zu nutzen. Da es sich um bislang unveröffentlichte Daten handelt, wurde in **Tabelle 20** der Einfluss der Interferenzwerte auf die Veränderung von einem Winkel bzw. einer Strecke dargestellt und anschließend diskutiert.

Methodisch empfahl es sich, die Reproduzierbarkeit mit 3 Messungen durchzuführen. Das Bland-Altman-Verfahren wurde in der statistischen Auswertung dieser Untersuchung modifiziert, da es ursprünglich nur für 2 Messungen konstruiert wurde. Bei 3 Messungen ergaben sich somit 3 Differenzen: 1 vs. 2, 1 vs. 3 und 2 vs. 3. Pro Patient, Referenzpunkt und Dimension wurden daher alle 3 Differenzen im Bland-Altman-Plot

abgetragen und auch Mittelwert und Standardabweichung über alle Differenzen berechnet.

Das Bland-Altman-Verfahren ist kein klassisches interferenzstatistisches Verfahren. Eine klinische Bewertung der Ergebnisse musste erfolgen.

Zum besseren Verständnis und aufgrund des großen Umfanges der Excel Tabelle sowie der Bland-Altman-Plots wurden diese nachfolgend in Auszügen erklärt. Die detaillierte Erläuterung erlaubte den Verzicht der grafischen Darstellung aller Bland-Altman-Plots jeder Dimension eines jeden einzelnen Referenzpunktes im Ergebnisteil. Auf das Design des Untersuchungsplanes wurde bereits **Tabelle 5** eingegangen.

Die Untersuchungstabelle gliederte sich in fünf einzelne Tabellenblätter:

- Tabelle der „Auswertung“ (**Tabelle 9**)
- Tabelle der „Bland-Altman Alle LMs“ (**Tabelle 11**)
- Tabelle der „Bland-Altman Auswahl LMs“ (hatte für die Arbeit keine Relevanz)
- „IntraR LMs“ (hatte für die Arbeit keine Relevanz)
- „InterR LMs“ (hatte für die Arbeit keine Relevanz)

Die Erläuterung der ersten beiden Tabellenblätter diente der Darstellung des Untersuchungsplanes sowie der Bland-Altman-Plots. Die restlichen Tabellenblätter sind Teil der Ergebnisse welche jedoch für die Präsentation der Ergebnisse keine Rolle spielten.

Im ersten Tabellenblatt „Auswertung“ gliederten sich die Spalten wie folgt (**Tabelle 9**):

- A-D: Patienteninformation (Nr., ID, Alter, Geschlecht)
- E-F: Referenzpunkt (RP) mit dazugehöriger Dimension
- G-K: Ergebnisse der Koordinaten der entsprechenden Messungen für Intra-Rater (Untersucher „A“ mit jeweils drei Durchgängen: A1, A2, A3) und Inter-Rater (A1 und Untersucher B und C mit jeweils einem Durchgang) (Angabe in mm)
- L-M: Mittelwerte der Koordinaten für Intra- und Inter-Rater
- N-S: Differenzen der Einzelmessungen für Intra- und Inter-Rater
- T-W/X-AA: Ergebnisse der Berechnung des MW der Differenzen, der Standardabweichung und der +/- LOA jeweils für Intra- und Inter-Rater

Alle 68 Referenzpunkte der 32 Patienten wurden untereinander, alphabetisch sortiert und je Dimensionen dargestellt (pro RP 32x axial, 32x koronal, 32x sagittal).

Tabelle 9: Übersichtsansicht: Auszug des Tabellenblatts „Auswertung“ der kompletten Untersuchung

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R	S	T	U	V	W	X	Y	Z	AA	
1	Pat. Nr.	ID	Alter	m / w	RP	Dimension	A1	A2	A3	B	C	MW A1_A2_A3	MW A1_B_C	Diff A1_A2	Diff A1_A3	Diff A2_A3	Diff A1_B	Diff A1_C	Diff B_C	MW-Diff IntraR	s-Diff IntraR	LOA+ IntraR	LOA- IntraR	MW-Diff InterR	s-Diff InterR	LOA+ InterR	LOA- InterR	
599	21	##	7	2	.Crista_L	axial	19	20	20	20	20	19,57	19,57	-0,1	-0,4	-0,3	-0,2	-0,3	-0,1	0,01	0,28	0,56	-0,53	0,01	0,32	0,65	-0,62	
600	22	##	10	2	.Crista_L	axial	14	14	14	14	14	14,30	14,20	0	0	0	-0,1	0,4	0,5	0,02	0,27	0,56	-0,51	0,03	0,33	0,67	-0,61	
601	30	##	21	2	.Crista_L	axial	24	24	24	24	24	23,73	23,97	0,2	0	-0,2	-0,2	-0,3	-0,1	0,03	0,28	0,57	-0,52	0,03	0,33	0,68	-0,61	
602	31	##	21	2	.Crista_L	axial	27	27	26	27	27	26,50	26,50	-0,1	0,1	0,2	0	0	0	0,03	0,28	0,57	-0,51	0,03	0,33	0,68	-0,61	
603	6	##	9	1	.Crista_L	axial	21	22	22	21	22	21,57	21,47	-0,4	-0,1	-0,2	0,3	0	-0,2	-0,2	0,03	0,28	0,57	-0,51	0,03	0,33	0,68	-0,62
604	16	##	21	1	.Crista_L	axial	23	23	23	24	23	23,20	23,30	0,1	-0,1	-0,2	-0,3	0	0,3	0,02	0,27	0,56	-0,51	0,04	0,33	0,68	-0,61	
605	7	##	8	1	.Crista_L	axial	17	17	18	17	17	17,43	17,03	-0,2	-0,5	-0,3	0,6	-0,1	-0,7	0,03	0,27	0,57	-0,51	0,03	0,34	0,70	-0,64	
606	32	##	18	2	.Crista_L	axial	20	20	20	20	20	20,30	20,40	0,1	0,2	0,1	0	0	0	0,04	0,28	0,59	-0,51	0,02	0,34	0,69	-0,65	
607	23	##	8	2	.Crista_L	axial	16	16	16	16	16	15,97	15,87	-0,5	0	0,5	-0,2	0	0,2	0,04	0,28	0,59	-0,51	0,02	0,34	0,69	-0,65	
608	24	##	8	2	.Crista_L	axial	9,7	11	11	11	11	10,23	10,37	-0,8	-0,8	0	-0,8	-1,2	-0,4	0,04	0,27	0,58	-0,50	0,02	0,34	0,69	-0,65	
609	8	##	8	1	.Crista_L	axial	15	15	15	15	15	14,77	14,70	0,2	0,2	0	0,3	0,3	0	0,07	0,26	0,57	-0,44	0,07	0,33	0,72	-0,59	
610	1	##	10	1	.Crista_L	koronal	-42	-42	-42	-42	-42	-41,80	-42,03	-0,5	-0,1	0,4	-0,1	0,2	0,3	0,06	0,26	0,57	-0,45	0,06	0,34	0,72	-0,60	
611	17	##	8	2	.Crista_L	koronal	-41	-41	-41	-41	-41	-41,33	-41,03	0,2	0,2	0	-0,2	-0,3	-0,1	0,07	0,26	0,57	-0,44	0,06	0,34	0,73	-0,61	
612	25	##	25	2	.Crista_L	koronal	-41	-40	-41	-40	-41	-40,50	-40,53	-0,5	-0,1	0,4	-0,6	0,1	0,7	0,05	0,27	0,59	-0,49	0,06	0,35	0,74	-0,62	

Im Folgenden diene der Referenzpunkt .Crista_L als Beispiel. **Tabelle 10** stellte einen Auszug der **Tabelle 9** der Intra-Rater- Ergebnisse dar. Sie diene der Erläuterung der des Bland-Altman-Plots (**Abb. 12**). Dabei wurden die Farbschemata für die Patientennummern 1 (blau) und 17 (grün) im Verlauf beibehalten.

Die Spalten gliederten sich wie folgt:

- A: Patientenummer
- E-F: Referenzpunkt mit entsprechender Dimension
- G-I: Einzelwerte (EW) der Messungen
- L: Mittelwert (MW) der Einzelmessungen; sie werden im folgenden Beispiel zur grafischen Darstellung im Bland-Altman-Plot auf der Abszisse abgetragen (**Abb. 12**)
- N-P: Berechnung der intraindividuellen Differenzen der Einzelmessungen (Diff), welche im folgenden Beispiel zur grafischen Darstellung im Bland-Altman-Plot auf der Ordinate abgetragen wurden (**Abb. 12**)

Tabelle 10: Auszug des Tabellenblatts „Auswertung“ der Untersuchungstabelle der Intra-Rater-Messungen verschiedener Patienten am Beispiel der .Crista_L in der axialen Dimension.

	A	E	F	G	H	I	L	N	O	P
1	Pat. Nr.	Referenzpunkt	Dimension	A1	A2	A3	MW A1_A2_A3	Diff A1_A2	Diff A1_A3	Diff A2_A3
578	1	.Crista_L	axial	25,1	25,1	24,8	25,00	0,0	0,3	0,3
579	17	.Crista_L	axial	22,9	23	22,9	22,93	-0,1	0	0,1
580	25	.Crista_L	axial	23,2	23	23,1	23,10	0,2	0,1	-0,1
581	9	.Crista_L	axial	20,5	20,6	20,2	20,43	-0,1	0,3	0,4
582	10	.Crista_L	axial	25,8	25,5	25,6	25,63	0,3	0,2	-0,1
583	26	.Crista_L	axial	10,8	10,7	11,2	10,90	0,1	-0,4	-0,5
584	11	.Crista_L	axial	25,8	26,2	25,9	25,97	-0,4	-0,1	0,3
585	12	.Crista_L	axial	20,8	20,9	20,5	20,73	-0,1	0,3	0,4
586	2	.Crista_L	axial	17,9	18	17,8	17,90	-0,1	0,1	0,2
587	13	.Crista_L	axial	23,7	23,5	23,5	23,57	0,2	0,2	0
588	27	.Crista_L	axial	21,1	21,1	21,3	21,17	0	-0,2	-0,2

Im zweiten Tabellenblatt „Bland-Altman Alle LM“ (**Tabelle 11**) wurden alle Messungen der 32 Patienten pro Referenzpunkt entsprechend seiner 3 Dimensionen zusammenfassend, alphabetisch geordnet, dargestellt (pro Referenzpunkt axial, koronal, sagittal).

Die Spalten gliederten sich wie folgt:

- A-B: Referenzpunkt und Dimension
- C: Klassifizierung der Referenzpunkte anhand der LOA-Intra-Rater
- D-G: Mittelwert der Differenzen, Standardabweichung, Konfidenzintervalle für Intra-Rater
- H: Klassifizierung der Referenzpunkte anhand der LOA-Inter-Rater
- I-L: Mittelwert der Differenzen, Standardabweichung, Konfidenzintervalle für Inter-Rater

Tabelle 11: Übersichtsansicht: Auszug des Tabellenblatts „Bland-Altman Alle LMs“

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L
	Landmark	Dimension	Reliabilität IntraR	MW Differenzen IntraR	s Differenzen IntraR	LOA+ IntraR	LOA- IntraR	Reliabilität InterR	MW Differenzen InterR	s Differenzen InterR	LOA+ InterR	LOA- InterR
11	.ClivusTangent	axial	0	0,10	0,31	0,70	-0,51	0	0,03	0,36	0,72	-0,67
12	.ClivusTangent	coronal	0	0,15	0,33	0,80	-0,51	0	-0,01	0,37	0,71	-0,74
13	.ClivusTangent	sagittal	0	0,02	0,40	0,81	-0,76	0	0,06	0,38	0,80	-0,68
14	.Co_L	axial	0	0,00	0,25	0,49	-0,49	0	0,06	0,45	0,94	-0,81
15	.Co_L	coronal	0	0,00	0,38	0,75	-0,75	1	-0,10	0,60	1,07	-1,28
16	.Co_L	sagittal	0	0,07	0,47	0,99	-0,86	2	0,27	0,75	1,75	-1,21
17	.Co_R	axial	0	0,08	0,26	0,58	-0,43	0	0,12	0,27	0,65	-0,41
18	.Co_R	coronal	0	0,07	0,37	0,79	-0,66	0	-0,01	0,48	0,92	-0,94
19	.Co_R	sagittal	1	0,08	0,55	1,16	-1,01	1	0,02	0,72	1,44	-1,39
20	.Crista_L	axial	0	0,01	0,27	0,54	-0,52	0	-0,02	0,30	0,57	-0,62
21	.Crista_L	coronal	0	0,06	0,26	0,57	-0,45	0	0,06	0,34	0,72	-0,60
22	.Crista_L	sagittal	0	0,01	0,34	0,67	-0,65	0	-0,09	0,43	0,76	-0,93
23	.Crista_R	axial	0	0,10	0,26	0,61	-0,42	0	-0,05	0,28	0,49	-0,59
24	.Crista_R	coronal	0	-0,02	0,27	0,51	-0,56	0	0,00	0,35	0,68	-0,67
25	.Crista_R	sagittal	0	0,03	0,35	0,72	-0,67	0	0,05	0,42	0,87	-0,78
26	.F_L	axial	0	0,07	0,44	0,92	-0,78	1	-0,26	0,60	0,91	-1,43
27	.F_L	coronal	0	-0,08	0,35	0,61	-0,76	0	0,01	0,46	0,91	-0,89
28	.F_L	sagittal	0	0,05	0,36	0,76	-0,66	0	0,07	0,40	0,85	-0,72

Tabelle 12 stellte einen Auszug der **Tabelle 11** mit den Ergebnissen der Intra-Rater dar. Die axiale Dimension der .Crista_L wurde als Beispiel beibehalten. Sie wurde in einem schwarzen Rahmen hervorgehoben und diente ebenfalls der Beschreibung des Bland-Altman-Plots (**Abb. 12**).

Die Spalten gliederten wie folgt:

- A-B: Referenzpunkte mit ihren dazugehörigen drei Dimensionen in der Reihenfolge axial, koronal, sagittal
- C: Klassifizierung der Dimensionen
- D: Intraindividuelle Berechnung des Mittelwertes der Differenzen; er gibt Auskunft über den systematischen Fehler; in der Tabelle und im Bland-Altman-Plot wurde der Mittelwert mit einer roten Linie markiert
- E: Intraindividuelle Standardabweichung
- F-G: +/-Limits of Agreement, in denen sich ca. 95 % aller Differenzen befinden und anhand derer die Dimensionen der Referenzpunkte klassifiziert wurden (Klasse „0“ bis 1 mm, Klasse „1“ 1 bis 1,5 mm, Klasse 2 mehr als 1,5 mm); je größer die LOA, desto unpräziser die Messung; sie errechnen sich aus der Standardabweichung der Differenzen und dem Mittelwert der Differenzen ($MW + 1,96*s/MW - 1,96*s$)
- Zeile 20/ Spalte F/G/C: .Crista_L axial: LOA+/LOA- < +/-1 mm (gestrichelter Rahmen), das entsprach der Klasse 0; der minimale systematische Fehler (rot unterstrichen) lag bei 0,01 mm

Tabelle 12: Auszug des Tabellenblatts „Bland-Altman Alle LMs“ der Untersuchungstabelle. Die axiale Dimension der .Crista_L wurde beispielhaft hervorgehoben.

	A	B	C	D	E	F	G
1	Landmark	Dimension	Reliabilität IntraR	MW Differenzen IntraR	s Differenzen IntraR	LOA+ IntraR	LOA- IntraR
17	.Co_R	axial	0	0,08	0,26	0,58	-0,43
18	.Co_R	koronal	0	0,07	0,37	0,79	-0,66
19	.Co_R	sagittal	1	0,08	0,55	1,16	-1,01
20	.Crista_L	axial	0	<u>0,01</u>	0,27	0,54	-0,52
21	.Crista_L	koronal	0	0,06	0,26	0,57	-0,45
22	.Crista_L	sagittal	0	0,01	0,34	0,67	-0,65
23	.Crista_R	axial	0	0,10	0,26	0,61	-0,42
24	.Crista_R	koronal	0	-0,02	0,27	0,51	-0,56

Die vorab hervorgehobenen Werte aus den o.g. Untersuchungstabellen (**Tabelle 10**, **Tabelle 12**) wurden in entsprechender Weise jeweils für Patientenummer 1 (blau) und Patientenummer 17 (grün) im Bland-Altman-Plot markiert (**Abb. 12**). Auf der x-Achse wurden die Mittelwerte der Einzelmessungen abgetragen (MW-EM), auf der y-Achse die Differenzen der Einzelmessungen (EM). Die rote Linie stand für den Mittelwert der Differenzen (MW-Diff), die gestrichelte schwarze Linie für die +/-Limits of Agreement (+/-LOA). Fazit: Die Messung wies einen minimalen systematischen Fehler auf (rote Linie nahe null). Die Definition wurde verstanden und richtig interpretiert. Anhand der LOA wurde die axiale Dimension der Klasse 0 zugeteilt.

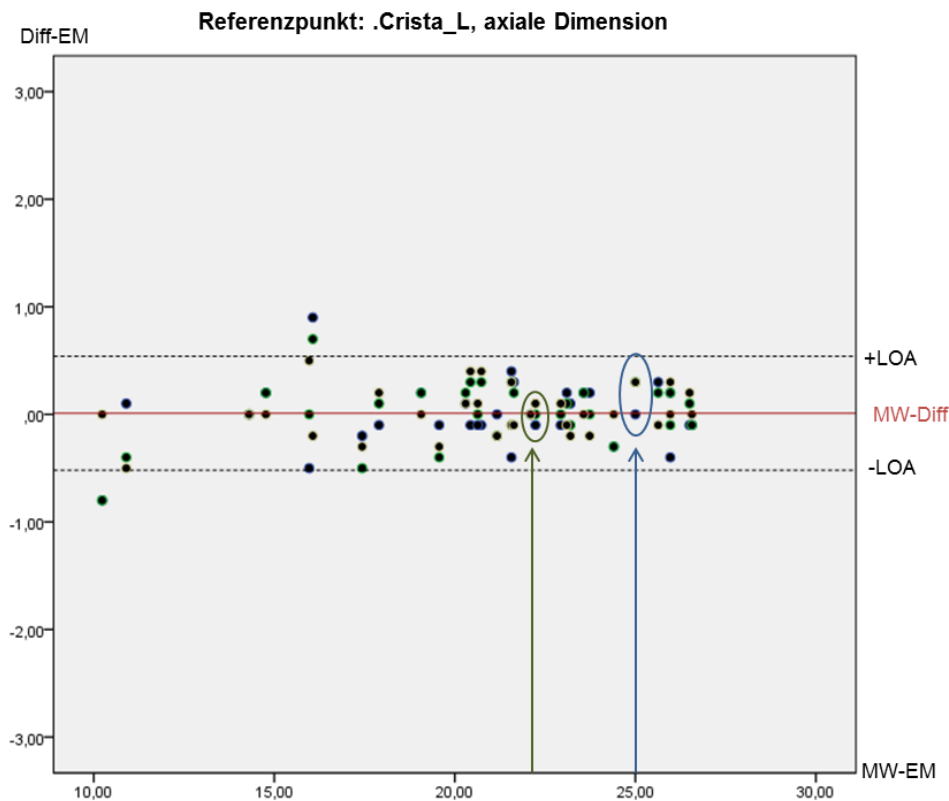


Abb. 12: Bland-Altman-Plot am Beispiel der axialen Dimension der .Crista_L: Alle Werte sind den o.g. Untersuchungstabellen (**Tabelle 10, Tabelle 12**) zu entnehmen. Das Farbschema wurde beibehalten.

3.2.2 Interindividuelle Reproduzierbarkeit der Referenzpunkte

Da die intraindividuelle und interindividuelle spezielle Methodik identisch waren, wurde an dieser Stelle auf das Kapitel 3.2.1 verwiesen.

3.2.3 Vergleich der intraindividuellen mit der interindividuellen Reproduzierbarkeit

Die Hypothese 2.3 postuliert, dass die Intra-Rater-Reliabilität höher ist als die Inter-Rater-Reliabilität.

Die Untersuchung bezog sich explizit auf die 3 Dimensionen der Referenzpunkte. Dies ergab $68 \times 3 = 204$ einzelne Untersuchungen der Reproduzierbarkeit, jeweils für die Intra- und die Inter-Rater-Reliabilität.

Zur Überprüfung der Hypothese wurden die Häufigkeiten der einzelnen Klassen der Reliabilität (Klasse 0, Klasse 1, Klasse 2) getrennt nach Intra- und Inter-Rater-Reliabilität in einer Kreuztabelle erfasst und dargestellt. Entsprechend der zweiseitigen Hypothesenformulierung kann eine 3x2-Kreuztabelle nur zweiseitig auf Signifikanz getestet werden. Bei dieser Kreuztabelle handelt es sich um eine 3x2-Felder-Tafel. Mit dem Chi²-Test wurde anschließend geprüft, ob die Klassen der Reliabilität gleich verteilt sind. Im statistischen Signifikanztest formuliert die „Nullhypothese“ (H₀) die Gleichheit (Intra-Rater = Inter-Rater) und die „Alternativhypothese“ (H₁) den Unterschied (es bestehen Unterschiede zwischen Intra-Rater und Inter-Rater) bezüglich der interessierenden Fragestellung (Bender & Lange 2007). Eine zweiseitige Hypothesenformulierung beschäftigt sich demnach mit der Thematik „Gleichheit vs. Unterschied“.

Zur Bestätigung und Visualisierung der Richtung der Hypothese dienen die Kreuztabelle und ein gruppiertes Balkendiagramm.

Für die Überprüfung der Hypothese 2.3 (Alternativhypothese) wurde ein Signifikanzniveau (α -Niveau) von 5 % festgelegt. Dies entspricht der maximalen Irrtumswahrscheinlichkeit, die Alternativhypothese anzunehmen, obwohl angenommen wird, die Nullhypothese sei wahr. Man spricht hier von einem Fehler 1. Art. Das Ergebnis eines statistischen Signifikanztestes ist der p-Wert. Mit ihm ist es möglich, zuvor formulierte Hypothesen zu überprüfen. Je kleiner der p-Wert ist, desto eher kann die Alternativhypothese angenommen werden. Der p-Wert sagt aus, dass es eine statistische Evidenz für einen Unterschied gibt. Wie groß der Effekt ist, kann man am p-Wert nicht ablesen (Bender & Lange 2007).

Es gilt (Aufhauser 2006):

- Signifikanz von Chi²-Wert ($p > \alpha$): Nullhypothese kann aufgrund der beobachteten Verteilung in der Stichprobe nicht abgelehnt werden.
- Signifikanz von Chi²-Wert ($p < \alpha$): Nullhypothese kann aufgrund der beobachteten Verteilung in der Stichprobe abgelehnt werden.

Es wurden die folgenden Signifikanzniveaus festgelegt:

- $P > .05$ nicht signifikant
- $P \leq .05$ signifikant

- $P \leq .01$ sehr signifikant
- $P \leq .001$ hoch signifikant

Die Auswertung erfolgte mit der Software Microsoft Excel 2010 sowie mit SPSS, Version 20.

Tabelle 13: (Uni-Konztanz 2001): Erläuterung Fehler 1. Art: Kann durch einen statistischen Test die Nullhypothese (H^0) abgelehnt werden, so spricht man von einem Fehler 1. Art. Es gilt, die Alternativhypothese (H^1) anzunehmen.

	Wahrer Sachverhalt: H_0 (Es gibt keinen Unterschied)	Wahrer Sachverhalt: H_1 (Es gibt einen Unterschied)
Durch einen statistischen Test fällt die Entscheidung für H_0	Richtige Entscheidung Wahrscheinlichkeit: $1 - \alpha$ (Spezifität)	Fehler 2. Art Wahrscheinlichkeit β
Durch einen statistischen Test fällt die Entscheidung für H_1	Fehler 1. Art Wahrscheinlichkeit α	Richtige Entscheidung Wahrscheinlichkeit: $1 - \beta$ (Sensitivität)

4. Ergebnisse

4.1 Intraindividuelle Reproduzierbarkeit der Referenzpunkte

In **Tabelle 14** wurden die Ergebnisse der Intra-Rater-Reliabilität eines jeden Referenzpunktes mit seinen drei Koordinaten und den entsprechenden Berechnungen nicht mehr untereinander, sondern in einer Zeile abgebildet. In jeder Spalte wurde die Reihenfolge x (sagittal), y (koronal), z (axial) eingehalten. In jeder Zeile war es möglich, sowohl den systematischen (Richtigkeit) als auch den zufälligen Fehler (Präzision) sowie die Standardabweichung abzulesen. Gleichzeitig erhielt man eine Übersicht, die Aufschluss über die jeweilige Einteilung der Reliabilitäten der Dimensionen der Referenzpunkte in die Klassen gibt.

Die Überprüfung der Koordinaten der 68 Referenzpunkte der 32 Patienten ergab folgende Erkenntnisse:

- 82,84 % der Koordinaten wurden mit einer Abweichung bis zu 1 mm ermittelt und wurden der Klasse „0“ zugeteilt. Die kleinste Abweichung betrug 0,26 mm.
- 15,69 % der Koordinaten wurden mit einer Abweichung von > 1 bis 1,5 mm ermittelt und wurden der Klasse „1“ zugeteilt.
- 1,47 % der Koordinaten wurden mit einer Abweichung größer 1,5 mm ermittelt und wurden der Klasse „2“ zugeteilt. Die größte Abweichung betrug 2,11 mm.

Fazit: 98,53 % aller Koordinaten der Referenzpunkte waren in einem klinischen Irrelevanzbereich von +/- 1,5 mm reproduzierbar.

Die LOA lagen zwischen +2,02 mm und -2,11 mm. Der systematische Fehler lag im Mittel bei 0,01 mm (-0,22 mm - 0,24 mm).

Insgesamt konnten alle Dimensionen der dentalen Referenzpunkte, bis auf 3 Ausnahmen, der Klasse 0 zugeordnet werden und lagen somit im klinischen Irrelevanzbereich von bis zu 1 mm.

Generell überwogen die größten Abweichungen der koronalen Schneidezahnreferenzpunkte des Oberkiefers und des Unterkiefers in x, während z die geringsten Abweichungen aufwies. Die größten Abweichungen der apikalen Schneidezahnreferenzpunkte des Oberkiefers und Unterkiefers, hatte z. Am reliabelsten war x. Die interinzisalen Referenzpunkte der Schneidezähne wiesen sowohl im Oberkiefer als auch im Unterkie-

fer in z höhere Abweichungen auf. Zu den oben erwähnten Ausnahmen zählte der laterale linke untere Schneidezahn mit seinen dazugehörigen koronalen und apikalen Referenzpunkten. So wurde der koronale Schneidezahn-Referenzpunkt in x und der apikale Schneidezahn-Referenzpunkt in y und z der Klasse 1 zugeteilt.

Die Kuspitationspunkte des Oberkiefers waren besser reproduzierbar als die des Unterkiefers. Alle Kuspitationspunkte konnten der Klasse 0 zugeteilt werden. Generell waren sie in z am reliabelsten; x und y verhielten sich ähnlich, wobei y die geringste Reliabilität hatte.

Die koronalen dentalen Kreuzbiss-Referenzpunkte waren in der z-Dimension am stabilsten. Die Abweichungen in y und x waren ähnlich, wobei sie in x am größten waren. Der Unterkiefer schnitt allgemein schlechter ab. Bei den apikalen dentalen Kreuzbiss-Referenzpunkten waren die Abweichungen in y und z ähnlich, wobei sie in y am kleinsten waren. Die größten Abweichungen hatte x. Sowohl der Oberkiefer als auch der Unterkiefer verhielten sich ähnlich.

Von den 21 skelettalen Referenzpunkten des Gesichtsschädels wurden 44 Dimensionen der Klasse 0, 19 Dimensionen der Klasse 1 sowie 3 Dimensionen der Klasse 2 zugeordnet.

Zu den am schlechtesten reproduzierbaren Referenzpunkten gehörten die Referenzpunkte der Sutura zygomaticomaxillaris der Maxilla. Sie wurden in allen Dimensionen der Klasse 1-2 zugeordnet. Generell waren die Abweichungen in der koronalen Dimension höher als in der axialen. Der Referenzpunkt .A der Maxilla konnte in allen drei Dimensionen der Klasse 0 zugeordnet werden. In der z-Achse wurden die größten Abweichungen erfasst. Der Referenzpunkt der Spina nasalis anterior wurde komplett der Klasse 0 zugeordnet. Die größten Abweichungen waren in y. Die sagittale und axiale Dimension waren ähnlich reliabel wobei z am reliabelsten war.

Die sagittalen Referenzpunkte des Kinns waren alle bis auf Menton, welcher das Kinn kaudal begrenzt, in z am schwächsten reliabel. Alle Dimensionen, bis auf die axiale Dimension von Pogonion, konnten der Klasse 0 zugeordnet werden. Er wurde in dieser Dimension der Klasse 1 zugeordnet. Der unterste Referenzpunkt des Kinns, Menton, hatte in der axialen Dimension die geringste Abweichung, sagittal jedoch die größte. Sie gehörte dennoch der Klasse 0 an. Die höchste Reliabilität hatte die koronale Dimensi-

on, insbesondere bei den Referenzpunkten Spina mentalis, .B und Pogonion. Der Referenzpunkt der Spina mentalis hatte von allen Referenzpunkten des Kinns die beste Reliabilität in y.

Die anterioren Referenzpunkte des Kieferwinkels wiesen in der koronalen Dimension typische Abweichungen auf und wurden der Klasse 1 zugeteilt. Sowohl in x als auch in z wurden sie der Klasse 0 zugeteilt. Am stabilsten waren sie in der axialen Dimension. Die posterioren Referenzpunkte des Kieferwinkels waren in z am wenigsten reliabel und wurden sowohl für rechts als auch für links der Klasse 1 zugeordnet. Die y-Dimension war die reliabelste und konnte in Klasse 0 eingeordnet werden. Die reliabelste Dimension der Referenzpunkte des distokraniellen Kondylus war die Koronale. Die größten Abweichungen lagen im Bereich der sagittalen Dimension und wurden der Klasse 1 zugeordnet. Die axiale Dimension der kranialen Kondylenpunkte wies die höchste Reliabilität auf während die sagittale Dimension die größten Abweichungen aufwies. Nur der rechte Kondylenpunkt wurde jedoch der Klasse 1 zugeteilt.

Die skelettalen Referenzpunkte zur Bestimmung des Kreuzbisses waren im Oberkiefer besser reproduzierbar als im Unterkiefer, wobei y am wenigsten reliabel war und generell der Klasse 1 zugeordnet wurde. x und z wiesen die geringsten Abweichungen auf, wobei x dezent geringere Abweichungen hatte.

Der skelettale Referenzpunkt der Sutura frontozygomata, konnte in allen drei Dimensionen der Klasse 0 zugeordnet werden. Die sagittale und die coronale Dimension verhielten sich ähnlich, wobei x minimal reliabler war. Die Abweichungen in z waren am größten.

Die Referenzpunkte Basion, Orbita und Porion wurden nicht überprüft, da sie Bestandteil des Koordinatensystems waren und nicht infrage gestellt wurden.

Der rekonstruierte Clivustangenten-Referenzpunkt konnte in allen drei Dimensionen der Klasse 0 zugeteilt werden, wobei y und z besser reliabel waren als x.

Der Referenzpunkt der Spina nasalis superior konnte in allen Dimensionen der Klasse 0 zugeordnet werden. Vor allem x und y waren ähnlich reliabel. Die höchste Abweichung besaß z, die kleinste hatte x.

Beide Referenzpunkte des Foramen spinosum waren in x und y besser reliabel als in z. Nur z wurde der Klasse 1 zugeordnet. Am reliabelsten war die sagittale Dimension.

Alle Dimensionen des Referenzpunktes der Crista infratemporalis der Schädelbasis, konnten der Klasse 0 zugeordnet werden, wobei y und z ähnlich reliabel waren. Die sagittale Dimension hatte die geringste Reliabilität, die koronale die höchste.

Der Referenzpunkt der Spina nasalis posterior hatte in z die größten Abweichungen wurde nur in ihr der Klasse 1 zugeordnet. Die geringste Abweichung hatte x.

Die vestibulären Weichteilreferenzpunkte der oberen und unteren Lippenkontur wurden anhand ihrer Reliabilität in allen Dimensionen der Klasse 0 zugeordnet. Sie waren vor allem in x und y ähnlich reliabel, wobei x die geringste Abweichung hatte. Insgesamt waren die Abweichungen in z am größten. Die größten Abweichungen hatte Stomion in der y-Dimension, die kleinsten in x.

Die anterioren und posterioren Referenzpunkte des Rachens waren in y am besten reliabel und gehörten der Klasse 0 an. Sowohl in x als auch in z stellten sie sich als schwächer reliabel heraus, wobei x dominierte und beide Referenzpunkte der Klasse 1 zugeordnet werden konnten. Die rechten und linken Referenzpunkte des Rachens waren in x am besten reliabel und gehörten zur Klasse 0. Alle anderen Dimensionen wurden in Klasse 1 eingeteilt.

Alle Dimensionen des Weichteilnasenpunktes wurden der Klasse 0 zugeordnet, wobei dieser in der axialen Dimension die größten Abweichungen hatte. Die kleinsten Abweichungen waren in y.

Tabelle 14: Ergebnisse der Intra-Rater-Reliabilität. Aus Gründen der Übersichtlichkeit ist jeder Referenzpunkt mit seinen 3 Dimensionen und seinen entsprechenden Berechnungen nicht mehr untereinander, sondern in einer Zeile zu betrachten. Rot: Referenzpunkt mit entsprechender Bezeichnung; weiß: Klassifizierung der Reliabilitäten pro Dimensionen und pro Referenzpunkt anhand der LOA; grau: systematischer (MW der Differenzen), Standardabweichung (s) und zufälliger Fehler (+/- LOA). Die Ergebnisse wurden durch einen Slash (/) voneinander getrennt. Alle Werte wurden in der Reihenfolge x (sagittal), y (koronal), z (axial) dargestellt.

Referenzpunkt	Reliabilität IntraR: x-y-z	MW Differenzen IntraR x-y-z	s Differenzen IntraR x-y-z	LOA+ IntraR x-y-z	LOA- IntraR x-y-z
.A	0-0-0	0,00/0,00/-0,01	0,23/0,21/0,48	0,45/0,42/0,93	-0,45/-0,42/-0,96
.ANS	0-0-0	-0,03/-0,02/0,04	0,28/0,39/0,27	0,51/0,75/0,57	-0,57/-0,79/-0,50
.B	0-0-0	-0,04/0,01/-0,01	0,36/0,17/0,43	0,67/0,34/0,84	-0,74/-0,33/-0,85
.ClivusTangent	0-0-0	0,02/0,15/0,10	0,40/0,33/0,31	0,81/0,80/0,70	-0,76/-0,51/-0,51

Referenzpunkt	Reliabilität IntraR: x-y-z	MW Differenzen IntraR x-y-z	s Differenzen IntraR x-y-z	LOA+ IntraR x-y-z	LOA- IntraR x-y-z
.Co_L	0-0-0	0,07/0,00/0,00	0,47/0,38/0,25	0,99/0,75/0,49	-0,86/-0,75/-0,49
.Co_R	1-0-0	0,08/0,07/0,08	0,55/0,37/0,26	1,16/0,79/0,58	-1,01/-0,66/-0,43
.Crista_L	0-0-0	0,01/0,06/0,01	0,34/0,26/0,27	0,67/0,57/0,54	-0,65/-0,45/-0,52
.Crista_R	0-0-0	0,03/-0,02/0,10	0,35/0,27/0,26	0,72/0,51/0,61	-0,67/-0,56/-0,42
.F_L	0-0-0	0,05/-0,08/0,07	0,36/0,35/0,44	0,76/0,61/0,92	-0,66/-0,76/-0,78
.F_R	0-0-0	0,00/-0,09/0,14	0,31/0,32/0,32	0,60/0,55/0,76	-0,61/-0,73/-0,49
.Pgn	0-0-0	0,03/0,15/-0,15	0,26/0,37/0,39	0,54/0,87/0,61	-0,48/-0,58/-0,91
.Li	0-0-0	-0,02/-0,05/-0,02	0,17/0,22/0,46	0,32/0,38/0,88	-0,35/-0,49/-0,92
.LI1.crown_L	0-0-0	0,02/-0,01/0,04	0,32/0,24/0,18	0,65/0,46/0,39	-0,61/-0,48/-0,31
.LI1.crown_R	0-0-0	0,15/-0,04/0,00	0,37/0,20/0,19	0,87/0,35/0,37	-0,57/-0,42/-0,38
.LI1.rootL	0-0-0	-0,03/-0,02/0,12	0,27/0,35/0,32	0,49/0,67/0,74	-0,54/-0,72/-0,50
.LI1.root_R	0-0-0	-0,01/-0,05/0,24	0,29/0,39/0,34	0,56/0,72/0,90	-0,57/-0,82/-0,43
.LI2.crown_L	1-0-0	-0,15/-0,03/-0,05	0,55/0,28/0,19	0,92/0,51/0,31	-1,23/-0,57/-0,41
.LI2.crown_R	0-0-0	0,09/-0,05/-0,04	0,33/0,21/0,23	0,74/0,36/0,41	-0,56/-0,47/-0,49
.LI2.root_L	0-1-1	-0,04/0,01/0,11	0,32/0,51/0,48	0,58/1,01/1,05	-0,66/-0,99/-0,83
.LI2.root_R	0-0-0	-0,06/0,04/0,15	0,33/0,43/0,39	0,58/0,87/0,91	-0,71/-0,80/-0,61
.LII	0-0-0	-0,03/-0,02/0,11	0,26/0,28/0,30	0,47/0,54/0,71	-0,53/-0,58/-0,48
.Ls	0-0-0	-0,05/-0,07/-0,03	0,25/0,28/0,37	0,44/0,48/0,70	-0,53/-0,63/-0,76
.Md.crown_L	0-0-0	-0,03/-0,03/0,07	0,42/0,35/0,20	0,79/0,66/0,46	-0,84/-0,72/-0,33
.Md.crown_R	0-0-0	-0,04/0,04/0,08	0,30/0,30/0,24	0,56/0,63/0,54	-0,63/-0,55/-0,38
.Md.cusp_L	0-0-0	0,13/0,10/0,04	0,37/0,41/0,25	0,85/0,89/0,53	-0,58/-0,69/-0,46
.Md.cusp_R	0-0-0	-0,08/-0,07/-0,02	0,46/0,43/0,23	0,82/0,78/0,44	-0,99/-0,92/-0,47
.Md.lingual_L	1-1-1	0,08/0,08/0,14	0,66/0,64/0,59	1,36/1,34/1,30	-1,21/-1,18/-1,03
.Md.lingual_R	1-1-1	-0,06/0,13/0,21	0,53/0,65/0,58	0,97/1,40/1,35	-1,09/-1,13/-0,93
.Md.root_L	0-0-0	0,03/0,04/-0,11	0,38/0,34/0,28	0,77/0,70/0,44	-0,71/-0,63/-0,66
.Md.root_R	0-0-0	-0,04/0,00/-0,05	0,41/0,33/0,27	0,77/0,65/0,47	-0,84/-0,65/-0,57
.Me	0-0-0	0,09/0,06/0,02	0,45/0,35/0,23	0,97/0,74/0,47	-0,79/-0,62/-0,43
.Mx.crown_L	0-0-0	-0,02/0,07/-0,04	0,30/0,28/0,22	0,57/0,63/0,40	-0,61/-0,49/-0,47
.Mx.crown_R	0-0-0	0,00/-0,07/-0,05	0,24/0,20/0,16	0,47/0,33/0,26	-0,48/-0,47/-0,37
.Mx.cusp_L	0-0-0	0,02/0,04/0,02	0,32/0,29/0,19	0,64/0,61/0,40	-0,61/-0,53/-0,35
.Mx.cusp_R	0-0-0	0,03/-0,01/0,04	0,28/0,28/0,18	0,57/0,55/0,38	-0,52/-0,56/-0,31
.Mx.palatine_L	0-1-0	-0,10/-0,18/0,09	0,35/0,65/0,43	0,58/1,09/0,94	-0,78/-1,46/-0,76
.Mx.palatine_R	0-1-1	0,03/-0,12/0,07	0,47/0,66/0,52	0,95/1,17/1,08	-0,89/-1,41/-0,95
.Mx.root_L	0-0-0	0,01/-0,05/0,00	0,41/0,28/0,25	0,81/0,49/0,48	-0,79/-0,60/-0,49
.Mx.root_R	0-0-0	-0,05/-0,13/0,01	0,45/0,39/0,27	0,82/0,62/0,54	-0,93/-0,89/-0,53
.Pn	0-0-0	-0,01/-0,05/-0,04	0,26/0,25/0,45	0,49/0,45/0,83	-0,52/-0,55/-0,91
.PNS	0-0-1	0,05/0,07/-0,03	0,29/0,34/0,52	0,62/0,74/0,99	-0,51/-0,61/-1,04
.Pog	0-0-1	0,02/-0,03/0,05	0,35/0,18/0,50	0,71/0,33/1,03	-0,67/-0,39/-0,94
.RP_ant	1-0-1	0,03/0,07/-0,03	0,50/0,35/0,51	1,00/0,75/0,96	-0,95/-0,61/-1,02
.RP_L	0-1-1	-0,06/0,13/0,05	0,47/0,53/0,60	0,87/1,17/1,22	-0,98/-0,91/-1,13
.RP_post	1-0-0	0,08/-0,01/-0,05	0,62/0,26/0,47	1,29/0,51/0,87	-1,14/-0,52/-0,98
.RP_R	0-1-1	0,09/0,19/-0,01	0,45/0,54/0,52	0,97/1,24/1,01	-0,80/-0,86/-1,03
.Spino_L	0-0-1	0,00/0,04/0,02	0,40/0,38/0,53	0,79/0,79/1,07	-0,78/-0,70/-1,03
.Spino_R	0-0-1	-0,02/0,02/-0,06	0,26/0,35/0,49	0,49/0,70/0,91	-0,53/-0,67/-1,02

Referenzpunkt	Reliabilität IntraR: x-y-z	MW Differenzen IntraR x-y-z	s Differenzen IntraR x-y-z	LOA+ IntraR x-y-z	LOA- IntraR x-y-z
.Spm	0-0-0	0,09/-0,01/-0,06	0,28/0,16/0,45	0,64/0,31/0,83	-0,46/-0,34/-0,95
.SS	0-0-0	-0,04/-0,01/0,02	0,38/0,39/0,47	0,70/0,75/0,94	-0,78/-0,76/-0,89
.Stm	0-0-0	-0,01/0,06/-0,04	0,27/0,40/0,32	0,51/0,85/0,60	-0,54/-0,72/-0,67
.T1_L	0-1-0	0,05/0,11/0,02	0,45/0,65/0,37	0,94/1,40/0,75	-0,84/-1,17/-0,71
.T1_R	0-1-0	-0,02/0,05/-0,05	0,40/0,57/0,30	0,76/1,16/0,54	-0,81/-1,07/-0,63
.T2_L	0-0-1	0,04/-0,01/-0,08	0,35/0,19/0,62	0,73/0,36/1,13	-0,65/-0,39/-1,30
.T2_R	0-0-1	-0,02/0,02/0,05	0,31/0,24/0,55	0,59/0,50/1,12	-0,63/-0,45/-1,02
.T3_L	1-0-0	0,08/0,06/0,10	0,57/0,22/0,45	1,20/0,49/0,99	-1,03/-0,36/-0,78
.T3_R	0-0-0	0,10/0,00/0,07	0,45/0,22/0,44	0,98/0,43/0,93	-0,78/-0,44/-0,79
.UI1.crown_L	0-0-0	0,06/-0,01/0,00	0,42/0,23/0,21	0,89/0,45/0,42	-0,77/-0,47/-0,42
.UI1.crown_R	0-0-0	0,02/-0,03/-0,04	0,42/0,24/0,21	0,84/0,44/0,38	-0,81/-0,50/-0,46
.UI1.root_L	0-0-0	0,04/0,00/-0,05	0,41/0,35/0,41	0,85/0,68/0,76	-0,76/-0,68/-0,86
.UI1.root_R	0-0-0	0,03/-0,04/-0,11	0,30/0,36/0,44	0,62/0,66/0,76	-0,57/-0,74/-0,98
.UI2.crown_L	0-0-0	-0,03/-0,04/0,03	0,35/0,27/0,18	0,66/0,49/0,38	-0,71/-0,56/-0,33
.UI2.crown_R	0-0-0	-0,10/0,04/0,05	0,28/0,32/0,18	0,45/0,67/0,40	-0,66/-0,59/-0,30
.UI2.root_L	0-0-0	0,01/-0,02/-0,06	0,38/0,35/0,43	0,75/0,68/0,78	-0,73/-0,71/-0,91
.UI2.root_R	0-0-0	0,00/-0,02/0,00	0,38/0,32/0,45	0,74/0,61/0,87	-0,74/-0,65/-0,87
.UII	0-0-0	0,02/0,04/-0,05	0,15/0,35/0,42	0,32/0,72/0,77	-0,28/-0,64/-0,87
.Z_L	1-2-1	-0,22/-0,04/-0,07	0,64/1,05/0,67	1,04/2,02/1,24	-1,48/-2,11/-1,38
.Z_R	1-2-1	0,18/0,08/-0,21	0,76/0,95/0,51	1,66/1,93/0,79	-1,31/-1,77/-1,20
Anzahl Klasse 0	169				
Prozent Klasse 0	82,84 %				
Anzahl Klasse 1	32				
Prozent Klasse 1	15,69 %				
Anzahl Klasse 2	3				
Prozent Klasse 2	1,47 %				

4.2 Interindividuelle Reproduzierbarkeit der Referenzpunkte

In **Tabelle 15** wurden die Ergebnisse der Inter-Rater-Reliabilität eines jeden Referenzpunktes nach gleichem Schema wie in **Tabelle 14** aufgeführt.

Die Überprüfung der Koordinaten der 68 Referenzpunkte der 32 Patienten ergab folgende Erkenntnisse:

- 50,98 % der Koordinaten wurden mit einer Abweichung bis zu 1 mm ermittelt und wurden der Klasse „0“ zugeteilt. Die kleinste Abweichung betrug 0,3 mm.
- 34,80 % der Koordinaten wurden mit einer Abweichung von > 1 bis 1,5 mm ermittelt und wurden der Klasse „1“ zugeteilt.
- 14,22 % der Koordinaten wurden mit einer Abweichung bis zu 1 mm ermittelt und wurden der Klasse „2“ zugeteilt. Die größte Abweichung betrug 2,81 mm.

Fazit: 85,78 % der Koordinaten der Referenzpunkte waren in einem klinischen Irrelevanzbereich von +/- 1,5 mm reproduzierbar.

Die LOA lagen zwischen +2,78 und -2,81 mm. Der systematische Fehler lag im Mittel bei 0,01 mm (-0,26 bis 0,39 mm).

Die Dimensionen der koronalen Schneidezahnreferenzpunkte des Oberkiefers und Unterkiefers wurden überwiegend der Klasse 0 zugeteilt. Die größten Abweichungen waren in x, die kleinsten in z. Nur der linke, laterale koronale Schneidezahn-Referenzpunkt des Unterkiefers und der mediale koronale Schneidezahn-Referenzpunkt des Oberkiefers wurden in x der Klasse 1 zugeteilt.

Die apikalen Schneidezahnreferenzpunkte des Oberkiefers und Unterkiefers waren in x am besten reliabel und konnten bis auf den lateralen oberen Schneidezahn-Referenzpunkt alle der Klasse 0 zugeordnet werden. Er wurde in dieser Dimension der Klasse 1 zugeteilt. Sowohl die lateralen als auch die medialen apikalen Schneidezahnreferenzpunkte wurden in y und z der Klasse 1 zugeordnet, wobei die axiale Dimension am wenigsten reliabel war.

Die interinzisalen Referenzpunkte der Schneidezähne hatten sowohl im Oberkiefer als auch im Unterkiefer in z höhere Abweichungen und wurden in dieser Dimension in die Klasse 1 eingestuft.

Die Kuspitationspunkte des Oberkiefers waren besser reproduzierbar als die des Unterkiefers. Sie konnten alle der Klasse 0 zugeteilt werden. Generell war z besser reliabel als x und y. Die koronale Dimension war am wenigsten reliabel.

Die koronalen dentalen Kreuzbiss-Referenzpunkte wurden alle der Klasse 0 zugeordnet. Sie waren in der z-Dimension am stabilsten. Die Abweichungen in y und x ähnelten sich, wobei sie in x am größten waren. Der Unterkiefer schnitt im Allgemeinen schlechter ab. Die apikalen dentalen Kreuzbiss-Referenzpunkte waren in y und z am stabilsten. Sie wurden in y komplett in die Reliabilitätsklasse 0 eingestuft. Die größten Abweichungen waren in x, wobei nur der linke apikale dentale Kreuzbiss-Referenzpunkt in x der Reliabilitätsklasse 2 angehörte.

Von den 21 skelettalen Referenzpunkten des Gesichtsschädels wurden 23 Dimensionen der Klasse 0, 19 Dimensionen der Klasse 1 und 21 Dimensionen der Klasse 2 zugeordnet.

Zu den am schlechtesten reproduzierbaren Referenzpunkten gehörten die Referenzpunkte der Sutura zygomaticomaxillaris der Maxilla. Sie wurden in allen Dimensionen der Klasse 2 zugeordnet. Generell waren sie in der koronalen Dimension am wenigsten und in der axialen am besten zu reproduzieren. Der skelettale Referenzpunkt der Maxilla, .A, hatte die größten Abweichungen in der axialen Dimension und wurde in Klasse 1 eingeteilt. Sowohl in x als auch in y wurde er der Klasse 0 zugeteilt, wobei y am stabilsten war. Die Spina nasalis anterior hatte die größte Abweichung in y, die kleinste in x.

Die sagittalen Referenzpunkte des knöchernen Kinns waren alle bis auf Menton, welcher das Kinn kaudal begrenzt, in der z-Achse am schwächsten reliabel. Alle bis auf Menton wurden in dieser Dimension der Klasse 1, die Spina mentalis darüber hinaus der Klasse 2 zugeordnet. .B der Mandibula wies von allen Referenzpunkten des knöchernen Kinns die größten axialen Abweichungen auf. Bei den Referenzpunkten .B, Pogonion und Spina mentalis wies die koronale Dimension Reliabilitäten der Klasse 0 auf. Sie war die reliabelste Dimension. Von allen Referenzpunkten des Kinns hatte .B in y die kleinsten Abweichungen. Die größten Abweichungen in der Koronalen hatte Prognathion und wurde neben Menton in dieser Dimension der Klasse 1 zugeteilt. Menton besaß die größten sagittalen Abweichungen. Er wurde als einziger Referenzpunkt in dieser Dimension der Klasse 1 zugeteilt. Die Referenzpunkte Prognathion, Pogonion, .B und Spina mentalis wurden sagittal der Klasse 0 zugeteilt.

Die anterioren Referenzpunkte des Kieferwinkels wiesen in der koronalen Dimension typische Abweichungen auf und wurden der Klasse 2 zugeteilt. Am stabilsten waren sie in der axialen Dimension. Sowohl der rechte als auch der linke anteriore Referenzpunkt konnten in z der Klasse 0 zugeteilt werden, während die sagittale Dimension der Klasse 1 zugeordnet wurde. Die posterioren Referenzpunkte des Kieferwinkels waren in der axialen Dimension am wenigsten reproduzierbar und wurden der Klasse 2 zugeordnet. Sowohl y als auch x wurden in die Klasse 0 eingestuft, wobei y hier die Reliabelste war. Die reliabelste Dimension der distokraniellen Referenzpunkte des Kondylus war die Koronale. Sowohl der rechte als auch der linke Referenzpunkt wurden koronal in die Klasse 0 eingestuft. Die größten Abweichungen waren sagittal. Beide Referenzpunkte wurden sagittal der Klasse 2 zugeteilt. Die axiale Dimension wurde sowohl für rechts als auch für links in Klasse 1 eingeteilt. Die axiale Dimension der kranialen Kondylenpunkte wies die höchste Reliabilität auf und erhielt die Klasse 0, x war am wenigsten reliabel. Die sagittale Dimension des linken Kondylenpunktes, hatte die größten Abweichungen und wurde der Klasse 2 zugeordnet.

Die skelettalen Referenzpunkte zur Bestimmung des Kreuzbisses waren im Oberkiefer besser reproduzierbar als im Unterkiefer, wobei y am wenigsten reliabel war und generell der Klasse 2 zugeordnet wurde. x und z wiesen die geringsten Abweichungen auf, wobei z überwog.

Der skelettale Referenzpunkt der Sutura frontozygomica hatte in x die höchste und in z die geringste Reliabilität. Die sagittale Dimension wurde komplett der Klasse 0 zugeteilt werden während z komplett der Klasse 1 zugeordnet werden konnte.

Die Referenzpunkte Basion, Orbita und Porion wurden nicht überprüft, da sie Bestandteil des Koordinatensystems waren und nicht infrage gestellt wurden.

Der rekonstruierte Clivustangenten-Referenzpunkt konnte in allen drei Dimensionen der Klasse 0 zugeteilt werden, wobei y und z besser reliabel waren als x.

Der Referenzpunkt der Spina nasalis superior war in x und y ähnlich reliabel und konnte der Klasse 0 zugeordnet werden. Die höchste Abweichung besaß z und wurde in die Klasse 1 eingeteilt.

Beide Referenzpunkte des Foramen spinosum waren in x und y besser reliabel als in z. Die koronale Dimension vom linken Foramen spinosum konnte als Einzige der Klasse 0

zugeordnet werden. Sowohl x, y und z vom rechten als auch z vom linken Foramen spinosum wurden der Klasse 1 zugeteilt. Nur das linke Foramen spinosum wurde in x in Klasse 2 eingeteilt.

Die Referenzpunkte der Crista infratemporalis, der Schädelbasis, konnten alle der Klasse 0 zugeordnet werden. Am besten reliabel war z. Generell war x am geringsten reliabel.

Der Referenzpunkt Spina nasalis posterior wurde sowohl in x als auch in y in die Klasse 0 eingeteilt, wobei x die kleinsten Abweichungen aufwies. Die größten Abweichungen waren in z. Hier wurde er der Klasse 1 zugeordnet.

Die vestibulären Weichteilreferenzpunkte der oberen und unteren Lippe waren in y am besten und in z am geringsten reliabel. Während die koronale Dimension komplett der Klasse 0 und die axiale Dimension komplett der Klasse 1 zugeteilt werden konnte, wurde x sowohl in 0 als auch in 1 eingeteilt. Am besten reliabel war Stomion in z. Die axiale Dimension erhielt als Einzige die Klasse 0, die anderen beiden Dimensionen Klasse 1. Die größten Abweichungen hatte er in der y-Dimension.

Die anterioren und posterioren Referenzpunkte des Rachens hatten in y die höchste und in z die geringste Reliabilität. Während beim anterioren Referenzpunkt des Rachens alle Dimensionen ähnlich reliabel waren und der Klasse 1 zugeteilt wurden, wurde der hintere Referenzpunkt in y als Einziger der Klasse 0 zugeteilt. Er hatte die höchste Präzision. Die anderen beiden Dimensionen wurden in die Klasse 2 eingeteilt. Die beste Reliabilität für die lateralen Referenzpunkte des Rachens wies die sagittale Dimension auf. Beide Referenzpunkte gehörten sagittal der Klasse 1 an. Die geringste Reliabilität hatte die koronale Dimension und gehörte komplett zur Klasse 2.

Die Abweichungen der axialen Dimension des Weichteilnasenpunktes waren am größten. Sie wurde als Einzige der Klasse 1 zugeteilt. Die kleinsten Abweichungen waren in y.

Tabelle 15: Ergebnisse der Inter-Rater-Reliabilität. Aus Gründen der Übersichtlichkeit ist jeder Referenzpunkt mit seinen 3 Dimensionen und seinen entsprechenden Berechnungen nicht mehr untereinander, sondern in einer Zeile zu betrachten. Rot: Referenzpunkt mit entsprechender Bezeichnung; weiß: Klassifizierung der Reliabilitäten pro Dimensionen und pro Referenz-

punkt anhand der LOA; grau: systematischer (MW der Differenzen), Standardabweichung (s) und zufälliger Fehler (+/- LOA). Die Ergebnisse sind durch einen Slash (/) voneinander getrennt. Alle Werte werden in der Reihenfolge x (sagittal), y (koronal), z (axial) dargestellt.

Referenzpunkt	Reliabilität InterR: x-y-z	MW Differenzen InterR x-y-z	s Differenzen InterR x-y-z	LOA+ InterR x-y-z	LOA- InterR x-y-z
.A	0-0-1	0,04/0,00/0,08	0,26/0,23/0,63	0,55/0,45/1,32	-0,47/-0,45/-1,17
.ANS	0-1-0	0,07/0,06/0,08	0,36/0,53/0,44	0,78/1,09/0,95	-0,64/-0,97/-0,79
.B	0-0-1	-0,02/0,03/-0,03	0,42/0,18/0,74	0,80/0,38/1,43	-0,84/-0,33/-1,49
.ClivusTangent	0-0-0	0,06/-0,01/0,03	0,38/0,37/0,36	0,80/0,71/0,72	-0,68/-0,74/-0,67
.Co_L	2-1-0	0,27/-0,10/0,06	0,75/0,60/0,45	1,75/1,07/0,94	-1,21/-1,28/-0,81
.Co_R	1-0-0	0,02/-0,01/0,12	0,72/0,48/0,27	1,44/0,92/0,65	-1,39/-0,94/-0,41
.Crista_L	0-0-0	-0,09/0,06/-0,02	0,43/0,34/0,30	0,76/0,72/0,57	-0,93/-0,60/-0,62
.Crista_R	0-0-0	0,05/0,00/-0,05	0,42/0,35/0,28	0,87/0,68/0,49	-0,78/-0,67/-0,59
.F_L	0-0-1	0,07/0,01/-0,26	0,40/0,46/0,60	0,85/0,91/0,91	-0,72/-0,89/-1,43
.F_R	0-1-1	0,10/-0,09/-0,09	0,35/0,56/0,57	0,78/1,00/1,02	-0,58/-1,18/-1,21
.Gn	0-0-0	0,02/0,01/-0,04	0,35/0,53/0,65	0,70/1,04/1,25	-0,66/-1,02/-1,32
.Li	0-0-0	0,07/0,03/-0,21	0,37/0,26/0,53	0,80/0,54/0,84	-0,65/-0,48/-1,25
.LI1.crown_L	0-0-0	0,08/0,00/0,05	0,45/0,18/0,26	0,96/0,34/0,55	-0,79/-0,34/-0,45
.LI1.crown_R	0-0-0	0,13/-0,06/-0,02	0,44/0,21/0,23	0,98/0,35/0,43	-0,73/-0,47/-0,48
.LI1.root_L	0-1-1	-0,11/-0,20/-0,11	0,44/0,63/0,56	0,74/1,03/0,99	-0,97/-1,43/-1,20
.LI1.root_R	0-1-1	-0,06/-0,21/-0,04	0,40/0,49/0,53	0,72/0,75/0,99	-0,83/-1,17/-1,07
.LI2.crown_L	1-0-0	-0,08/-0,07/0,05	0,67/0,33/0,25	1,23/0,57/0,54	-1,39/-0,71/-0,44
.LI2.crown_R	0-0-0	0,00/-0,04/-0,02	0,47/0,23/0,30	0,92/0,42/0,58	-0,92/-0,50/-0,61
.LI2.root_L	0-1-1	-0,10/-0,16/-0,03	0,41/0,51/0,67	0,70/0,84/1,28	-0,90/-1,17/-1,34
.LI2.root_R	0-1-1	-0,03/0,06/-0,15	0,40/0,64/0,64	0,75/1,31/1,11	-0,80/-1,19/-1,42
.LII	0-0-1	-0,05/0,11/-0,04	0,23/0,43/0,56	0,40/0,95/1,06	-0,49/-0,73/-1,14
.Ls	1-0-1	0,09/0,04/0,07	0,51/0,30/0,49	1,09/0,62/1,02	-0,92/-0,55/-0,88
.Md.crown_L	1-1-0	0,00/-0,07/0,04	0,60/0,54/0,42	1,18/0,99/0,87	-1,17/-1,14/-0,79
.Md.crown_R	0-1-0	0,10/0,09/0,05	0,42/0,52/0,33	0,92/1,11/0,70	-0,72/-0,94/-0,60
.Md.cusp_L	0-1-0	0,01/-0,04/0,01	0,43/0,50/0,37	0,85/0,94/0,73	-0,84/-1,02/-0,72
.Md.cusp_R	1-1-0	0,00/-0,13/-0,02	0,52/0,53/0,37	1,02/0,90/0,70	-1,02/-1,17/-0,73
.Md.lingual_L	2-2-1	0,06/0,02/-0,01	0,84/1,06/0,75	1,70/2,11/1,46	-1,58/-2,06/-1,48
.Md.lingual_R	2-2-2	-0,18/0,27/0,14	0,80/0,98/0,75	1,38/2,19/1,62	-1,74/-1,65/-1,34
.Md.root_L	0-0-0	0,01/0,12/0,08	0,45/0,42/0,46	0,90/0,94/0,98	-0,87/-0,70/-0,82
.Md.root_R	1-0-0	0,06/0,15/0,13	0,63/0,41/0,43	1,29/0,96/0,97	-1,18/-0,66/-0,71
.Me	1-1-0	-0,09/-0,09/-0,05	0,51/0,47/0,20	0,91/0,83/0,35	-1,09/-1,01/-0,45
.Mx.crown_L	0-1-0	0,08/0,18/0,01	0,39/0,51/0,35	0,84/1,19/0,70	-0,67/-0,83/-0,68
.Mx.crown_R	1-0-0	-0,10/0,06/-0,03	0,48/0,31/0,39	0,84/0,66/0,73	-1,04/-0,54/-0,79
.Mx.cusp_L	0-0-0	0,05/-0,04/-0,03	0,40/0,45/0,20	0,83/0,84/0,35	-0,73/-0,92/-0,41
.Mx.cusp_R	0-0-0	0,03/-0,09/-0,02	0,37/0,35/0,16	0,76/0,60/0,30	-0,70/-0,78/-0,35
.Mx.palatine_L	1-2-1	0,19/0,17/-0,11	0,65/0,97/0,53	1,45/2,07/0,93	-1,08/-1,74/-1,15
.Mx.palatine_R	1-2-1	-0,19/0,39/-0,06	0,63/0,96/0,55	1,05/2,27/1,02	-1,43/-1,50/-1,14
.Mx.root_L	2-0-0	0,23/-0,06/0,02	0,69/0,42/0,42	1,57/0,76/0,83	-1,12/-0,87/-0,79
.Mx.root_R	1-0-1	-0,05/-0,12/0,02	0,53/0,43/0,51	1,00/0,73/1,02	-1,09/-0,97/-0,98

Referenzpunkt	Reliabilität InterR: x-y-z	MW Differenzen InterR x-y-z	s Differenzen InterR x-y-z	LOA+ InterR x-y-z	LOA- InterR x-y-z
.Pn	0-0-1	0,01/0,03/-0,11	0,37/0,24/0,55	0,72/0,50/0,97	-0,71/-0,44/-1,18
.PNS	0-0-1	0,05/0,04/0,17	0,41/0,44/0,64	0,86/0,91/1,42	-0,75/-0,82/-1,08
.Pog	0-0-1	-0,05/-0,01/-0,06	0,41/0,18/0,62	0,76/0,35/1,16	-0,86/-0,37/-1,28
.Rp_ant	1-1-1	0,05/-0,11/0,11	0,63/0,59/0,56	1,28/1,04/1,22	-1,19/-1,26/-1,00
.Rp_L	1-2-2	-0,02/0,19/0,21	0,73/0,94/0,81	1,42/2,03/1,81	-1,45/-1,65/-1,38
.Rp_post	2-0-2	-0,08/-0,01/0,35	0,77/0,35/0,79	1,43/0,67/1,90	-1,59/-0,70/-1,20
.Rp_R	1-2-1	-0,10/0,04/0,11	0,62/0,94/0,62	1,11/1,88/1,33	-1,32/-1,79/-1,11
.Spino_L	2-0-1	-0,13/0,04/0,00	0,73/0,45/0,76	1,32/0,92/1,48	-1,57/-0,84/-1,48
.Spino_R	1-1-1	0,13/0,00/-0,08	0,55/0,57/0,68	1,22/1,12/1,25	-0,96/-1,12/-1,41
.Spm	0-0-2	0,00/0,03/0,09	0,50/0,21/0,73	0,97/0,45/1,51	-0,97/-0,38/-1,34
.SS	0-0-1	-0,01/0,10/0,25	0,43/0,40/0,54	0,83/0,88/1,31	-0,85/-0,68/-0,81
.Stm	1-1-0	0,02/-0,09/0,02	0,58/0,63/0,36	1,15/1,15/0,72	-1,11/-1,34/-0,68
.T1_L	1-2-0	0,08/0,10/0,03	0,54/1,02/0,44	1,13/2,11/0,89	-0,98/-1,90/-0,84
.T1_R	1-2-0	0,09/-0,10/-0,07	0,50/1,07/0,43	1,07/2,00/0,77	-0,88/-2,21/-0,91
.T2_L	0-0-2	0,02/0,05/-0,16	0,44/0,27/1,10	0,90/0,58/2,00	-0,85/-0,48/-2,32
.T2_R	0-0-2	0,00/0,01/-0,13	0,39/0,26/0,88	0,76/0,52/1,60	-0,76/-0,50/-1,86
.T3_L	2-0-1	-0,12/0,12/-0,05	0,74/0,24/0,60	1,34/0,59/1,13	-1,58/-0,35/-1,22
.T3_R	2-0-1	0,20/0,05/0,07	0,73/0,22/0,55	1,63/0,48/1,15	-1,23/-0,39/-1,01
.UI1.crown_L	1-0-0	0,19/-0,03/-0,07	0,50/0,24/0,21	1,17/0,45/0,33	-0,79/-0,51/-0,47
.UI1.crown_R	0-0-0	0,13/-0,09/-0,07	0,43/0,23/0,23	0,97/0,37/0,37	-0,72/-0,55/-0,52
.UI1.root_L	0-1-1	0,09/-0,16/0,11	0,40/0,47/0,54	0,87/0,76/1,18	-0,69/-1,09/-0,96
.UI1.root_R	0-1-1	-0,04/-0,10/0,05	0,45/0,46/0,54	0,84/0,80/1,11	-0,92/-1,01/-1,01
.UI2.crown_L	0-0-0	0,03/-0,02/0,00	0,47/0,37/0,22	0,96/0,70/0,42	-0,89/-0,74/-0,42
.UI2.crown_R	0-0-0	0,00/-0,03/-0,02	0,47/0,35/0,24	0,92/0,66/0,45	-0,92/-0,72/-0,49
.UI2.root_L	1-1-1	0,07/-0,10/0,14	0,49/0,53/0,67	1,02/0,94/1,44	-0,89/-1,13/-1,17
.UI2.root_R	0-1-2	0,01/-0,14/0,13	0,41/0,57/0,75	0,82/0,98/1,61	-0,80/-1,26/-1,34
.UII	0-0-1	-0,04/0,08/0,10	0,23/0,32/0,70	0,41/0,71/1,48	-0,48/-0,56/-1,28
.Z_L	2-2-2	0,39/0,25/-0,08	1,08/1,29/0,91	2,52/2,78/1,69	-1,73/-2,29/-1,86
.Z_R	2-2-2	-0,12/-0,26/-0,23	1,04/1,30/0,76	1,92/2,28/1,27	-2,15/-2,81/-1,73
Anzahl Klasse 0	104				
Prozent Klasse 0	50,98 %				
Anzahl Klasse 1	71				
Prozent Klasse 1	34,80 %				
Anzahl Klasse 2	29				
Prozent Klasse 2	14,22 %				

4.3 Vergleich der intraindividuellen mit der interindividuellen Reproduzierbarkeit

Die Richtung der Hypothese 3.2.3 „Die Intra-Rater-Reliabilität ist höher als die Inter-Rater-Reliabilität“ wurde durch die Darstellung der Häufigkeiten der einzelnen Reliabilitätsklassen getrennt nach Intra- und Inter-Rater-Reliabilität in der 2x3-Felder-Tafel (**Tabelle 16**) sowie der Darstellung im gruppierten Balkendiagramm (**Abb. 13**) bestätigt. Die Untersuchung bezog sich auf die 3 Dimensionen der 68 Referenzpunkte (68x3 = 204), jeweils für die Intra- und die Inter-Rater-Reliabilität.

Tabelle 16: Rater-Reliabilität Kreuztabelle: Sowohl die Intra- als auch die Inter-Rater-Anzahl (rot-Anzahl) wurden dem Mittelwert ihrer Summe (blau: (Anzahl Intra-Rater + Anzahl Inter-Rater)/2) gegenübergestellt. Es bestanden eindeutig ablesbare Unterschiede zwischen der Anzahl und der zu erwartenden Anzahl der Reliabilitäten. Die Hypothesenrichtung wurde durch den Vergleich innerhalb der Spalten deutlich und konnte somit bestätigt werden.

Rater * Reliabilität Kreuztabelle						
			Reliabilität			Gesamt
			Klasse 0	Klasse 1	Klasse 2	
Ra- ter	Intra-Rater	Anzahl	169	32	3	204
		Erwartete Anzahl	136,5	51,5	16,0	204
	Inter-Rater	Anzahl	104	71	29	204
		Erwartete Anzahl	136,5	51,5	16,0	204
Gesamt		Anzahl	273	103	32	408

Folgende Ergebnisse wurden evident:

- **Klasse „0“: $169 > 136,5 / 104 < 136,5$**

Die Intra-Rater-Anzahl (169) war größer als die zu erwartende Anzahl (136,5). Von allen 204 Dimensionen der 68 Referenzpunkte wurden 169 Dimensionen der Klasse „0“ zugeteilt. Im Gegensatz war die Inter-Rater-Anzahl (104) kleiner als die zu erwartende Anzahl der Ergebnisse (136,5). Von allen 204 Dimensionen der 68 Referenzpunkte wurden 136 Dimensionen der Klasse „0“ zugeteilt.

Fazit: Intra-Rater-Reliabilität > Inter-Rater-Reliabilität

- **Klasse „1“: $32 < 51,5 / 71 > 51,5$**

Die Intra-Rater-Anzahl (32) war kleiner als die zu erwartende Anzahl (51,5). Von allen 204 Dimensionen der 68 Referenzpunkte wurden 32 Dimensionen der Klasse „1“ zugeteilt. Im Gegensatz war die Inter-Rater-Anzahl (71) größer als die zu erwartende Anzahl der Ergebnisse (51,5). Von allen 204 Dimensionen der 68 Referenzpunkte wurden 71 Dimensionen der Klasse „1“ zugeteilt.

Fazit: Intra-Rater-Reliabilität > Inter-Rater-Reliabilität

- **Klasse „2“: $3 < 16 / 29 > 16$**

Die Intra-Rater-Anzahl (3) lag unter dem Durchschnitt der zu erwartenden Anzahl (16). Von allen 204 Dimensionen der 68 Referenzpunkte wurden 3 Dimensionen der Klasse „2“ zugeteilt. Im Gegensatz dazu war die Inter-Rater-Anzahl (29) größer als die zu erwartenden Anzahl (16). Von allen 204 Dimensionen der 68 Referenzpunkte wurden 16 Dimensionen der Klasse „2“ zugeteilt.

Fazit: Intra-Rater-Reliabilität > Inter-Rater-Reliabilität

Die mit dem Chi²-Test durchgeführte Überprüfung der Gleichverteilung der Reliabilitätsklassen führte zu folgendem Ergebnis (**Tabelle 17**):

- $p < 0,000$

Das Ergebnis ist hochsignifikant, p ist kleiner als 0,0001. Die Nullhypothese (Gleichverteilung) konnte durch den kleinen p-Wert widerlegt werden. Die Alternativhypothese (Unterschiede) konnte angenommen werden.

- Fazit: Es bestehen Unterschiede zwischen Intra- und Inter-Rater-Reliabilitäten.

Tabelle 17: Chi²-Test: In der Stichprobe wurde ein α -Niveau von 5 % festgelegt. Ein p-Wert kleiner als 0,000 (rot hervorgehoben) deutete auf ein hochsignifikantes Ergebnis hin. Dies entsprach der Irrtumswahrscheinlichkeit, die Alternativhypothese anzunehmen: Es bestanden Unterschiede zwischen Intra- und Inter-Rater-Reliabilitäten.

Chi ² -Test			
	Wert	df	p-Wert
Chi ² -nach Pearson	51,368*	2	,000
Likelihood-Quotient	55,217	2	,000
Zusammenhang linear-mit-linear	50,790	1	,000
Anzahl der gültigen Fälle	408		

Im gruppierten Balkendiagramm wurde die Richtung der Hypothese ebenfalls visualisiert. Sowohl die absoluten Häufigkeiten des Intra-Raters als auch die der Inter-Rater pro Klasse wurden gegenübergestellt. Je höher der Balken war, umso höher war die Anzahl. Aus dem Verhältnis der Balken zueinander sowie der Gegenüberstellung der Rater-Häufigkeiten wurde deutlich, dass mit zunehmender Klasse und somit Erhöhungen der Irrelevanzbereiche (Reliabilitätsklassen) die Häufigkeiten des intraindividuellen Raters geringer wurden als die der interindividuellen Rater. Dementsprechend dominierte der dunkelgraue Balken, welcher für die Reliabilitätsklasse „0“ stand, eindeutig beim Intra-Rater. Sowohl der hellgraue als auch der rote Balken, welche für Klasse „1“ und „2“ und somit für höhere Irrelevanzbereiche standen, dominierten bei den Inter-Ratern. Im Umkehrschluss bedeutete das, dass die Reliabilität eindeutig zugunsten des Intra-Raters ausfiel. Es wurde ersichtlich, dass die Intra-Rater-Reliabilität höher war als die Inter-Rater Reliabilität.

- Klasse „0“: Intra-Rater > Inter-Rater → Intra-Rater-Reliabilität ist höher
- Klasse „1“: Intra-Rater < Inter-Rater → Intra-Rater-Reliabilität ist höher
- Klasse „2“: Intra-Rater < Inter-Rater → Intra-Rater-Reliabilität ist höher

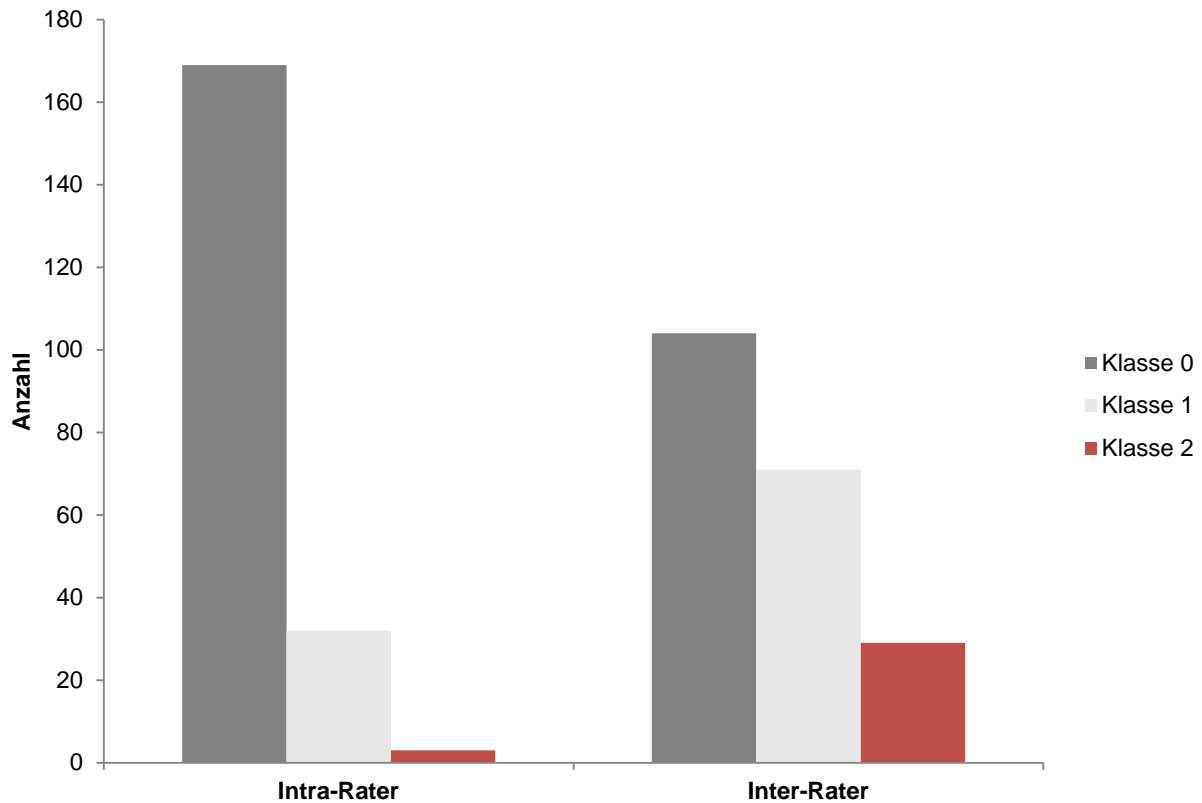


Abb. 13: Gruppieretes Balkendiagramm. Es wurden die absoluten Häufigkeiten jeder Klasse durch die Höhe eines isoliert stehenden Balkens, getrennt nach Inter-Rater und Intra-Rater, dargestellt. Die intraindividuelle Reproduzierbarkeit war höher als die interindividuelle. Die Balken für Klasse „1“ und „2“ waren bei den Inter-Ratern deutlich höher als die des Intra-Raters. Der dunkelgraue Balken, Klasse „0“, war im Vergleich deutlich niedriger bei den Inter-Ratern.

Die nachfolgende Übersicht stellt eine Zusammenfassung der Ergebnisse dar. Es wurden die Klassifizierungen der unterschiedlichen Referenzpunkte pro Dimension, getrennt nach Intra- und Inter-Rater, gegenübergestellt. Rot hervorgehoben sind die in Kapitel 5.1.2 erwähnten Referenzpunkte.

Tabelle 18: Gegenüberstellung der Klassifizierungen der Dimensionen der Referenzpunkte für Intra-Rater und Inter-Rater

Referenzpunkt	Reliabilität Intra-R x-y-z	Reliabilität Inter-R x-y-z	Referenzpunkt	Reliabilität Intra-R x-y-z	Reliabilität Inter-R x-y-z
.A	0-0-0	0-0-1	.Mx.cusp_R	0-0-0	0-0-0
.ANS	0-0-0	0-1-0	.Mx.palatine_L	0-1-0	1-2-1
.B	0-0-0	0-0-1	.Mx.palatine_L	0-1-0	1-2-1

Referenzpunkt	Reliabilität Intra-R x-y-z	Reliabilität Inter-R x-y-z	Referenzpunkt	Reliabilität Intra-R x-y-z	Reliabilität Inter-R x-y-z
.ClivusTangent	0-0-0	0-0-0	.Mx.palatine_R	0-1-1	1-2-1
.Co_L	0-0-0	2-1-0	.Mx.root_L	0-0-0	2-0-0
.Co_R	1-0-0	1-0-0	.Mx.root_R	0-0-0	1-0-1
.Crista_L	0-0-0	0-0-0	.Pn	0-0-0	0-0-1
.Crista_R	0-0-0	0-0-0	.PNS	0-0-1	0-0-1
.F_L	0-0-0	0-0-1	.Pog	0-0-1	0-0-1
.F_R	0-0-0	0-1-1	.RP_ant	1-0-1	1-1-1
.Pgn	0-0-0	0-1-1	.RP_L	0-1-1	1-2-2
.Li	0-0-0	0-0-1	.RP_post	1-0-0	2-0-2
.LI1.crown_L	0-0-0	0-0-0	.RP_R	0-1-1	1-2-1
.LI1.crown_R	0-0-0	0-0-0	.Spino_L	0-0-1	2-0-1
.LI1.root_L	0-0-0	0-1-1	.Spino_R	0-0-1	1-1-1
.LI1.root_R	0-0-0	0-1-1	.Spm	0-0-0	0-0-2
.LI2.crown_L	1-0-0	1-0-0	.SS	0-0-0	0-0-1
.LI2.crown_R	0-0-0	0-0-0	.Stm	0-0-0	1-1-0
.LI2.root_L	0-1-1	0-1-1	.T1_L	0-1-0	1-2-0
.LI2.root_R	0-0-0	0-1-1	.T1_R	0-1-0	1-2-0
.LII	0-0-0	0-0-1	.T2_L	0-0-1	0-0-2
.Ls	0-0-0	1-0-1	.T2_R	0-0-1	0-0-2
.Md.crown_L	0-0-0	1-1-0	.T3_L	1-0-0	2-0-1
.Md.crown_R	0-0-0	0-1-0	.T3_R	0-0-0	2-0-1
.Md.cusp_L	0-0-0	0-1-0	.UI1.crown_L	0-0-0	1-0-0
.Md.cusp_R	0-0-0	1-1-0	.UI1.crown_R	0-0-0	0-0-0
.Md.lingual_L	1-1-1	2-2-1	.UI1.root_L	0-0-0	0-1-1
.Md.lingual_R	1-1-1	2-2-2	.UI1.root_R	0-0-0	0-1-1
.Md.root_L	0-0-0	0-0-0	.UI2.crown_L	0-0-0	0-0-0
.Md.root_R	0-0-0	1-0-0	.UI2.crown_R	0-0-0	0-0-0
.Me	0-0-0	1-1-0	.UI2.root_L	0-0-0	1-1-1
.Mx.crown_L	0-0-0	0-1-0	.UI2.root_R	0-0-0	0-1-2
.Mx.crown_R	0-0-0	1-0-0	.UII	0-0-0	0-0-1
.Mx.cusp_L	0-0-0	0-0-0	.Z_L	1-2-1	2-2-2
.Mx.cusp_R	0-0-0	0-0-0	.Z_R	2-2-1	2-2-2
Anzahl Klasse 0		175	169	104	114
Prozent Klasse 0		85,8 %	82,84 %	50,98 %	55,9 %
Anzahl Klasse 1		28	32	71	67
Prozent Klasse 1		13,7 %	15,69 %	34,80 %	32,8 %
Anzahl Klasse 2		1	3	29	23
Prozent Klasse 2		0,5 %	1,47 %	14,22 %	11,3 %

5. Diskussion

Die 3-D-Kephalometrie stellt ein attraktives neues Bildgebungsverfahren mit vielversprechender Technik für zukünftige Forschungsprojekte und für die klinische Praxis dar (Wagenmakers et al. 2014). Um einen Schädel dreidimensional zu vermessen, benötigt man Variablen. Viele Studien beschäftigten sich in den letzten Jahren mit Reproduzierbarkeiten, vor allem mit denen der Variablen. Teilweise beschränkten sie sich auf den Vergleich konventioneller FRS mit rekonstruierten FRS aus einem Volumendatensatz (Cattaneo et al. 2008). Auch wenn die Ergebnisse rekonstruierter FRS vergleichbar und z. T. besser waren, handelte es sich auch hierbei nur um eine zweidimensionale Auswertung eines dreidimensionalen Datensatzes. Die Patientendosis und der effektive Nutzen standen in keinem Verhältnis.

Andere Arbeiten überprüften die Reliabilität anhand dreidimensionaler Volumendatensätze, wobei auch hier das Hauptaugenmerk auf den Vergleich der Reproduzierbarkeiten von Variablen gelegt wurde (Brown et al. 2009; Cavalcanti et al. 2004; Lagravère et al. 2009; Lascala et al. 2004; Navarro et al. 2013; Olmez et al. 2011; Ramírez-Sotelo et al. 2012; Waitzman et al. 1992). Fuyamada et al. merkten an, es sei paradox, zuerst die Variablen zu prüfen, ohne zu wissen, wie reliabel die Referenzpunkte seien (Fuyamada et al. 2011). Da man sowohl für eine Strecke als auch für einen Winkel mehr als einen Referenzpunkt benötigt, ist es schwierig, herauszufinden, welche Dimension der Referenzpunkte in so einem Fall zu einer Messabweichung der Variablen führen würde. Wichtig wäre es daher, primär reliable Referenzpunkte zu erhalten, um diese optimal in eine Analyse zu integrieren. Schon damals propagierten Fuhrmann et al. die Wichtigkeit der Systematik bei der Erfassung der dreidimensionalen Referenzpunkte (Fuhrmann et al. 1996).

5.1 Diskussion der Methoden

5.1.1 Definitionen

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, die Reliabilitäten der kephalometrischen 3D-Referenzpunkte im dreidimensionalen Raum zu ermitteln und neue, adäquate Definitionen zu entwickeln. Die Referenzpunkte waren einerseits bekannt aus der zweidimensionalen Kephalometrie, andererseits wurden sie neu ermittelt (Anatomage 2013; Zamora

et al. 2012; Veli et al. 2011; Park et al. 2006; Olmez et al. 2011; Medelnik et al. 2011; Ludlow et al. 2009; Lagravère et al. 2011; Lagravère et al. 2009; Kim et al. 2010; Kim et al. 2012; Hwang et al. 2006; Fuyamada et al. 2011; Cevitanes, Franco, Gerig, Proffit, Slice, Enlow, Yamashita, et al. 2005; Adams et al. 2004; Oliveira et al. 2009; Nötzel et al. 2007). Wie schon damals scheint es auch heute schwierig, aufgrund der anatomischen Variabilität reliable intra- und interindividuell reproduzierbare Referenzpunkte zu finden und zu definieren (Schmuth 1988). Bis zum jetzigen Zeitpunkt fehlen allgemein anerkannte adäquate Definitionen bzw. detaillierte Beschreibungen zur dreidimensionalen Erfassung der Referenzpunkte (Cevitanes, Franco, Gerig, Proffit, Slice, Enlow, Yamashita, et al. 2005; Fuyamada et al. 2011; Kim et al. 2012; Oliveira et al. 2009). Fuyamada et al. führten dies auf einen Mangel an etablierten Methoden zurück, welche die Reliabilitäten der Referenzpunkte bewerten. Mittlerweile gibt es viele Studien, die sich mit dem Thema Reproduzierbarkeit von Referenzpunkten beschäftigten (Pittayapat et al. 2014). Vielen war gemeinsam, dass die Definitionen der Referenzpunkte nicht anhand ihrer drei Dimensionen beschrieben wurden (Adams et al. 2004; Anatomage 2013; Damstra et al. 2011; Hassan et al. 2013; Hwang et al. 2006; Kim et al. 2012; Lagravère et al. 2011; Lagravère et al. 2009; Lagravère et al. 2010; Ludlow et al. 2009; Medelnik et al. 2011; Moshiri et al. 2007; Nötzel et al. 2007; Olmez et al. 2011; Olszewski et al. 2008; Park et al. 2006; Shahidi et al. 2013; Shibata et al. 2012). Nur einige wenige setzten sich tatsächlich mit den Definitionen der Referenzpunkte in ihren drei Dimensionen auseinander. Wie wichtig die Verwendung adäquater aktueller dreidimensionaler Definitionen ist, zeigte die Arbeit von Fuyamada. Ziel dieser Arbeit war es, sich dem Vergleich traditioneller FRS-Definitionen mit neuen dreidimensionalen Definitionen zu widmen (Fuyamada et al. 2011). So konnte eine höhere Streuung in der axialen Ebene der Referenzpunkte, welche auf der Basis traditioneller FRS-Definitionen geplottet wurden, nachgewiesen werden (Fuyamada et al. 2011; Lagravère et al. 2010; Ludlow et al. 2009). Referenzpunkte, die wiederum dreidimensional definiert wurden, besaßen eine generell höhere Reliabilität und es konnte keine präferierende Ebene einer besseren Darstellungsweise nachgewiesen werden; ein Ergebnis, welches auch in der vorliegenden Arbeit bestätigt wurde. Alle Referenzpunkte wurden dreidimensional beschrieben. Es gab keine präferierende Ebene einer besseren Darstellungsweise. Mit der vorliegenden Arbeit ist es gelungen, dreidimensionale Definitionen für die 3D-Referenzpunkte zu entwickeln. Die Interpretation des minimalen systematischen Feh-

lers lässt den Rückschluss zu, dass die Definitionen richtig verstanden und angewandt wurden. Wie auch in der Untersuchung von Fuyamada konnte in der vorliegenden Arbeit teilweise auf die Präzision der dritten Ebene verzichtet werden, da die darin enthaltenen Dimensionen schon durch die zuvor definierten Ebenen abgedeckt waren und somit bereits das Resultat ergaben. Einige Autoren, welche die Referenzpunkte in den drei Ebenen des Raumes definierten, verzichteten auf die Festlegung der gleichen Reihenfolge der Referenzpunktidentifizierung aller Referenzpunkte (Cevitanes, Franco, Gerig, Proffit, Slice, Enlow, Yamashita, et al. 2005; Fuyamada et al. 2011; Kim et al. 2012; Oliveira et al. 2009; Zappa 2009; Cevitanes, Franco, Gerig, Proffit, Slice, Enlow, Lederman, et al. 2005; Zamora et al. 2012). Fuyamada plädierte dafür, das Plotten mit der bestmöglichen Ebene zu beginnen und so individueller zu gestalten (Fuyamada et al. 2011). In der vorliegenden Studie wurden während der Probemessungen erhöhte interindividuelle Abweichungen festgestellt. Wenn der Referenzpunkt in der Übersichtsaufnahme schon falsch gesetzt wurde, dann befand er sich im Slice Locator in einer völlig anderen Schicht. Demzufolge war die Orientierung in den Ebenen des Slice Locator automatisch eine andere (Hassan et al. 2013). Die Folgen waren erhöhte Messabweichungen. Nach Evaluierung des Sachverhaltes bestätigten sich auch in der vorliegenden Arbeit die o. g. Aussagen. Das Setzen des Referenzpunktes in der Übersichtsaufnahme sowie eine exakte Einhaltung der vorab für jeden Referenzpunkt individuell festgelegten Reihenfolge der Korrektur in den einzelnen Ebenen muss eingehalten werden. Sie wurde daher integraler Bestandteil der 3D-Definitionen, um vor allem die Inter-Rater-Reliabilität zu erhöhen. Die Reihenfolge wurde durch Ziffern individuell festgelegt.

5.1.2 Koordinatensystem

Zur Überprüfung der Reliabilitäten waren vorab festgelegte Referenzpunkte des Koordinatensystems unabdingbar. Maßgeblichen Einfluss auf die Auswahl der Referenzpunkte hatte die Arbeit von Muramatsu. Er wies eine gute Reproduzierbarkeit von Basion in allen drei Dimensionen sowie Porion und Orbita in der z-Achse nach (Muramatsu et al. 2008). Die Referenzpunkte des Koordinatensystems Porion, Basion und Orbita sollten die kranialsten Referenzpunkte der 3D-Analyse darstellen. Sie wurden hinsichtlich ihrer Reliabilität in der vorliegenden Arbeit nicht infrage gestellt und bildeten einen

Kompromiss. Im Rahmen der Auswertung der Ergebnisse und der neu gewonnenen Erkenntnisse gilt es als diskussionswürdig, das bestehende Koordinatensystem durch ein neues zu ersetzen. Die bis dato in der Literatur noch nicht beschriebenen neuen 3D-Referenzpunkte der Crista infratemporalis der Schädelbasis wiesen in allen 3 Dimensionen eine Reliabilität der Klasse 0 auf. Sie sind symmetrisch und durch die Form des idealen Referenzpunktes leicht zu lokalisieren. Das Wachstum der Schädelbasis ist mit 5 Jahren abgeschlossen. Die Integration der symmetrischen Referenzpunkte der Schädelbasis, sollte für den Erhalt eines stabilen Koordinatensystems in Erwägung gezogen werden.

5.1.3 Interferenzwerte

In der vorliegenden Arbeit ging es nicht darum, Referenzpunkte von vornherein in ihrer klinischen Akzeptanz zu bewerten. Ziel war es, die Reliabilitäten der einzelnen Dimensionen der 3D-Referenzpunkte zu eruieren und zu klassifizieren. Sie bildeten den Grundstein für die darauffolgende Arbeit, in der sich Foth dem Einfluss der Ergebnisse der Reliabilitätsklassen der 3D-Referenzpunkte auf die 3D-Variablen widmet (2015, unpublizierte Daten). Beide Arbeiten verfolgen gemeinsam das Ziel, die 3D-Referenzpunkte optimal zu nutzen und diese in die durch dieselbe Arbeitsgruppe entwickelte kephalometrische 3D-Analyse adäquat zu integrieren. Daher wurden die 3D-Referenzpunkte absichtlich nicht von vornherein in gut oder schlecht reliabel eingeteilt. Im Hinblick auf die Klinik wurden für die Reproduzierbarkeiten der Referenzpunkte drei Irrelevanzbereiche festgelegt und entsprechend klassifiziert. Sie richteten sich nach den Ergebnissen vergleichbarer Studien, wobei Abweichungen bis zu 1 mm als klinisch akzeptabel und Abweichungen bis zu 2 mm als nützlich für die meisten Analysen eingestuft wurden (Burke 2009; Lagravère et al. 2009; Lagravère et al. 2010; Rossini et al. 2011; Wille 2012; Kragsskov et al. 1997; Major et al. 1994; Wegener 2003). Es wurde jede Dimension eines jeden Referenzpunktes auf ihre Reliabilität hin untersucht und im Anschluss in die Klassen 0-2 klassifiziert. Die Interferenzwerte der Klassen wurden anhand der LOA dementsprechend eingeteilt in Abweichungen bis 1 mm (= Klasse „0“); Abweichungen > 1mm bis 1,5 mm (= Klasse „1“) sowie Abweichungen größer 1,5 mm (= Klasse „2“). Sie erwiesen sich als geeignet, da sich die meisten Abweichungen in Klasse „0“ und „1“ befanden. Über das Ausmaß der Abweichungen gibt es bis jetzt

noch keine Evidenz, sondern nur Empfehlungen. Wille geht sogar so weit, zu sagen, es liege im Ermessen des Behandlers, wie genau und präzise die Messungen für den jeweiligen Zweck sein müssten und bis zu welchem Grad Differenzen in Kauf genommen werden könnten (Wille 2012). Im Rahmen der neu gewonnenen Erkenntnisse wurde exemplarisch der Einfluss der Interferenzwerte für eine Strecke (projiziert und original) und einen Winkel (projiziert und original) dargestellt und diskutiert (**Abb. 14; Tabelle 20**).

5.1.4 Fehlermessung

Eine Referenzpunktmessung, die nicht fehlerbehaftet ist, gibt es nicht (Yi Jane Chen et al. 2004). Gerade in der Referenzpunktidentifizierung sind Fehler unvermeidbar (Togashi et al. 2002). Messungen sind durch Instrumentenungenauigkeiten und menschliche Inkonsequenz fehlerbehaftet (Harris & Smith 2008). Dieser sog. technische Messfehler tritt üblicherweise bei sich wiederholenden Messungen unterschiedlicher Zeitpunkte auf und führt zu einer Variabilität der Messergebnisse. Klinische Messwerte weisen demnach immer eine mehr oder weniger große Ungenauigkeit auf (Grouven et al. 2007). Es ist es schwierig, Messfehler völlig zu eliminieren (Harris & Smith 2008). Um diese zu bestimmen, ist es von Interesse, wie gut die Messungen wiederholter Messwerte einer bestimmten Messmethode übereinstimmen.

Medelnik verglich die Reproduzierbarkeit anatomischer Messpunkte und die Präzision verschiedener dentaler Volumetomographen sowie die eines Mehrschicht-Spiral-Computertomographen am Leichenkopf (Medelnik et al. 2011). Zur Charakterisierung der Präzision in x, y und z bediente er sich im Rahmen der deskriptiven Statistik des Mittelwertes, der Minimal- und Maximalwerte, der Standardabweichungen und der 1,96-fachen Standardabweichung, in der 95 % aller Messerwerte lagen. Titiz et al. interpretierten den zufälligen Fehler anhand der Standardabweichung. Mit intraindividuellen Abweichungen zwischen 0,02-1,47 mm und interindividuellen von 0,14-2,00 mm wurden die Referenzpunkte in der Mehrheit als reliabel eingestuft (Titiz et al. 2012). Je geringer die Standardabweichung war, umso höher galt die Messgenauigkeit und umso geringer der zufällige Fehler (Segner & Hasund 1998). Zappa definierte die Messgenauigkeit durch Präzision und Richtigkeit (Zappa 2009). Die Präzision ist vom zufälligen Fehler (Standardabweichung/Konfidenzintervall), die Richtigkeit vom systemati-

schen Fehler (MW der Differenzen) abhängig. Nur wenn beide Fehleranteile gering sind, kann man von genauen Ergebnissen sprechen (Zappa 2009) (**Tabelle 1**). Andere Arbeiten, die sich mit den Reproduzierbarkeiten der Referenzpunkte beschäftigten, nutzten zur Visualisierung unter anderem die „95 % confidence-ellipsoid-Method“ (Fuyamada et al. 2011; Muramatsu et al. 2008; Shibata et al. 2012; Zamora et al. 2012). Anhand des Volumens der Ellipse wurde deutlich, wie groß die Streuung pro Ebene war. In der vorliegenden Arbeit wurde auf diese Art der Visualisierung verzichtet. Von Interesse war die Überprüfung der Reliabilitäten der Referenzpunkte pro Dimension als zufälliger Fehler und die Interpretation der Definitionen mittels systematischer Fehler.

In vielen Studien wurde zur Einschätzung der Reliabilität, vor allem aber der Reliabilität der Variablen, der ICC eingesetzt (Adams et al. 2004; Chien et al. 2009; Damstra et al. 2011; Gribel, Gribel, Frazão, et al. 2011; Hassan et al. 2013; Kim et al. 2012; Lagravère et al. 2009; Lagravère et al. 2010; Moshiri et al. 2007; Müller & Büttner 1994; Oliveira et al. 2009; Ramírez-Sotelo et al. 2012; Shahidi et al. 2014; Sherrard et al. 2010; Varshosaz et al. 2010; Zamora et al. 2012). Zur Einschätzung der Reliabilität wurde in der vorliegenden Arbeit mit Absicht nicht die Intra-Klassen-Korrelation (Shrout & Fleiss 1979), im Englischen auch als ICC bezeichnet, sondern das Bland-Altman-Verfahren (Bland & Altman 1986) eingesetzt. Die Gründe hierfür lagen darin, dass in die Berechnung des ICC die Varianz aller Messungen eingeht und somit abhängig von der Auswahl der Referenzpunkte ist. Damit wäre der ICC als Maß für die Reliabilität mit Studien, die andere Referenzpunkte untersuchten, nicht vergleichbar. Im Gegensatz zum ICC liegen die Ergebnisse im Bland-Altman-Verfahren in derselben Einheit vor wie die ursprünglichen Daten, was der Interpretierbarkeit eines statistischen Wertes erheblich zugutekommt (Erlewein & Schulte GmbH 2015). Darüber hinaus ist es mittels ICC nicht möglich, zwischen zufälligen und systematischen Fehlern zu unterscheiden. Zufällige Abweichungen zwischen Messungen entsprechen normaler erwarteter Variabilität, während systematische Fehler auf konkrete Einflüsse zurückzuführen sind, wie zum Beispiel falsch interpretierte Definitionen. Das Bland-Altman-Verfahren ist in der Lage, beide Komponenten darzustellen und durch die Limits of Agreement nicht nur eine statistische, sondern auch eine klinische Beurteilung zu ermöglichen. Nur durch die Ermittlung des systematischen Fehlers konnte herausgefunden werden, ob die Definitionen richtig verstanden wurden. Im Bland-Altman-Verfahren war es möglich, beide Ergebnisse im

Plot zu visualisieren oder sie anhand der Untersuchungstabelle abzulesen. Aus Gründen des Platzmangels wurden in der vorliegenden Arbeit alle Ergebnisse tabellarisch dargestellt. Die Visualisierung eines Plots wurde nur beispielhaft erklärt (**Abb. 12**). Wie oben bereits erwähnt, wurden auch im Bland-Altman-Verfahren Konfidenzintervalle – die Limits of Agreement – gebildet. Sie berechneten sich aus dem MW $\pm 1,96*s$ der Differenzen und stellten nicht korrigierbare (zufällige) Fehler dar. Unter der Annahme der Normalverteilung lagen somit 5 % der Gesamtpopulation außerhalb der LOA, also außerhalb der $1,96*s$ (Kwiecien et al. 2011).

Anzumerken ist jedoch, dass durch die Addition bzw. Subtraktion der 1,96-fachen Standardabweichung zum MW (\pm LOA = MW $\pm 1,96*s$) die Ergebnisse entweder gering ins Positive oder ins Negative verschoben wurden. Dabei dienten immer die größeren LOA der Einteilung in die jeweilige Klasse. Teilweise reichte ein minimal erhöhter systematischer Fehler schon aus, um die Reliabilitätsklassen um eine Stufe zu erhöhen. Diese Verschiebung führte bei den in **Tabelle 18** rot hervorgehobenen Referenzpunkten jeweils zu einer Einstufung in die nächsthöhere Klasse. Um der Verschiebung vorzubeugen, könnte man die oben genannte Statistik um den Mittelwert der Summe des Betrages der +LOA und -LOA erweitern ($(|-LOA|+ |LOA|)/2$). Zum Beispiel hatte der rechte untere, mediale, apikale Wurzelreferenzpunkt LOA von $+0,75$ mm/ $-1,17$ mm. Der systematische Fehler lag gerade mal bei $-0,21$ mm. Aufgrund der negativen LOA größer -1 mm wurde er der Klasse 1 zugeteilt. Würde man den Betrag des Mittelwertes der \pm -LOA betrachten ($(|-1,17|+|0,75|)/2$), ergäbe das einen Wert von $\pm 0,96$ mm und der Referenzpunkt würde zur Klasse 0 gehören.

In der vorliegenden Arbeit war zur Ermittlung des systematischen und zufälligen Fehlers das Bland-Altman-Verfahren unabdingbar. Es diente unter anderem der Feststellung, ob die Definitionen richtig verstanden wurden. Interessiert nur die Präzision, so reicht es aus, wenn man sich der deskriptiven Statistik mit Mittelwert, Minimal- und Maximalwerten, Standardabweichungen und der 1,96-fachen Standardabweichung bedient. Der Vorteil beider Methoden ist, dass die Ergebnisse in derselben Einheit wie die ursprünglichen Daten vorliegen.

5.1.5 Referenzpunktidentifizierung manuell vs. automatisch

Bisher gibt es nur wenige Studien, die sich mit der automatischen Referenzpunktlokalisierung beschäftigten, die Abweichungen sind jedoch generell größer (El-Feghi et al. 2003; Makram & Hamrouni 2014; Shahidi et al. 2013; Yue et al. 2006). Die in der Literatur beschriebenen Systeme scheinen noch relativ ungenau, um sie für klinische Zwecke zu nutzen. Einige Arbeiten verglichen die Referenzpunktlokalisierung zwischen dem manuellen Plotten und der Erfassung der Referenzpunkte mittels Slice-Locator (Hassan et al. 2013). Die Präzision mittels manueller Erfassung im Slice-Locator war präziser, aber benötigte das Doppelte an Zeit – ein limitierender und immer wieder stark diskutierter Faktor. So akzeptierten Shahidi et al. mittlere Abweichungen von unter 3 mm (Shahidi et al. 2014). In anderen Arbeiten wurden im Rahmen der automatischen Erfassung und unter Abschätzung der Kosten-Nutzen-Relationen auch Abweichungen von kleiner 4 mm als akzeptabel befunden (El-Feghi et al. 2003; Yue et al. 2006). Der wissenschaftliche Nachweis für die Verwendung der automatischen Referenzpunktlokalisierung ist noch gering (Leonardi et al. 2008).

In der vorliegenden Arbeit erfolgte aus den o. g. Gründen die Identifizierung der Referenzpunkte manuell. Sie war, mit einem Zeitaufwand von 30-45 Minuten pro Patient, sehr zeitintensiv. Sie hing, wie auch in anderen Arbeiten mehrfach beschrieben, stark von der Erfahrung, Tagesform und Konzentration der Untersucher sowie den technischen Gegebenheiten ab (Miethke 1989; Baumrind & Frantz 1971; Makram & Hamrouni 2014; Shahidi et al. 2013). Allerdings gibt es vielversprechende zukunftsweisende Projekte, wie zum Beispiel die Nutzung des Skalarfeldes. Die o. g. Nachteile bzw. Fehler, vor allem durch menschliches Versagen, könnten eliminiert werden und man könnte von einer Zeitersparnis profitieren (Merz 2002). Eine engere Zusammenarbeit mit Informatikern, Mathematikern und Medizinern im Rahmen der dreidimensionalen Schädelvermessung wäre wünschenswert.

5.1.6 Patientengut

Studien zur Überprüfung der Reliabilität dreidimensionaler kephalometrischer Referenzpunkte wurden an knöchernen Präparaten (Brown et al. 2009; Suomalainen et al. 2008), physikalischen Prüfkörpern und Messphantomen (Eggers et al. 2008; Kyriakou

et al. 2011) oder anhand vorliegender Patientendatensätze (Chien et al. 2009; Greiner et al. 2007; Dawood et al. 2012), wie sie auch dieser Arbeit zugrunde lagen, durchgeführt. Letztere konfrontiert den Untersucher mit Daten verschiedenster Patienten. Die Vielfalt der individuellen Anatomie bzw. die anatomische Komplexität entsprachen daher wahren klinischen Situationen.

Um für weitere statistische Analysen auch parametrische Verfahren einsetzen zu können, wurde die Fallzahl $n > 30$ gewählt, da dann die Wirkung des zentralen Grenzwerttheorems gewährleistet war, nachdem sich Stichprobenkennwerte ab einer Stichprobengröße $n > 30$ annähernd normalverteilen (Bortz 2005). Weitere Einflussfaktoren der Stichprobengröße waren die Fallzahl vergleichender Studien und der Arbeitsaufwand. In diesem Zusammenhang wurde der effektive Zeitaufwand der Messungen hochgerechnet und die Summe der später zu analysierenden Einzelwerte ins Kalkül gezogen (**Tabelle 19**). Um einen Referenzpunkt zu lokalisieren, wurde eine Zeit von 35 sec veranschlagt. Das Studiendesign wurde so angelegt, dass jeweils 4 Patienten 2 x pro Woche vermessen wurden. Bei einer Messreihe von 32 Patienten ergab dies eine benötigte Zeit von vier Wochen. Zwischen den Messreihen wurden Pausen von 2 Wochen eingelegt. Dementsprechend hatte Untersucher „A“ 18 Wochen Arbeitsaufwand und Untersucher „B“, „C“ hatten 4 Wochen Arbeitsaufwand. Mit diesem Zeitplan wurde versucht, Erinnerungs- und Übungseffekte zu vermeiden und andererseits realen Schwankungen der Daten durch zu lange Intervalle zuvorzukommen (Ertelt 2014). Am Ende der Untersuchung erhielt man 32.640 zu untersuchende Einzelwerte. Die Stabilität der Studienergebnisse erhöht sich mit der Anzahl der Patienten und der Anzahl der Messungen bzw. Untersucher. Um diese zu erhöhen, wurden jeweils 3 Messungen zur Einschätzung der Intra-Rater-Reliabilität und nicht nur 2 Messungen durchgeführt. Korrespondierend dazu wurden zur Einschätzung der Inter-Rater-Reliabilität auch 3 unterschiedliche Untersucher herangezogen. Alle genannten Faktoren trugen maßgeblich dazu bei, dass das Studiendesign mit 32 Patienten angelegt wurde. Dieser Untersuchungsplan stellte einen Kompromiss zwischen praxisrelevanten und statistischen Kriterien dar.

Tabelle 19: Hochrechnung des Zeitaufwandes bei 32 Patienten.

	Zeit	Hochrechnung Untersucher A/B/C	Zeitaufwand
Pro Referenzpunkt (RP)	35 sec		4 Patienten/d; 2 x Woche
Pro Patient (68 RP)	35 sec x 68 Referenzpunkte → 39,67 h		→ <u>1 MR = 4 Wochen</u>
Pro Messreihe (32 Patienten)	21,16 h		
<u>Berechnung der Einzelwerte</u>		<u>Studiendesign Untersucher A</u>	
n = 32 x 68 x 3 = 6.528		1. MR + 2 Wochen Pause	
n x 5 Durchgänge = <u>32.640 Einzelwerte</u>		2. MR + 2 Wochen Pause	
		3. MR + 2 Wochen Pause	
		→ <u>18 Wochen</u>	
		<u>Studiendesign Untersucher B/C</u>	
		1. MR	
		→ <u>4 Wochen</u>	

5.2 Diskussion der Ergebnisse

Aufgrund der teilweise unterschiedlichen Reliabilitäten der drei Dimensionen innerhalb eines Referenzpunktes sowohl in der vorliegenden als auch in ähnlichen Arbeiten (Adams et al. 2004; Cavalcanti et al. 2004; Fuyamada et al. 2011; Hassan et al. 2013; Kim et al. 2012; Lagravère et al. 2011; Lagravère et al. 2009; Lagravère et al. 2010; Ludlow et al. 2009; Medelnic et al. 2011; Muramatsu et al. 2008; Oliveira et al. 2009; Park et al. 2006; Shahidi et al. 2013; Shibata et al. 2012; Togashi et al. 2002; Zamora et al. 2012), empfahlen Autoren wie Chien und Pittayapat, die Erfassung craniofacialer Strukturen eher als diagnostische Hilfsinformationen zu sehen (Pittayapat et al. 2014; Chien et al. 2009). Das könnte bedeuten, die Referenzpunkte so zu nutzen, dass es möglich wäre, auf Dimensionen geringerer Reliabilitäten im Rahmen einer Projektion zu

verzichten. Bei Referenzpunkten, die auf Ebenen projiziert würden, wären nur die 2 Dimensionen wichtig, mit denen die Ebene definiert würde. Die dritte Dimension würde das Ergebnis nicht beeinträchtigen (Lagravère et al. 2010). Somit könnten auch Referenzpunkte, die in nur 2 Dimensionen höhere Reliabilitäten besäßen, in einer kephalometrischen Analyse Verwendung finden. Allerdings würden dadurch zum einen keine reellen Werte erfasst und man würde die bildgebende Diagnostik wieder nur als therapieergänzende Diagnostik in Betracht ziehen. Die Chance, Informationen einer reellen dreidimensionalen Schädelvermessung zu erhalten, wäre somit nicht mehr gegeben. Gerade in den Bereichen der plastischen und rekonstruktiven Chirurgie, der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie, die zum Teil eng mit der Kieferorthopädie kooperieren, wäre es bedenklich, eingeschränkt reliable Referenzpunkte zu wählen. Es käme zu einer erheblichen Reduktion der vielversprechenden zukunftsweisenden Möglichkeiten. Würden innerhalb einer Analyse einige Referenzpunkte der Variablen projiziert und andere real gemessen, bestünde zum anderen die Gefahr der Fehlinterpretation von Proportionen und Verhältnissen. Es entstünde eine neue Fehlerquelle, die in Betracht gezogen werden müsste. In **Abb. 14** und **Tabelle 20** wurde dies beispielhaft erklärt. Geht man zum Beispiel über eine ebene Straße, dann ist der Weg ein kürzerer, wenn man diese gerade anstatt schräg überquert. Dabei ändert sich gerade eine Koordinate, in diesem Fall x. Ähnlich verhält es sich bei Winkeln. Der Winkel verändert seine Größe, je nachdem, wie man ihn betrachtet. Bei einer Projektion auf eine Ebene weicht er somit ebenfalls vom realen Wert ab, je nachdem in welchem Winkel beide zueinander stehen. In **Tabelle 20** wurden aus den Originalkoordinaten einer intraindividuellen Messung eines beliebigen Patienten beispielhaft reelle und projizierte Strecken und Winkel berechnet und gegenübergestellt. Bei der Projektion auf die yz-Ebene wurde die x-Koordinate der Vektoren auf 0 gesetzt und anschließend wurde die oben nachzulesende Formel angewandt (Wikipedia 2015). Während .Me und .T1 die horizontale Strecke des Kieferwinkels bildeten, ergaben .T2 und .T3 die vertikale Strecke. Aus beiden Strecken resultierte der Kieferwinkel. Zu den Originalkoordinaten wurden exemplarisch jeweils 1 mm, 2 mm und 3 mm hinzu addiert; jeweils für die Koordinaten, die im Ergebnisteil weniger reliabel waren. Für .Me und .T1 waren das x und y, für .T2 z und für T3 x und z. Der Winkel zwischen .T2.T3 und der yz-Ebene ist relativ klein. Eine Projektion verändert die Länge der Strecke nur minimal. Der Winkel zwischen .T1.Me und der yz-Ebene ist dagegen größer, wodurch eine Projektion auf die yz-Ebene die Länge stärker beeinflusst. An-

hand der Tabelle wird zum einen ersichtlich, dass sich die Größen projizierter und reell gemessener Variablen zum Teil erheblich unterscheiden. Es wird auch deutlich, dass größere Abweichungen der Koordinaten innerhalb eines Referenzpunktes nicht zwangsläufig zu einer beträchtlichen Veränderung der Größe der Variable führen müssen (siehe Winkel .T1.Me/.T2.T3 bzw. Strecke .Me.T1), sie andererseits aber zu erheblichen Beeinträchtigungen der Variable führen können (vgl. Strecke .T1.Me mit .T2.T3). Es kommt immer auf die Kombination der unterschiedlichen Reliabilitäten der Koordinaten innerhalb eines Referenzpunktes und in diesem Zusammenhang deren Verwendung innerhalb der Variablen an. Daher ist es zwingend notwendig und war es das Ziel der vorliegenden Arbeit, die Reliabilitäten der einzelnen Dimensionen der 3D-Referenzpunkte zu erfassen und zu klassifizieren, um diese in einer zukünftigen 3D-Analyse adäquat verwenden zu können. Diese komplexe Thematik bedarf, wie bereits oben erwähnt, weiterer tiefergehender Untersuchungen. An dieser Stelle wird auf die Arbeit von Foth verwiesen, die sich explizit dem Einfluss der Ergebnisse der Reliabilitätsklassen der 3D-Referenzpunkte der vorliegenden Arbeit auf die 3D-Variablen widmet (Foth, unpublizierte Daten).

Tabelle 20: Darstellung ausgewählter Referenzpunkte; sie wurden aus den Originalkoordinaten einer intraindividuellen Messung eines beliebigen Patienten entnommen; die daraus resultierenden Strecken sowie Winkel wurden reell und projiziert gegenübergestellt.

Interferenzwert	Referenzpunkt	x	y	Z	Winkel .T1.Me und .T2.T3	Projizierter Winkel (auf die yz-Ebene)	Strecke .T1.Me und .T2.T3	Projizierte Strecke (auf die yz-Ebene)
Original	.Me	-0.3	-94.1	-55.8	127.8	136.64	68.14	55.16
	.T1	-40.3	-43,3	-34.3				
	.T2	-43.5	-22.8	-13.4				
	.T3	-44.9	-9.5	16.9				
+1 mm	.Me	-1.3	-95.1	-55.8	128.96	136.82	68.14	55.16
	.T1	-41.3	-44.3	-34.3				
	.T2	-43.5	-23.8	-14.4				
	.T3	-45.9	-9.5	17.9				
+2 mm	.Me	-2.3	-96.1	-55.8	130	136.98	68.14	55.16
	.T1	-42,3	-45,3	-34,3				
	.T2	-43.5	-24.8	-15.4				

Interferenzwert	Referenzpunkt	x	y	Z	Winkel .T1.Me und .T2.T3	Projizierter Winkel (auf die yz-Ebene)	Strecke .T1.Me und .T2.T3	Projizierte Strecke (auf die yz-Ebene)
+3 mm	.T3	-46.9	-9.5	18.9				
	.Me	-3.3	-97,1	-55.8			68.14	55.16
	.T1	-43,3	-46,3	-34,3	128	133.06		
	.T2	-43,5	-22,8	-16.4			38.91	38.66
	.T3	-47.9	-9.5	19.9				

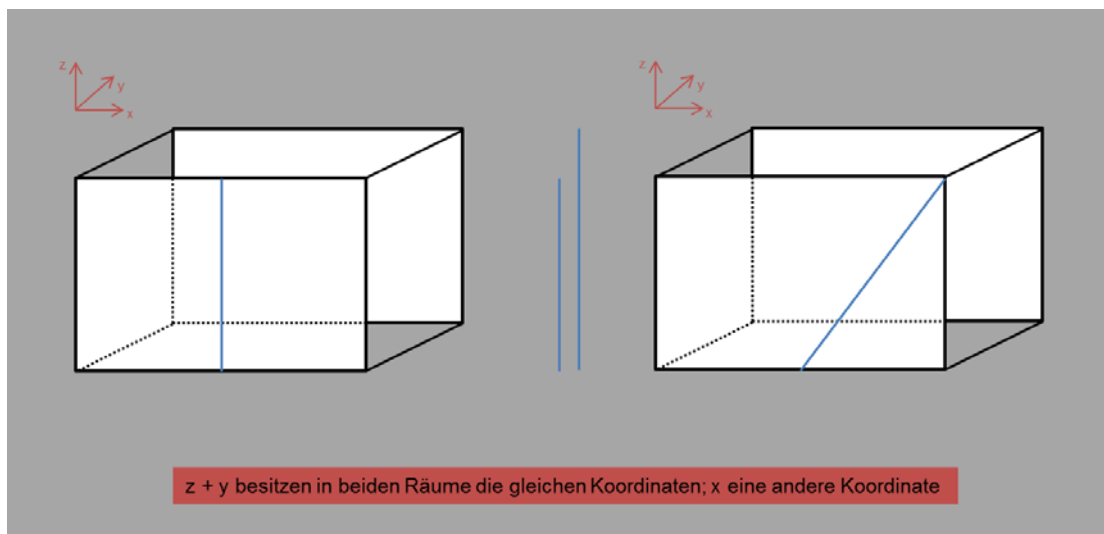


Abb. 14: Streckenvergleich im dreidimensionalen Raum; anhand der beiden gegenüberliegenden Darstellungen der Strecke (blau) im Raum wird deutlich, dass sich die Strecke rechts verlängert, wenn x eine andere Koordinate hat. Sowohl z als auch y haben sich nicht verändert.

5.2.1 Intraindividuelle Reproduzierbarkeit der Referenzpunkte

Die geringe Anzahl minimal erhöhter systematischer Fehler (im Mittel: 0,01 mm (-0,22 bis 0,24 mm)) wies auf die Richtigkeit der Referenzpunktsetzung hin. Die Ergebnisse der Studie wurden als richtig gedeutet und valide akzeptiert (<http://www.cochrane.de/de/cochrane-glossar>). Der klinische Irrelevanzbereich der Reliabilitäten wurde anhand der LOA gebildet. Dies entsprach einer Erweiterung der Gaußschen Verteilungskurve, in der nicht nur 67 % aller Messungen um den Mittelwert (Standardabweichung) lagen, sondern die 96-fache Standardabweichung, also 95 % aller Messwerte. 98,53 % aller intraindividuellen Koordinaten wurden mit Abweichungen

unter 1,5 mm erfasst. In vergleichenden Studien wurden diese Werte als klinisch akzeptabel beurteilt und mit einem geringen zufälligen Fehler sowie guter Reproduzierbarkeit assoziiert (Medelnik et al. 2011; Wille 2012; Park et al. 2006; Oliveira et al. 2009; Lagravère et al. 2010; Fuyamada et al. 2011; Pittayapat et al. 2014; Titiz et al. 2012).

Summa summarum führten die Ergebnisse zu der Annahme, dass die Definitionen richtig interpretiert sowie die Anatomie und der Umgang mit dem Computer vom Untersucher beherrscht wurden, und deuteten auf eine sorgfältige Arbeit hin. Dennoch bleibt es schwierig, Messfehler völlig zu eliminieren. Bereits Baumrind und Miethke wiesen auf die Wichtigkeit von persönlicher Erfahrung und Sorgfalt des Untersuchers sowie der präzisen und sorgfältigen Erfassung der Referenzpunkte hin (Miethke 1989; Baumrind & Frantz 1971).

Insgesamt konnten alle Dimensionen der dentalen Referenzpunkte bis auf drei Ausnahmen der Klasse 0 zugeordnet werden und lagen somit im klinischen Irrelevanzbereich von bis zu 1 mm. Die Abweichungen der koronalen Schneidezahnreferenzpunkte, waren in x am größten, sowohl für den Oberkiefer als auch für den Unterkiefer. Gründe für die sagittale Abweichung des Kronenpunktes könnten zum einem an dem relativ geraden Verlauf der Scheidekante liegen, was einerseits die Abweichung in x und andererseits die Stabilität in z erklären würde. Auch der relativ kleine Radius der Inzisalkante in koronaler Richtung führte zu einer guten Stabilität in y. Zum anderen könnte auch die Herangehensweise des Plottens eine Rolle gespielt haben. Die initiale Referenzpunktsetzung erfolgte aus Praktikabilitätsgründen von frontal in der Übersichtsaufnahme mit den Dimensionen x und z, als höchster bzw. tiefster zentraler Punkt. Eine anschließende Feinkorrektur im Slice-Locator wurde per definitionem zuerst in der Sagittalebene mit den Dimensionen y und z durchgeführt, ebenfalls als höchster bzw. tiefster zentraler Punkt. Theoretisch wäre der Referenzpunkt damit dreidimensional beschrieben, da x und z im Initialbild bereits festgelegt wurden. Bei anschließender Betrachtung des Referenzpunktes in der Koronalebene des Slice-Locators mit den Dimensionen x und z, schien x nicht mehr in der Mitte zu sein. Eine erneute Korrektur in der koronalen Ansicht und somit in x könnte ebenfalls zu höheren Abweichungen führen. Die Definition sollte daher auch in der Koronalansicht ebenfalls als Resultat beschrieben werden. Die Präzision von x war im Unterkiefer kleiner. Die UK-Zähne sind von den

OK-Zähnen bedeckt. Möglicherweise könnte eine Bissperrung dazu beitragen, die Fehlerquelle zu minimieren.

Die größten Abweichungen der apikalen Schneidezahnreferenzpunkte des Oberkiefers und Unterkiefers hatte z, die geringsten x. Die Mitte des Zahnes zu finden, gestaltete sich relativ einfach. Mögliche Ursachen für die höheren Abweichungen in z könnten zum einen der geringe Kontrast zum angrenzenden Knochen sowie die unterschiedlichen Eruptionsstadien und eine damit verbundene Unsicherheit in der exakten Lokalisierung des Referenzpunktes sein (Lagravère et al. 2009). Da es nicht das Ziel der Studie war, Unterschiede der Reproduzierbarkeiten zwischen Wechselgebiss und bleibendem durchzuführen, bleibt die Frage offen.

Die interinzisalen Referenzpunkte unterlagen in z gewissen Schwankungen, wobei der Oberkiefer stärker betroffen war als der Unterkiefer. Einerseits handelte es sich wieder um eine gerade Strecke, an der es galt, den Referenzpunkt zu lokalisieren. Andererseits fanden sich im Oberkiefer vermehrt Diastemata, wodurch die exakte Festlegung der Höhe, welche sich am Kontaktpunkt bzw. an der engsten Stelle beider Inzisivi orientierte, zu einer höheren Variabilität geführt haben könnte.

Gute Voraussetzungen zur eindeutigen Referenzpunktidentifizierung bot der mesiobukale Höcker der 6er. Die relativ kleine Höckerspitze bot in allen Richtungen, vor allem aber in der axialen Dimension, eindeutige Reproduzierbarkeiten. Aufgrund der Tatsache, dass die bukkalen Höcker des Oberkiefers den Unterkiefer überragen, waren die Referenzpunkte im Oberkiefer einfacher zu lokalisieren und dementsprechend die Abweichungen geringer. Eine Bissperrung wäre auch hier denkbar. Der Vorteil läge zum einen in der freien Sicht auf die Okklusalfächen der Oberkiefer- und Unterkieferzähne, aber auch in der technisch präzisen Separation des Oberkiefers vom Unterkiefer (Othman et al. 2010). Man könnte somit beide Kiefer getrennt voneinander betrachten. So empfahlen Othman et al. eine maßgeschneiderte Unterkieferschiene. Sie sollte nicht breiter als der interokklusale freeway space, also nicht größer als 1-2 mm sein. Die Kondylen befänden sich in einer reinen Rotationsbewegung und lägen zentriert in der Gelenkpfanne (Othman et al. 2010). Generell war es schwieriger, den Referenzpunkt an Zähnen, die mit Kronen oder Füllungen versorgt wurden, eindeutig zu lokalisieren.

Die dentalen koronalen Referenzpunkte des Kreuzbisses waren in der axialen Dimension am stabilsten. Die Tiefe der Fissur blieb auch bei Veränderungen in anterior-

posteriorer sowie medio-lateraler Richtung relativ stabil, was die Stabilität in z erklärt. Allerdings führten besonders rekonstruktive Maßnahmen teilweise zu erheblichen Veränderungen des okklusalen Reliefs, wodurch die Referenzpunktsetzung erschwert wurde. Generell könnte auch hier eine dezente Bissperrung im Seitenzahnbereich dazu führen, dentale Referenzpunkte besser zu lokalisieren, indem man die Kontaktpunkte eliminiert. So wäre ein besserer Einblick auf die Okklusalfächen von Anfang an gegeben.

Die apikalen dentalen Kreuzbissreferenzpunkte zeichneten sich als reliable Referenzpunkte aus, wobei y und z am reliabelsten waren. Vor allem die sagittale Dimension unterlag höheren Schwankungen. Die koronale Dimension war bereits durch das Ausgangsbild festgelegt. Als Orientierung diente der koronale Kreuzbissreferenzpunkt, den man einen Schritt zuvor setzte. Auf derselben Höhe sollte nun der Wurzelreferenzpunkt gesetzt werden. Im koronalen Schnitt stellte die Furkation ein relativ flaches Gewölbe dar. Die Wurzel war stets nur teilweise sichtbar. Es fehlte die sagittale Orientierung. Dadurch lässt sich zum einen ein gewisser Spielraum in x und zum anderen die Stabilität in z erklären.

Von den skelettalen Referenzpunkten des Gesichtsschädels wiesen die Referenzpunkte der Maxilla, welche sich an der Sutura zygomaticomaxillaris befanden, die geringste Reliabilität auf. Die Präzision streute erheblich in y. Auch subjektiv war dieser Referenzpunkt schwer zu lokalisieren. Ein entscheidend limitierender Faktor war die zum Teil stark verwachsene Sutura und die daraus resultierende fehlende Einziehung. Eine eindeutige Lokalisierung des Referenzpunktes war nicht möglich; ein Ergebnis, zu dem auch Lagravère et al. kamen (Lagravère et al. 2009). Dies erklärt die Abweichung in der sagittalen und koronalen Dimension, durch welche die axiale Ebene definiert war. Sie entsprach der Ansicht, mit der die Referenzpunktsetzung begonnen wurde. Die Verwendung dieses Referenzpunktes in einer Analyse wird nicht empfohlen. Weitaus vielversprechender war die Lokalisierung des Referenzpunktes frontozygomalen Sutura. Sie war durch eine Einziehung gekennzeichnet, wodurch der Processus Zygomaticus am Os frontale imponierte. Die größten LOA waren in z, was auf eine leichte Unsicherheit in der initialen Referenzpunktsetzung hindeutete. Für eine zukünftige Nutzung in der später folgenden 3D-Analyse würde er aller Voraussicht nach keine Verwendung finden, da er die Basionhorizontale nach kranial überschreitet.

Sowohl .A der Maxilla als auch die sagittalen Referenzpunkte der Mandibula, bis auf Menton, waren in z am schwächsten reliabel. Menton stellte die kaudalste Begrenzung des knöchernen Kinns dar. Er wies aufgrund der relativ flachen zentralen Einziehung der Symphyse eine gute Stabilität in z auf, die jedoch mit einer relativ erhöhten Abweichung in der sagittalen Dimension einherging. Während .A nur Abweichungen in z aufwies, kam es bei fast allen sagittalen Referenzpunkten der Mandibula, bis auf Prognathion, zusätzlich zu Schwankungen in x. Der Unterschied befand sich zum einen im vorhandenen sagittalen knöchernen Grat der Maxilla, auf dem .A lag. Die Mandibula besitzt sagittal keinen Grat. Die Mitte wurde daher geschätzt. Zum anderen wurde der Referenzpunkt Prognathion, welcher sich zwischen Menton und Pogonion befand, erst gesetzt, nachdem Menton und Pogonion schon festgelegt waren. Alle bereits gesetzten Referenzpunkte waren durch einen roten Punkt hervorgehoben, so dass der sagittale Spielraum für Prognathion bereits eingegrenzt war und dementsprechend kleinere Abweichungen möglich waren. Die Referenzpunkte .A, .B, Pogonion und Spina mentalis wiesen in y die geringsten Abweichungen auf. Sie sind an Kurven größerer Radien mit relativ geraden Strecken lokalisiert, bei denen, trotz größerer Veränderungen von z, y relativ stabil blieb.

Typischerweise streuten die anterioren Referenzpunkte des Kieferwinkels in y und die posterioren Referenzpunkte in z. Es bestanden bereits Unsicherheiten während der initialen Setzung. Die Krümmung des Kieferwinkels mit anschließend geradem Übergang in den Körper bot beim anterioren Referenzpunkt über einen relativ großen Spielraum in y eine gewisse Beständigkeit in z. Ähnlich verhielt es sich im Falle der posterioren Referenzpunkte: Hier führten wiederum relativ große Abweichungen in z nur zu geringeren Abweichungen in y. Die Krümmung des Kieferwinkels mit anschließend geradem Übergang in den Ramus bot auch hier über einen gewissen Spielraum in z eine Beständigkeit in y. Referenzpunkte an Kurven mit breiten Radien oder langen Geraden sind schwieriger zu lokalisieren (Broch et al. 1981). Der Kondylus läuft über eine distale Krümmung mit kleinem Radius in den geraden Ramus aus. Die Colli mandibulae verlaufen von lateral nach medial in einem Winkel von 150° , dessen Spitze im Verlauf nach kranial, distal führt, aufeinander zu. Dabei besitzt das mediale distale Ende des Kondylus eine Art Plateau, was der koronalen Dimension auch bei Schwankungen in x und z eine Stabilität verleiht. Dies erklärt die höhere Reliabilität von y der distokraniellen Referenzpunkte. Betrachtet man den kranialen Kondylus von frontal bzw. sagittal, so wird deut-

lich, dass er medial im Bereich der sagittalen und koronalen Dimension einen gewissen Spielraum bildet, ohne dabei seine Höhe zu ändern. Infolgedessen besaßen die kranialen Referenzpunkte sowohl in x wie auch y die größte Variabilität.

Die skelettalen Kreuzbiss-Referenzpunkte waren im OK besser zu reproduzieren als im UK. Die größte Abweichung hatte y. Per definitionem wurde die Tiefe von y im Ausgangsbild, der Übersichtsansicht, auf Höhe der dentalen Kreuzbiss-Referenzpunkte festgelegt. Es wurde in der frontalen Übersichtsansicht so lange gescrollt, bis die dentalen Kreuzbiss-Referenzpunkte erschienen. Erst dann konnten die skelettalen Kreuzbiss-Referenzpunkte gesetzt werden. Ein scheinbares Problem, im UK mehr als im OK, war die Orientierung des Referenzpunktes auf Höhe des Wurzelspitzenendes. Im OK war das Ende der Wurzelspitze durch Anlage der palatinalen Wurzel mit enger Lagebeziehung zum Knochen in diesem Schnitt erkennbar. Im Unterkiefer sah man vorwiegend nur einen Teil der Wurzel, orientierte man sich in y auf Höhe der dentalen Wurzelpunkte. Die erhöhten Abweichungen in y lagen vermutlich an der Diskrepanz zwischen der Lage skelettaler und dentaler Referenzpunkte und dem tatsächlichen Ende der Wurzelspitze. Der Versuch einer Verschiebung in der koronalen Ansicht, um das Ende der Wurzelspitze besser zu bestimmen, könnte Ursache der erhöhten Abweichungen in y sein. Dennoch könnten sie als diagnostisches Hilfsmittel im Rahmen der Modellanalyse Verwendung finden. Die Reliabilität war in x am besten. Würden zum Beispiel Referenzpunkte einer jeden Zahnkrone sowohl des OK als auch des UK miteinander verbunden und dies ebenfalls für mehrere skelettale Referenzpunkte im Zahnbogen durchgeführt, könnte man die daraus resultierenden Bögen vergleichen und Aussagen zum dentalen bzw. skelettalen Expansionsverhalten des OK und UK treffen.

Der Clivustangentenpunkt war ein gutes Beispiel für einen rekonstruierten Referenzpunkt. Die sagittale Orientierung erfolgte auf Höhe des Referenzpunktes Basion, um in dieser Schicht dann die Frankfurter Horizontale einzublenden. Der Schnittpunkt zwischen der Frankfurter Horizontalen und dem Clivus stellte den Clivustangentenpunkt dar.

Der Referenzpunkt der Spina nasalis superior war ein Referenzpunkt der Klasse 0 in allen drei Dimensionen. Er besaß ähnlich gute Eigenschaften wie die Spina nasalis anterior. Beide lagen an anatomisch geformten Spitzen. Die knöchernen Spitze der Spina nasalis anterior lief in koronaler Richtung flacher aus, mit zunehmender Kontrastminde-

rung in koronaler Richtung, was die geringere Reliabilität in y erklärte. Die knöcherne Struktur der Spina nasalis superior hingegen war breiter und im Verlauf abfallender, mit zunehmender Kontrastminderung kaudalwärts, was sich in den größeren Abweichungen von z widerspiegelte. Ein guter sagittal orientierender Wegweiser bei beiden Referenzpunkten war die Betrachtung im Axialschnitt. Beide Referenzpunkte bildeten das Ende einer hyperdensen zentralen Knochenstruktur, welche im Axialschnitt als Gerade verlief. Eine problemlose Identifizierung der Mitte war möglich. Obwohl die Spina nasalis anterior komplett der Reliabilitätsklasse 0 angehörte, muss bei seiner Verwendung sowie der Verwendung der Referenzpunkte .A und der Spina nasalis posterior bedacht werden, dass die Suture unmittelbar nach der Expansion getrennt ist; mit der Folge, dass im mittleren Oberkieferbereich kein oder nur ein sehr dünner Knochen vorhanden ist, was im Rahmen der dreidimensionalen Betrachtung ein Problem darstellt (Lagravère et al. 2009).

Die Referenzpunkte des Foramen Spinosum waren in der axialen Dimension weniger reliabel und vergleichbar mit den Ergebnissen Lagravères (Lagravère et al. 2011). Das zirkulär anliegende Knochenangebot des Foramens war unterschiedlich dick, während der Durchmesser des Foramens im Verhältnis eher klein war. Dementsprechend konnten geringere Abweichungen in y oder x zu höheren Abweichungen in z führen.

Durchaus vielversprechende, bis dato noch nicht publizierte Referenzpunkte sind die Referenzpunkte der Crista infratemporalis. Alle positiven Eigenschaften des idealen Referenzpunktes sind in ihnen vereint. Sie sind symmetrisch und leicht an der Spitze der Knochenleiste zwischen Fossa temporalis und Fossa infratemporalis zu lokalisieren. Das Wachstum der anterioren Schädelbasis ist mit 5 Jahren abgeschlossen und somit sehr stabil und wird im Rahmen der kieferorthopädischen Behandlung nicht beeinflusst (Lagravère et al. 2011). Es handelt sich um Referenzpunkte, die aufgrund ähnlich reproduzierbarer Dimensionen als reliabel gelten und als Bestandteil eines neuen stabilen Koordinatensystems empfohlen werden.

Im Gegensatz zur Spina nasalis anterior läuft die Spina nasalis posterior in der Sagittalansicht nicht spitz aus. Das Os palatinum ist in der Vertikaldimension distal relativ breit mit Rundungen größerer Radien – eine mögliche Ursache der größeren Variabilität in der axialen Dimension (Broch et al. 1981). Ein guter sagittal orientierender Wegweiser war die Betrachtung der Spina nasalis posterior im Axialschnitt. Die Gaumenmit-

te war als hyperdense Gerade sichtbar. Eine problemlose Identifizierung der Mitte war möglich. Allerdings wäre auch dieser Referenzpunkt im Falle einer Gaumennahterweiterung tangiert.

Die Referenzpunkte der vestibulären Lippenkontur und der Nase waren in allen Dimensionen reliabel darstellbar, wobei z die höchste Abweichung hatte. Die hohe Reliabilität der sagittalen Achse, speziell bei den Lippen-Referenzpunkten, spiegelte eine eindeutige sagittale Orientierung der Referenzpunkte der Lippe am Interinzisalraum der ersten beiden Inzisivi wider. Sowohl die anteriore Lippe als auch die Weichteilnasenspitze sind von einer Krümmung mit großem Radius geprägt, was sich in der höheren Abweichung von z im Vergleich zu y und x ausdrückte (Broch et al. 1981). Da die Lippe auch nach kaudal eine Krümmung mit großem Radius und somit relativ geradem Verlauf aufwies, kam es bei Stomion in y zu höheren Abweichungen im Vergleich zu x und z (Broch et al. 1981).

Die präferierende Dimension der vorderen und hinteren Referenzpunkte des Rachens, war y. Die vordere und hintere Rachenwand wies von kranial nach kaudal in der Sagittalansicht sowie von medial nach lateral in der Axialansicht einen relativ geraden Verlauf auf. Das verlieh y eine gewisse Stabilität, was parallel Grund für die erhöhten Abweichungen in z und x war. Es gab keine eindeutigen anatomischen Lokalisationen zur Orientierung in diesen Ebenen. Entsprechend verhielten sich die Reliabilitäten der lateralen Referenzpunkte. Die präferierende Dimension war x. Die laterale Rachenwand wies von kranial nach kaudal sowie von anterior nach posterior einen relativ geraden Verlauf auf. Das verlieh x eine gewisse Stabilität, was parallel Grund für die erhöhten Abweichungen in z und y war. In der Axialansicht handelte sich um die am weitesten nach innen begrenzte Fläche mit relativ geradem Verlauf, an der es galt, die Mitte zu finden. Entsprechend waren in y die Abweichungen höher.

5.2.2 Interindividuelle Reproduzierbarkeit der Referenzpunkte

Die interindividuellen Ergebnisse waren mit einer größeren Anzahl minimal erhöhter systematischer Fehler (im Mittel: 0,01 mm (-0,26-0,39 mm)) verbunden. Allerdings war selbst die größte systematische Abweichung mit der kleinsten Spitze eines Feinminerstiftes vergleichbar (0,3 mm) und wies auf eine Richtigkeit der Referenzpunktsetzung

hin. Die Ergebnisse wurden als richtig gedeutet und valide akzeptiert (<http://www.cochrane.de/de/cochrane-glossar>).

Der klinische Irrelevanzbereich der Reliabilitäten wurde anhand der LOA gebildet. Dies entsprach einer Erweiterung der Gaußschen Verteilungskurve, in der nicht nur 67 % aller Messungen um den Mittelwert (Standardabweichung) lagen, sondern die 96-fache Standardabweichung, also 95 % aller Messwerte. 85,98 % aller interindividuellen Koordinaten wurden mit Abweichungen bis 1,5 mm erfasst. Bezugnehmend auf andere Arbeiten waren die interindividuellen Ergebnisse zum geringen Teil mit größeren Abweichungen verbunden (Fuyamada et al. 2011; Lagravère et al. 2010; Medelnik et al. 2011; Oliveira et al. 2009; Park et al. 2006; Pittayapat et al. 2014; Wille 2012).

Insgesamt führten die Ergebnisse jedoch zu der Annahme, dass die Definitionen verstanden wurden und die Anatomie sowie der Umgang mit dem Computer von den Untersuchern weitestgehend beherrscht wurden. Die im Verhältnis zu den o. g. Arbeiten geringere Präzision lässt sich auf einen Mangel an Konzentration, Motivation und Sorgfalt zurückführen. Es ist schwierig, Messfehler völlig zu eliminieren (Harris & Smith 2008). Bereits Baumrind und Miethke wiesen auf die Wichtigkeit von persönlicher Erfahrung und Sorgfalt des Untersuchers bezüglich einer präzisen und sorgfältigen Erfassung der Referenzpunkte hin (Miethke 1989; Baumrind & Frantz 1971).

Im Folgenden wurden nur die Referenzpunkte diskutiert, welche sich von denen der intraindividuellen Ergebnisse in Kapitel 5.2.1 unterschieden.

Die Ergebnisse der Referenzpunkte waren mit den intraindividuellen vergleichbar. Der Unterschied bestand lediglich im Ausmaß der Abweichungen. Diese waren interindividuell größer (Kapitel 4.3).

Die apikalen dentalen Kreuzbissreferenzpunkte verhielten sich ähnlich den Ergebnissen in Kapitel 4.1. Auch hier waren in x die größten Abweichungen. y und z ähnelten sich, wobei y stabiler war. Entsprechend wird auf die Diskussion in Kapitel 5.2.1 verwiesen.

Die Referenzpunkte der vestibulären Lippenkontur und der Nase hatten in z die höchste Abweichung. Sowohl die anteriore Lippe als auch die Weichteilnasenspitze sind von einer Krümmung mit großem Radius geprägt, was sich in der höheren Abweichung von z (Broch et al. 1981) widerspiegelte. Die niedrigere Reliabilität der sagittalen Achse, vor allem der oberen Lippe, lässt auf eine nicht eindeutige sagittale Orientierung der Referenzpunkte hin.

renzpunkte der Lippe am Interinzisalraum der ersten beiden Inzisivi schließen, wie es in der Definition vorgeschrieben war. Da die Lippe auch nach kaudal eine Krümmung mit großem Radius und somit relativ geradem Verlauf aufwies, kam es bei Stomion in y zu höheren Abweichungen im Vergleich zu x und z (Broch et al. 1981). Auch hier bestanden Schwierigkeiten, in x die Mitte zu finden. Es wird derselbe Grund vermutet wie bei vestibulären Lippenkontur.

5.2.3 Vergleich der interindividuellen mit der intraindividuellen Reproduzierbarkeit

Wie bereits in anderen Arbeiten (Baumrind & Frantz 1971; Y. J. Chen et al. 2004; Fuyamada et al. 2011; Lagravère et al. 2011; Lagravère et al. 2009; Lagravère et al. 2010; Olszewski et al. 2010; Park et al. 2006; Richtsmeier et al. 1995) wurde auch in der vorliegenden Arbeit eine höhere Reliabilität der intraindividuellen Reproduzierbarkeit der Referenzpunkte nachgewiesen.

Ein Hauptfehler in der Bestimmung der Referenzpunkte war es, diese zu lokalisieren. Sie war unter anderem abhängig von der Bildqualität der Aufnahme, der Beschaffenheit der Oberfläche der Referenzpunkte, von deren anatomischer Komplexität, der Definitionen und vor allem von der Qualität und der damit verbundenen Erfahrung bzw. der Professionalität der Untersucher (Cohen 1984; Houston 1983; Major et al. 1994; McWilliam & Welander 1978). Der hochsignifikante Unterschied der Präzision zwischen Inter-Rater und Intra-Rater wurde auf eine mangelnde Konzentration und Einarbeitung in die Thematik bzw. fehlende Sorgfalt zurückgeführt. Ein nicht von der Hand zu weisendes Problem ist es dabei, Untersucher zu finden, welche völlig uneigennützig solche umfangreichen und zeitaufwändigen Untersuchungen mit vollem Engagement und Motivation durchführen.

Lagravère et al. sind der Auffassung, dass der intraindividuellen Reliabilität größere Bedeutung in der Forschung zukommt, während die interindividuelle Reliabilität wichtig in der Diagnosefindung bzw. Therapie- und Behandlungsplanung ist (Lagravère et al. 2010).

In der vorliegenden Arbeit wurden die Ergebnisse unterschiedlich interpretiert.

Die Ergebnisse lassen den Rückschluss zu, dass es im Hinblick auf ständig wechselnde Untersucher und Novizen zu höheren Abweichungen kommt, die zu unpräziseren

Ergebnissen führen. Ideal ist daher die Auswertung mehrerer DVTs im Laufe einer Behandlung durch einen und denselben Untersucher, wie es normalerweise anhand der zweidimensionalen FRS-Auswertung in der kieferorthopädischen Praxis bereits üblich ist. Die Bedeutung der Ergebnisse der interindividuellen Reliabilität spielt hierbei keine Rolle. Nicht zu unterschätzende Probleme stellen in diesem Kontext allerdings der bereits im Kapitel 5.1.4 diskutierte Faktor Zeit, die Strahlenbelastung und die Amortisierung der Geräte dar. Die dreidimensionale Erfassung der Referenzpunkte ist mit mindestens dem Doppelten an Zeit verbunden. Der Kieferorthopäde im Praxisalltag könnte damit an seine Grenzen stoßen. Die Anschaffungskosten für ein DVT-Gerät sind hoch. Man kann davon ausgehen, dass, bis sich ein Gerät amortisiert hat, dieses nicht mehr zeitgemäß ist, sowohl im Hinblick auf Funktion als auch die Strahlenbelastung. Ständige Neuerungen auf dem Markt führen zu schneller Überholtheit. Dabei ist das „ALARA-Prinzip – As Low As Reasonably Achievable“ stets zu beachten. Permanenter Fortschritt führt zu immer höherer Dosisreduktion. Neueste Geräte mit indikationsabhängiger Dosisreduktion erreichen eine signifikante Verringerung der Strahlenbelastung unter die Werte von konventionellen digitalen Röntgenaufnahmen in der Kieferorthopädie (Bumann 2014). In diesem Zusammenhang prägte das MESANTIS 3D DENTAL-RADIOLOGICUM den Begriff „IADR-Prinzip“ – indikationsabhängiges Dosis-Reduktions-Prinzip. So ergaben neueste Studien unter Anwendung des IADR-Konzeptes des DVT-Gerätes „MESANTIS line II“ effektive Dosen zwischen 12-31 μSv bei einem FOV von 20 x 17 cm und 10-24 μSv für ein FOV von 20 x 10 cm (Bumann et al. 2014). Gerade in der Kieferorthopädie geht es um eine Vielzahl von Fragestellungen. Es gibt nicht nur eine, sondern mehrere rechtfertigende Indikationen. In der aktuellsten Stellungnahme der AAOMR wurden für die DVT im Rahmen der kieferorthopädischen Behandlungsplanung einige rechtfertigende Indikationen erstellt (Evans et al. 2013). Dazu zählen Diagnostik von Strukturanomalien, Zahnfehlstellungen, peridentalem Knochenangebot vor kieferorthopädischer Zahnbewegung, kraniofazialer Asymmetrien, sagittalen und transversalen Abweichungen, Kiefergelenken, kraniofazialen Anomalien, Morphologie der oberen Atemwege, kfo-chirurgischen Planungen, Verankerungsschrauben und maxillären Dehnapparaturen (Evans et al. 2013). Alle können mit einer einzigen DVT diagnostiziert werden. Die fachgerechte und adäquate Nutzung des IADR-Konzeptes in der Kieferorthopädie stellen dabei die Antwort der immer noch hoch gefragten und heiß diskutierten Strahlendosis dar. Allerdings bedeuten indikationsab-

hängige Einstellung der Parameter im Umkehrschluss mehr Funktion und Komplexität der Geräte. Entsprechend bedarf die Bedienung der Geräte immer größerer Erfahrung. Die Frage ist, ob die kieferorthopädische Einzelpraxis all diesen wesentlichen Anforderungen gewachsen ist. Im Hinblick auf die oben genannten Aspekte wäre eine enge Zusammenarbeit von Kieferorthopädie und professionellen radiologischen Diagnostikzentren empfehlenswert. Idealerweise sollten sowohl die Aufnahmen als auch deren Auswertung durch ein professionelles radiologisches Diagnostikzentrum durchgeführt werden. Neben dem besonderen Vorteil, up to date mit den Geräten und den damit verbundenen immer geringeren Strahlendosen zu sein, profitiert man vom geschulten und hoch qualifizierten Fachpersonal, welches es zur Hauptaufgabe hat, ausschließlich dreidimensionale Befunde auszuwerten; ein entscheidender Aspekt, dem die Überlegenheit der präziseren Ergebnisse der intraindividuellen Reliabilität, gerade im Bereich der Diagnostik, zugutekommt. Der Kieferorthopäde profitiert einerseits finanziell sowie von der enormen Zeitersparnis, der Patient andererseits von modernsten Geräten und damit von einer erheblichen Reduktion der stark diskutierten Strahlenbelastung.

5.3 Schlussfolgerungen

Um einen Schädel dreidimensional zu vermessen, benötigt man Variablen. Da es sowohl für eine Strecke als auch einen Winkel mehr als eines Referenzpunktes bedarf, ist es primär zwingend erforderlich, zu wissen, welche Dimension des Referenzpunktes zu einer Messabweichung der Variable führen könnte. Im Rahmen der Untersuchung wurden anhand des Bland-Altman-Verfahrens die Reliabilitäten der 3D-Referenzpunkte pro Dimension evaluiert (zufälliger Fehler) sowie das Verständnis neuer, adäquater dreidimensionaler Definitionen überprüft (systematischer Fehler).

Aufgrund der teilweise unterschiedlichen Reliabilitäten innerhalb eines Referenzpunktes empfehlen einige Autoren, auf Dimensionen geringerer Reliabilitäten im Rahmen einer Projektion zu verzichten. Allerdings würden dadurch keine reellen Werte erfasst und man würde die bildgebende Diagnostik wieder nur als diagnostische Hilfsinformationen in Betracht ziehen. Würden zudem innerhalb einer Analyse einige Variablen projiziert und andere real gemessen, bestünde die Gefahr der Fehlinterpretation von Proportionen und Verhältnissen, da sich die Größen projizierter und reell gemessener Variablen zum Teil erheblich unterscheiden. Es käme zu einer neuen Fehlerquelle, die im Rah-

men der dreidimensionalen Kephalmetrie in Betracht gezogen werden muss. Erste Pilotberechnungen ergaben, dass einerseits Abweichungen der Koordinaten bis 3 mm innerhalb eines Referenzpunktes nicht zwangsläufig zu einer beträchtlichen Veränderung der Größe der Variable führen müssen, sie andererseits aber auch zu einer Beeinträchtigungen der Variable führen können. Entscheidend ist die Kombination der unterschiedlichen Reliabilitäten der Koordinaten innerhalb der Referenzpunkte und in diesem Zusammenhang deren Verwendung innerhalb der Variablen. Daher ist es zwingend notwendig und war es das Ziel der vorliegenden Arbeit, primär die Reliabilitäten der einzelnen Dimensionen der 3D-Referenzpunkte zu erfassen und zu klassifizieren, um diese in einer zukünftigen 3D-Analyse adäquat verwenden zu können. Die spezifische Auswirkung der zum Teil unterschiedlich erfassten Reliabilitätsklassen innerhalb eines Referenzpunktes auf die Reproduzierbarkeit des Wertes einer Variable muss in weiteren Untersuchungen geklärt werden. Zusammen bilden sie das Grundgerüst für eine optimale Integration der 3D-Referenzpunkte in eine zukünftige kephalometrische 3D-Analyse.

In der vorliegenden Arbeit ist es gelungen, 3D-Referenzpunkte zu ermitteln und diese durch neue, adäquate Definitionen zu beschreiben. Verglichen mit anderen Arbeiten ähnlicher Studiendesigns können die Ergebnisse als klinisch akzeptabel mit einem geringen zufälligen Fehler sowie guter Reproduzierbarkeit gewertet werden. Jede Ebene wurde anhand ihrer beiden Dimensionen beschrieben. Für jeden Referenzpunkt gibt es eine genaue Instruktion bzw. Anleitung und Reihenfolge zur Vorgehensweise. Werden sie nicht beachtet, befindet sich der Referenzpunkt im Slice-Locator in einer völlig anderen Schicht. Demzufolge ist die Orientierung in den Ebenen des Slice-Locator automatisch eine andere mit den Folgen erhöhter Messabweichungen. Die Präzision erwies sich als messpunkt- und richtungsabhängig. Daher wurde auf eine standardisierte Festlegung der Reihenfolge der Referenzpunktsetzung verzichtet. Die Präzisierung wurde mit der bestmöglichen Ebene begonnen. Da jede Ebene durch ihre beiden Dimensionen beschrieben wurde, war eine Korrektur in der einen oder anderen Ebene nicht mehr nötig, da bereits alle Dimensionen korrigiert waren. Diese Ebene ergab dann das Resultat und wurde auch so gekennzeichnet.

Referenzpunkte an klaren Grenzen mit hoher Dichte und hohem Kontrast führen zu höheren Reliabilitäten als an unscharfen Bereichen, mit geringer Dichte und niedrigem

Kontrast. Referenzpunkte auf anatomisch geformten Kanten, Spitzen, Graten oder Kämmen sind leichter zu lokalisieren als solche in Kurven mit breiten Radien oder langen Geraden. Auch Referenzpunkte an Fissuren führen zu teilweise erheblichen Messfehlern, je stärker sie miteinander verwachsen sind. Referenzpunkte der Zähne wiederum sind sehr gut. Limitierend waren Rekonstruktionen durch Füllungs- und Kronentherapie, bei der die natürliche anatomische Form der Zahnkrone nicht wiederhergestellt wurde. Bei allen koronalen, dentalen Referenzpunkten wäre eine Bissperrung mit freier Sicht auf die Okklusalfächen der Oberkiefer- und Unterkieferzähne von Vorteil. Auch wenn die skelettalen Kreuzbissreferenzpunkte vor allem in y geringer reliabel waren, könnten sie dennoch als diagnostisches Hilfsmittel im Rahmen der Modellanalyse Verwendung finden. Würde man mehrere koronale dentale Referenzpunkte und mehrere skelettale Referenzpunkte zu einem Bogen, jeweils im Oberkiefer und Unterkiefer, verbinden, könnte man die Bögen vergleichen. Es wäre möglich, Aussagen zum dentalen bzw. skelettalen Expansionsverhalten von OK und UK zu treffen. Auf die Anfertigung etwaiger Gipsmodelle könnte somit verzichtet werden. Erstrebenswert war es auch, reliable 3D-Referenzpunkte an der Schädelbasis zu finden. Die vordere Schädelbasis gilt nach einem Alter von 5 Jahren als unbeeinflusst vom Wachstum. Referenzpunkte wären daher besonders gut geeignet für die Entwicklung neuer Koordinatensysteme. Vielversprechend und in der bisherigen Literatur noch nicht beschrieben war der symmetrische Referenzpunkt der Crista infratemporalis. Er vereint alle Charakteristika des perfekten Referenzpunktes und wurde aufgrund ähnlicher Reliabilitäten in allen drei Dimensionen der Klasse 0 zugeteilt. In **Tabelle 21** werden die positiven und negativen Charakteristika noch einmal zusammenfassend dargestellt.

Tabelle 21: Zusammenfassung der positiven und negativen Charakteristika 3D-Referenzpunkte anhand der Dimension.

Positive Merkmale	Referenzpunkte (Dimension)
Klare Grenzen, hohe Dichte, hoher Kontrast	.LI1/2/.UI1/2.crown_L/R(z), .LI1/2/.UI1/2.root_L/R(x), .UII/.LII (x), .Mx/Md.crown_L/R (z), .ANS (z, x), .Me (z), .A/.B/.Pog/.Spm (y), .T1_L/R (z), .T2_L/R (y), .T3_L/R (y), .Co_L/R (z), .Md.lingual_L/R (x), .Mx.palatine_L/R (x), .Ls/.Li (x), .Rp_ant/post (y), .Rp_L/R (x), .PNS (x, y)

Positive Merkmale	Referenzpunkte (Dimension)
Kanten, Spitzen, Grate, Kämme, kleine Radien	.LI1/2/.UI1/2.crown_L/R (y), .LII/.UII (y), .Mx/.Md.cusp_L/R (x, y, z), .Spino_L/R (y, x), .Crista_L/R (x, y, z)
Negative Merkmale	Referenzpunkte (Dimension)
Unschärfe Bereiche, geringe Dichte, geringer Kontrast	.LI1/2/.UI1/2_crown_L/R (z), .ANS (y), .SS (z), .Spino_L/R (z), .T1_L/R (y), .T2_L/R (z), .T3_L/R (x,z), .Co_L/R (x, y), .Md.lingual_L/R (y), .Mx.palatine_L/R (y), .Spino_L/R (z), .Stm (y), .Rp_ant/post (z, x), .Ls/.Li/.Stm (x intraind.)
Geraden, breite Kurven	.LI1/2/.UI1/2.crown_L/R (x), .LII/.UII (z), .Mx/.Md.crown_L/R (y), .B/.Pog/.Spm (z), .Me (x), .T1_L/R (y), .T2_L/R (z), .T3_L/R (x, z), .Co_L/R (x, y), .Md.lingual_L/R (y), .Mx.palatine_L/R (y), .Spino_L/R (z), .Stm (y), .Rp_ant/post (z, x)
Restaurative Maßnahmen	.LI1/2/.UI1/2.crown_L/R, .Mx/.Md.crown_L/R, .Mx/.Md.cusp_L/R
Fissuren	.Z_L/R (x, y)
Suturenöffnung nach Expansion des OK	.ANS, .PNS, .A

Steter Fortschritt führt zu immer höherer Dosisreduktion. So erreichen neueste Geräte, welche nach dem IADR-Prinzip arbeiten, eine signifikante Reduktion der Strahlenbelastung unter die Werte von konventionellen digitalen Röntgenaufnahmen in der Kieferorthopädie. Gerade dort geht es um eine Vielzahl von Fragestellungen. Es gibt nicht nur eine, sondern mehrere rechtfertigende Indikationen. Alle können mit einer einzigen DVT diagnostiziert werden.

Weitere Vorteile der dreidimensionalen Darstellung sind:

- Überlagerungsfreie Darstellung anatomischer Strukturen
- Darstellung innerer Schädelstrukturen durch flexible Veränderungen der Blickrichtung sowie Entfernung virtueller Knochenstrukturen
- Reliable Darstellung der Landmarks
- Präzisierung der Referenzpunkte im Slice-Locator anhand exakter Definitionen in allen drei Ebenen
- Zuverlässige relationsgetreue Beurteilung anatomischer Strukturen

- Maximum an relevanten, z. T. interdisziplinären Informationen
- Export der Daten in Tabellenform
- 1:1-Darstellung der Koordinaten / Angabe in mm
- Direkter Vergleich möglich
- Fächerübergreifende Diagnostik, mit dem gemeinsamen Ziel einer vorausschauenden allumfassenden Diagnostik zum Schutz und zur Prävention des Patienten als gesundheitsjuristisches (forensisches) Dokument

Die 3-D-Kephalometrie stellt ein attraktives neues Bildgebungsverfahren mit vielversprechender Technik für zukünftige Forschungsprojekte und für die klinische Praxis dar. Eine engere Zusammenarbeit mit Informatikern, Mathematikern und Medizinern ist erstrebenswert.

6. Literaturverzeichnis

- Adams, G.L. et al., 2004. Comparison between traditional 2-dimensional cephalometry and a 3-dimensional approach on human dry skulls. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 126(4), pp.397–409. Available at: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0889540604003439> [Accessed November 7, 2012].
- Ahmed, F., Brooks, S.L. & Kapila, S.D., 2012. Efficacy of identifying maxillofacial lesions in cone-beam computed tomographs by orthodontists and orthodontic residents with third-party software. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, 141(4), pp.451–9. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22464527> [Accessed November 23, 2012].
- Anatomage, 2013. Table of contents. *The Journal of infectious diseases*, 208(1), pp.1–127. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23720821>.
- Aufhauser, E., 2006. unveröffentlichter Text Unterrichtsmaterial Statistik-UE für Soziologie. , pp.2–5. Available at: <https://www.univie.ac.at/soziologie-statistik/soz/daten/chi-quadrat.pdf> [Accessed October 4, 2013].
- Baccetti, T., Franchi, L. & McNamara, J.A., 2002. An improved version of the cervical vertebral maturation (CVM) method for the assessment of mandibular growth. *The Angle orthodontist*, 72(4), pp.316–23. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12169031>.
- Baumrind, S. & Frantz, R., 1971. The reliability of head film measurements. 1. landmark identification. *Am J Orthod.*, (2), pp.60:111–127.
- Bender, R. & Lange, S., 2007. What is the p-value? *Deutsche medizinische Wochenschrift (1946)*, 132 Suppl(7), pp.e15–16. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17530585> [Accessed May 23, 2013].
- Bholsithi, W. et al., 2009. 3D vs. 2D cephalometric analysis comparisons with repeated measurements from 20 Thai males and 20 Thai females. *Biomedical imaging and intervention journal*, 5(4), p.e21. Available at: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3097714&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>.
- Bland, J.M. & Altman, D.G., 1996. Measurement error proportional to the mean. *BMJ (Clinical research ed.)*, 313(7049), p.106.
- Bland, J.M. & Altman, D.G., 1986. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*, 1(8476), pp.307–310.

- Bortz, J., 2005. *Statistik für Human- und Sozialwissenschaftler*, Springer-Verlag GmbH.
- Broadbent, B.H., 1931. A new x-ray technique and its application to orthodontia. *The Angle Orthodontist*, 1(2), pp.45–66. Available at: [http://www.angle.org/doi/abs/10.1043/0003-3219\(1931\)001<0045:ANXTAI>2.0.CO;2](http://www.angle.org/doi/abs/10.1043/0003-3219(1931)001<0045:ANXTAI>2.0.CO;2).
- Broch, J., Slagsvold, O. & Røsler, M., 1981. Error in landmark identification in lateral radiographic headplates. *European Journal of Orthodontics*, 3(1), pp.9–13. Available at: <http://ejo.oxfordjournals.org/content/3/1/9.abstract>.
- Brown, A.A. et al., 2009. Linear accuracy of cone beam CT derived 3D images. *The Angle orthodontist*, 79(1), pp.150–7. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19123719> [Accessed November 25, 2012].
- Bryant, T.N., 1999. Presenting graphical information. *Pediatric allergy and immunology: official publication of the European Society of Pediatric Allergy and Immunology*, 10(1), pp.4–13.
- Bryant, T.N., 1998. The presentation of statistics. *Pediatric allergy and immunology: official publication of the European Society of Pediatric Allergy and Immunology*, 9(3), pp.108–115.
- Bumann, A. et al., 2014. DVT in der Kieferorthopädie – wo stehen wir? *ZWP online - Das Nachrichtenportal für die Dentalbranche*. Available at: <http://www.zwp-online.info/de/fachgebiete/kieferorthopaedie/diagnostik/dvt-der-kieferorthopaedie-wo-stehen-wir>.
- Bumann, A., 2014. Es muss nicht immer hochauflösend sein. *DZW- Ausgabe 36/14*, (36), p.21.
- Bumann, A. & Nitka, M., 2010. Die digitale Volumentomografie in der oralchirurgischen Praxis. *Oralchirurgie Journal*, pp.6–16.
- Bundesamt für Strahlenschutz, 2007. Die Empfehlungen der Internationalen Strahlenschutzkommission (ICRP) von 2007. *ICRP Publication, ICRP-Veröffentlichung* 103, p.129. Available at: http://www.icrp.org/docs/P103_German.pdf.
- Bundesausschusses der Zahnärzte und Krankenkassen, 2004. Richtlinien des Bundesausschusses der Zahnärzte und Krankenkassen für die kieferorthopädische Behandlung. , 226(226). Available at: <https://www.g-ba.de/downloads/62-492-8/RL-Kieferorthopaedie.pdf> [Accessed September 2, 2015].
- Burke, B., 2009. Observer Reliability of Three-Dimensional Cephalometric Landmark Identification on Cone-Beam CT. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009, 107(4), pp.256–265.

- Cattaneo, P.M. et al., 2008. Comparison between conventional and cone-beam computed tomography-generated cephalograms. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, 134(6), pp.798–802. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19061807> [Accessed December 7, 2012].
- Cavalcanti, M.G.P., Rocha, S.S. & Vannier, M.W., 2004. Craniofacial measurements based on 3D-CT volume rendering: implications for clinical applications. *Dento maxillo facial radiology*, 33(3), pp.170–6. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15371317> [Accessed May 31, 2012].
- Cevidanes, L.H.S., Franco, A.A., Gerig, G., Proffit, W.R., Slice, D.E., Enlow, D.H., Yamashita, H.K., et al., 2005. Assessment of mandibular growth and response to orthopedic treatment with 3-dimensional magnetic resonance 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*, 128(1), pp.16–26. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16027621> [Accessed October 30, 2012].
- Cevidanes, L.H.S., Franco, A.A., Gerig, G., Proffit, W.R., Slice, D.E., Enlow, D.H., Lederman, H.M., et al., 2005. Comparison of relative mandibular growth vectors with high-resolution 3-dimensional imaging. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, 128(1), pp.27–34. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16027622> [Accessed October 30, 2012].
- Chen, Y.J. et al., 2004. Reliability of landmark identification in cephalometric radiography acquired by a storage phosphor imaging system. *Dentomaxillofacial Radiology*, 33(5), pp.301–306.
- Chen, Y.J. et al., 2004. The effects of differences in landmark identification on the cephalometric measurements in traditional versus digitized cephalometry. *Angle Orthodontist*, 74(2), pp.155–161.
- Chien, P.C. et al., 2009. Comparison of reliability in anatomical landmark identification using two-dimensional digital cephalometrics and three-dimensional cone beam computed tomography in vivo. *Dentomaxillofacial Radiology*, 38(5), pp.262–273.
- Chollet, M.B. et al., 2014. Landmarking the brain for geometric morphometric analysis: an error study. *PloS one*, 9(1), p.e86005. Available at: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3904856&tool=pmcentrez&rendertype=abstract> [Accessed June 6, 2014].

- Cohen, A.M., 1984. Uncertainty in cephalometrics. *British journal of orthodontics*, 11(1), pp.44–48.
- Contents, H., Dahlberg, P.D.F. & Allen, G., 1940. Statistical methods for medical and biological students. Available at: <http://www.jameslindlibrary.org/>.
- Damstra, J. et al., 2011. Reliability and the smallest detectable difference of measurements on 3-dimensional 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*, 140(3), pp.e107–14. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21889058> [Accessed December 14, 2012].
- Dawood, a. et al., 2012. Optimization of cone beam CT exposure for pre-surgical evaluation of the implant site. *Dentomaxillofacial Radiology*, 41, pp.70–74.
- DGZMK, 2009. S1-Empfehlung - Dentale Volumentomographie (DVT). *Leitlinien der DGZMK*, 64(8), pp.1–14.
- Diewald, D.H., 2008. Wie erklär ' ich es meinem Patienten ? *BzB*, p.64.
- Durão, A.R. et al., 2013. Validity of 2D lateral cephalometry in orthodontics: a systematic review. *Progress in orthodontics*, 14, p.31. Available at: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3882109&tool=pmcentre&rendertype=abstract> [Accessed September 25, 2014].
- Eggers, G. et al., 2008. Geometric accuracy of digital volume tomography and conventional computed tomography. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 46(8), pp.639–644.
- EIZO, 2013. EIZO RadiForce TM R31. *Farbmonitor 3 Megapixel*. Available at: http://www.econmed.de/pdf/eizo_r31.pdf [Accessed April 3, 2013].
- El-Feghi, I., Sid-Ahmed, M.A. & Ahmadi, M., 2003. Automatic localization of craniofacial landmarks for assisted cephalometry. *Proceedings of the 2003 International Symposium on Circuits and Systems, 2003. ISCAS '03.*, 3.
- Erlewein & Schulte GmbH, 2015. Standardabweichung. Available at: <http://www.standardabweichung.org/berechnung.html> [Accessed September 28, 2014].
- Ertelt, D., 2014. Die Gütekriterien von Testverfahren. *Die Gütekriterien von Testverfahren*. Available at: <http://www.experimentalpsychologie.de/page58.html> [Accessed October 5, 2014].
- Evans, C.A. et al., 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), pp.238–57. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23849378>.
- Fachschaft-Pharmazie Braunschweig, 2013. 1. Fehler bei Analyseverfahren. , pp.1–2. Available at: [http://www.fgapo.tu-bs.de/downloads/Fehler bei Analyseverfahren.pdf](http://www.fgapo.tu-bs.de/downloads/Fehler%20bei%20Analyseverfahren.pdf).
- Fleuter, C., 2006. *Die Reproduzierbarkeit von radiologisch-anatomischen Landmarks zur Determination der Gelenkspaltgrenzen des Articulatio temporomandibularis*. Westfälische Wilhelms-Universität Münster.
- Friedrich-Schiller-Universität Jena, 2013. Kreuztabellen , Tests und Zusammenhangsmaße für Nominaldaten. , pp.1–4. Available at: www.metheval.uni-jena.de/get.php?f=1015.
- Fuhrmann, R. et al., 1996. Integration von dreidimensionaler Kephalmetrie und 3D-Schädelmodellen bei der kombinierten orthodontisch/chirurgischen Behandlungsplanung. *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie*, 57(1), pp.32–45.
- Fuyamada, M. et al., 2011. Reproducibility of landmark identification in the jaw and teeth on 3-dimensional cone-beam computed tomography images. *The Angle orthodontist*, 81(5), pp.843–9. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21568647> [Accessed April 28, 2012].
- Gateno, J., Xia, J.J. & Teichgraeber, J.F., 2011. New 3-dimensional cephalometric analysis for orthognathic surgery. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 69(3), pp.606–622.
- Georgii, H.-O., 2009. *Stochastik. Einführung in die Wahrscheinlichkeitstheorie und Statistik* 4th ed., Berlin: Gruyter, Walter de GmbH.
- Greiner, M., Greiner, A. & Hirschfelder, U., 2007. Variance of landmarks in digital evaluations: comparison between CT-based and conventional digital lateral cephalometric radiographs. *Journal of orofacial orthopedics - Fortschritte der Kieferorthopädie : Organ/official journal Deutsche Gesellschaft fur Kieferorthopädie*, 68(4), pp.290–298.
- Gribel, B.F., Gribel, M.N., Frazão, D.C., et al., 2011. Accuracy and reliability of craniometric measurements on lateral cephalometry and 3D measurements on CBCT scans. *The Angle orthodontist*, 81(1), pp.26–35. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20936951> [Accessed December 1, 2012].
- Gribel, B.F., Gribel, M.N., Manzi, F.R., et al., 2011. From 2D to 3D: an algorithm to derive normal values for 3-dimensional computerized assessment. *The Angle orthodontist*, 81(1), pp.3–10. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20936948> [Accessed December 1, 2012].

- Grouven, U. et al., 2007. Vergleich von Messmethoden. *Dtsch Med Wochenschr*, (24), pp.69–73. Available at: <http://rbsd.de/PDF/DMW/DMW-2007-S1-24.pdf> [Accessed October 8, 2014].
- Grünheid, T. et al., 2012. Dosimetry of a cone-beam computed tomography machine compared with a digital x-ray machine in orthodontic imaging. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, 141(4), pp.436–43. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22464525> [Accessed November 23, 2012].
- Harris, E.F. & Smith, R.N., 2008. Accounting for measurement error: A critical but often overlooked process. *Archives of oral biology*, pp.107–117. Available at: www.intl.elsevierhealth.com/journals/arob.
- Hart, A., 2000. Towards better research: a discussion of some common mistakes in statistical analyses. *Complementary therapies in medicine*, 8(1), pp.37–42.
- Hartmann, S., 2010. *Vergleichende Analysen zwischen dreidimensionaler und konventioneller Kephalemetrie bei Dysgnathiepatienten - Digitale Volumetomographie versus laterales Fernröntgenseitenbild*. Julius-Maximilians-Universität Würzburg.
- Hassan, B. et al., 2013. Precision of identifying cephalometric landmarks with cone beam computed tomography in vivo. *European journal of orthodontics*, 35(1), pp.38–44. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21447781> [Accessed December 8, 2014].
- Hierl, T. & Kruber, D., 2011. Neu entwickelte 3D-Analysesoftware für Zahnheilkunde und MKG-Chirurgie. *DIGITAL_DENTAL_NEWS*, pp.6–10. Available at: www.ddn-online.net.
- Hildebolt, C.F., Vannier, M.W. & Knapp, R.H., 1990. Validation study of skull three-dimensional computerized tomography measurements. *American Journal of Physical Anthropology*, 82(3), pp.283–294.
- Hirschfelder, U., 2003. Radiologische 3D-Diagnostik in der Kieferorthopädie (CT/DVT). , pp.1–7. Available at: http://www.dgkfo-vorstand.de/fileadmin/redaktion/stellungnahmen/Stellungnahme_Hirschfelder_DVT.pdf [Accessed May 13, 2013].
- Hofrath, H., 1931. Die Bedeutung der Röntgenfern- und Abstandsaufnahme für die Diagnostik der Kieferanomalien. *Fortschritte der Orthodontik in Theorie und Praxis*, 1(2), pp.232–258. Available at: <http://dx.doi.org/10.1007/BF02002578>.
- Holzinger, I. & Geibel, M.-A., 2013. 3-D-Radiologie: Dosisaspekte und rechtfertigende Indikationen. *3-D-Diagnostik - Jahrbuch Digitale Dentale Technologien 2013*,

pp.64–69.

- Houston, W.J., 1983. The analysis of errors in orthodontic measurements. *American Journal of Orthodontics*, 83(5), pp.382–390. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6573846>.
- Hwang, H.-S. et al., 2006. Maxillofacial 3-dimensional image analysis for the diagnosis of facial asymmetry. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, 130(6), pp.779–85. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17169741> [Accessed November 7, 2012].
- Kaltenbach & Voigt GmbH, 2009. *KaVo 3D eXam Benutzerhandbuch*, Biberach: KaVo.
- Kim, M. et al., 2012. Evaluation of accuracy of 3D reconstruction images using multi-detector CT and cone-beam CT. *Imaging science in dentistry*, 42(1), pp.25–33. Available at: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3314834&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>.
- Kim, Y.-J. et al., 2010. Three-dimensional analysis of pharyngeal airway in preadolescent children with different anteroposterior skeletal patterns. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, 137(3), pp.306.e1–11; discussion 306–7. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20197163> [Accessed December 7, 2012].
- Klingberg, M., 2008. *Die Abbildungsqualität des digitalen Volumentomographen 3DX im Vergleich zum konventionellen Panoramaschichtgerät*. Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin.
- Kook, Y.-A. & Kim, Y., 2011. Evaluation of facial asymmetry with three-dimensional cone-beam computed tomography. *Journal of clinical orthodontics JCO*, 45(2), pp.112–115; quiz 92. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21710882>.
- Koschack, J., 2008. Standardabweichung und Standardfehler: der kleine, aber feine Unterschied. *ZFA - Zeitschrift für Allgemeinmedizin*, 84(6), pp.258–260. Available at: <http://www.thieme-connect.de/DOI/DOI?10.1055/s-2008-1073146> [Accessed May 22, 2013].
- Kraft, W. & Dürr, U.M., 2005. *Klinische Labordiagnostik in der Tiermedizin* 6. ed., Germany. Available at: <http://www.schattauer.de>.
- Kragstov, J. et al., 1997. Comparison of the reliability of craniofacial anatomic landmarks based on cephalometric radiographs and three-dimensional CT scans. *Cleft Palate-Craniofacial Journal*, 34(2), pp.111–116.

- Kwiecien, R., Kopp-Schneider, A. & Blettner, M., 2011. Concordance analysis: part 16 of a series on evaluation of scientific publications. *Deutsches Arzteblatt international*, 108(30), pp.515–521.
- Kyriakou, Y. et al., 2011. Digitale Volumentomografie (DVT) und Mehrschicht-Spiral-CT (MSCT): Eine objektive Untersuchung von Dosis und Bildqualität. *RoFo Fortschritte auf dem Gebiet der Rontgenstrahlen und der Bildgebenden Verfahren*, 183, pp.144–153.
- Lage, D., 1997. Indication and frequency of X-rays in connection with orthodontic treatment. Statement by the Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie. *Journal of orofacial orthopedics - Fortschritte der Kieferorthopädie: Organ/official journal Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie*, 58, pp.286–287.
- Lagravère, M.O. et al., 2011. Cranial base foramen location accuracy and reliability in cone-beam computerized 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*, 139(3), pp.e203–10. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21392663> [Accessed December 7, 2012].
- Lagravère, M.O. et al., 2010. Intraexaminer and interexaminer reliabilities of landmark identification on digitized lateral cephalograms and formatted 3-dimensional cone-beam computerized 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*, 137(5), pp.598–604. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20451778> [Accessed May 31, 2012].
- Lagravère, M.O. et al., 2006. Plane orientation for standardization in 3-dimensional cephalometric analysis with computerized tomography imaging. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 129(5), pp.601–604.
- Lagravère, M.O. et al., 2009. Reliability of Traditional Cephalometric Landmarks as Seen in Three-Dimensional Analysis in Maxillary Expansion Treatments. *Angle Orthodontist*, 79(6), pp.1047–1056.
- Lagravère, M.O. & Major, P.W., 2005. Proposed reference point for 3-dimensional cephalometric analysis with cone-beam computerized 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*, 128(5), pp.657–60. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16286215> [Accessed November 7, 2012].
- Lascala, C.A., Panella, J. & Marques, M.M., 2004. Analysis of the accuracy of linear

- measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom). *Dentomaxillofacial Radiology*, 33(5), pp.291–294. Available at: <http://dx.doi.org/10.1259/dmfr/25500850>.
- Leonardi, R. et al., 2008. Automatic cephalometric analysis. *The Angle orthodontist*, 78(1), pp.145–51. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18193970> [Accessed December 3, 2014].
- Lopes, P.M.L. et al., 2008. 3-D volume rendering maxillofacial analysis of angular measurements by multislice CT. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*, 105(2), pp.224–230.
- Ludlow, J.B. et al., 2009. Precision of cephalometric landmark identification: cone-beam computed tomography vs conventional cephalometric views. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, 136(3), pp.312.e1–10; discussion 312–3. Available at: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=2753840&tool=pmcentrez&rendertype=abstract> [Accessed March 30, 2012].
- Ludwig-Mayerhofer, W., 2012. *Konfidenzintervalle so einfach wie möglich erklärt*, Siegen. Available at: http://www.uni-siegen.de/phil/sozialwissenschaften/soziologie/mitarbeiter/ludwig-mayerhofer/statistik/statistik_downloads/konfidenzintervalle.pdf [Accessed June 6, 2013].
- Major, P.W. et al., 1994. Landmark identification error in posterior anterior cephalometrics. *The Angle Orthodontist*, 64(6), pp.447–454. Available at: [http://www.angle.org/doi/abs/10.1043/0003-3219\(1994\)064<0447:LIEIPA>2.0.CO;2](http://www.angle.org/doi/abs/10.1043/0003-3219(1994)064<0447:LIEIPA>2.0.CO;2).
- Makram, M. & Hamrouni, K., 2014. Reeb Graph for Automatic 3D Cephalometry. *International Journal of Image Processing*, 8(2), pp.17–29.
- McWilliam, J.S. & Welandar, U., 1978. The effect of image quality on the identification of cephalometric landmarks. *Angle Orthodontist*, 48(1), pp.49–56.
- Medelnic, J. et al., 2011. Accuracy of anatomical landmark identification using different CBCT- and MSCT-based 3D images: an in vitro study. *Journal of orofacial orthopedics - Fortschritte der Kieferorthopädie: Organ/official journal Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie*, 72(4), pp.261–78. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21898195> [Accessed January 24, 2013].
- Merz, M., 2002. *Visualisierung und gezielte Selektion von Isoflächenkomponenten*. Universität Stuttgart.
- Miethke, R., 1989. Zur Lokalisationsgenauigkeit kephalometrischer Referenzpunkte.

Praktische Kieferorthopädie, pp.3:,107–122.

- Moshiri, M. et al., 2007. Accuracy of linear measurements from imaging plate and lateral cephalometric images derived from 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*, 132(4), pp.550–60. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17920510> [Accessed December 7, 2012].
- Moss, J.P., 2006. The use of three-dimensional imaging in orthodontics. *European Journal of Orthodontics*, 28(5), pp.416–425.
- Müller, R. & Büttner, P., 1994. A critical discussion of intraclass correlation coefficients. *Statistics in medicine*, 13(23-24), pp.2465–76. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7701147>.
- Muramatsu, A. et al., 2008. Reproducibility of maxillofacial anatomic landmarks on 3-dimensional computed tomographic images determined with the 95% confidence ellipse method. *The Angle orthodontist*, 78(3), pp.396–402. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18416622>.
- Myles, P.S. & Cui, J., 2007. I. Using the Bland-Altman method to measure agreement with repeated measures. *British Journal of Anaesthesia*, 99(3), pp.309–311.
- Navarro, R.D.L. et al., 2013. Comparison of manual, digital and lateral CBCT cephalometric analyses. *Journal of applied oral science : revista FOB*, 21(2), pp.167–76. Available at: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3881882&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>.
- Nervina, J.M., 2012. Cone beam computed tomography use in orthodontics. *Australian Dental Journal*, 57 Suppl 1, pp.95–102. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22376101> [Accessed November 19, 2012].
- Nitka, M., Richter, V. & Bumann, A., 2010. Diagnostischer Fortschritt mit begrenzter Wirtschaftlichkeit. *ZWP* 4, pp.48–54. Available at: www.mesantis-berlin.de.
- Nötzel, F., Schultz, C. & Hartung, M., 2007. *Fernröntgenseitenbild-Analyse*, Deutscher Zahnärzte Verlag.
- Oliveira, A.E.F. et al., 2009. Observer reliability of three-dimensional cephalometric landmark identification on cone-beam computerized tomography. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*, 107(2), pp.256–65. Available at: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=2642991&tool=pmcentrez&rendertype=abstract> [Accessed April 1, 2012].

- Olmez, H. et al., 2011. Measurement accuracy of a computer-assisted three-dimensional analysis and a conventional two-dimensional method. *The Angle orthodontist*, 81(3), pp.375–82. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21261485> [Accessed December 1, 2012].
- Olszewski, R. et al., 2008. Accuracy of three-dimensional (3D) craniofacial cephalometric landmarks on a low-dose 3D computed tomograph. *Dentomaxillofacial Radiology*, 37(5), pp.261–267.
- Olszewski, R. et al., 2010. Reproducibility of osseous landmarks used for computed tomography based three-dimensional cephalometric analyses. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 38(3), pp.214–221.
- Olszewski, R. et al., 2013. Reproducibility of three-dimensional cephalometric landmarks in cone-beam and low-dose computed tomography. *Clinical Oral Investigations*, 17(1), pp.285–292.
- Othman, A.A. et al., 2010. Methods for managing 3-dimensional volumes. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, 137(2), pp.266–73. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20152685> [Accessed December 7, 2012].
- Pantel, C. et al., 2012. Die dreidimensionale Röntgendiagnostik zur Abklärung komplexer Verdachtsdiagnosen. In 85. *Wissenschaftliche Jahrestag: Kiefer&Gesicht Funktion&Ästhetik*. p. 80.
- Papé, R. de, Pizelle, C. & Foucart, J.-M., 2012. Measurement errors in 3D cephalometrics: about the buccal cranio-facial analysis. *L' Orthodontie française*, 83(1), pp.37–44. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22455649> [Accessed January 30, 2013].
- Park, S.-H. et al., 2006. A proposal for a new analysis of craniofacial morphology by 3-dimensional 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*, 129(5), pp.600.e23–34. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16679198> [Accessed November 7, 2012].
- Periago, D.R. et al., 2008. Linear accuracy and reliability of cone beam CT derived 3-dimensional images constructed using an orthodontic volumetric rendering program. *Angle Orthodontist*, 78(3), pp.387–395.
- Pittayapat, P. et al., 2014. Three-dimensional cephalometric analysis in orthodontics: a systematic review. *Orthodontics & craniofacial research*, 17(2), pp.69–91. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24373559> [Accessed June 5, 2014].

- Ramírez-Sotelo, L.R. et al., 2012. Validity and reproducibility of cephalometric measurements performed in full and hemifacial reconstructions derived from cone beam computed tomography. *The Angle orthodontist*, 82(5), pp.827–32. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22332664> [Accessed January 24, 2013].
- Richtsmeier, J.T. et al., 1995. Precision, repeatability, and validation of the localization of cranial landmarks using computed tomography scans. *Cleft Palate-Craniofacial Journal*, 32(3), pp.217–227.
- Rossini, G. et al., 2011. 3D cephalometric analysis obtained from computed tomography. Review of the literature. *Annali di Stomatologia*, pp.II (3–4): 31–39.
- Schattmann, S., 2011. *Dentale Volumetomographie in der Diagnostik vestibulärer parodontaler Defekte Experimentelle Untersuchungen an Formalin - fixierten menschlichen Unterkiefern*. Charité - Universitätsmedizin Berlin.
- Schmuth, G., 1988. *Gesichts- und Schädelprofilanalyse als Hilfe bei der kieferorthopädischen Diagnose und Behandlungsplanung Zahn- Mund- Kieferheilkunde.*,
- Schneck, S.P., 2010. *3D-Weichgewebsanalyse – Ermittlung von Durchschnittswerten und Korrelationen zur FRS-Analyse*. Julius-Maximilians-Universität Würzburg.
- Schneider, M., 2013. Radiologische Bildgebung in der Zahnheilkunde. *Zahnmedizin up2date* 5, pp.477–501.
- SEDENTEXCT project, 2012. *RADIATION PROTECTION N° 172*, Manchester. Available at: <http://www.sedentexct.eu/content/guidelines-cbct-dental-and-maxillofacial-radiology>.
- Segner, D. & Hasund, A., 1998. *Individualisierte Kephalmetrie*. 3rd ed., Hamburg: Copyright © 1998 Dietmar Segner, Verlag und Vertrieb,.
- Shahidi, S. et al., 2013. Accuracy of computerized automatic identification of cephalometric landmarks by a designed software. *Dento maxillo facial radiology*, 42(1), p.20110187. Available at: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3746488&tool=pmcentrez&rendertype=abstract> [Accessed December 3, 2014].
- Shahidi, S. et al., 2014. The accuracy of a designed software for automated localization of craniofacial landmarks on CBCT images. *BMC medical imaging*, 14(1), p.32. Available at: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=4171715&tool=pmcentrez&rendertype=abstract> [Accessed November 26, 2014].
- Sherrard, J.F. et al., 2010. Accuracy and reliability of tooth and root lengths measured on cone-beam computed tomographs. *American journal of orthodontics and*

- dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, 137(4 Suppl), pp.S100–8. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20381750> [Accessed April 28, 2012].
- Shibata, M. et al., 2012. Reproducibility of three-dimensional coordinate systems based on craniofacial landmarks. *The Angle orthodontist*, 00(0), pp.1–9. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22348241> [Accessed May 31, 2012].
- Shrout, P.E. & Fleiss, J.L., 1979. Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychological bulletin*, 86(2), pp.420–428.
- Sokal, R.R. & Rohlf, F.J., 1995. *Biometry: The Principles and Practices of Statistics in Biological Research* 3rd ed., New York: W.H. Freeman and Co.
- Strasak, A.M. et al., 2007. Statistical errors in medical research - A review of common pitfalls. *Swiss Medical Weekly*, 137(3-4), pp.44–49.
- Suomalainen, A. et al., 2008. Accuracy of linear measurements using dental cone beam and conventional multislice computed tomography. *Dentomaxillofacial Radiology*, 37(1), pp.10–17.
- Swennen, G.R.J., 2005. „ Das aufeinander Abstimmen von Datensätzen birgt Risiken in sich “. *kn-aktuell*, (11), p.2005. Available at: http://www.zwp-online.info/archiv/pub/sim/kn/2005/kn1105/kn1105_08_swennen.pdf.
- Terajima, M. et al., 2009. A 3-dimensional method for analyzing the morphology of patients with maxillofacial deformities. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, 136(6), pp.857–67. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19962610> [Accessed November 27, 2012].
- Titiz, I. et al., 2012. Repeatability and reproducibility of landmarks- a three-dimensional computed tomography study. *Eur J Orthod*, 34(3), pp.276–286.
- Togashi, K. et al., 2002. Three-dimensional cephalometry using helical computer tomography: measurement error caused by head inclination. *Angle Orthodontist*, 72(6), pp.513–520.
- Turner, P.J. & Weerakone, S., 2001. An evaluation of the reproducibility of landmark identification using scanned cephalometric images. *Journal of orthodontics*, 28(3), pp.221–9. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11504900>.
- Uni-Konstanz, 2001. Fehler 1. Art. *Fehler 1. Art*, pp.1–4. Available at: <http://www.uni-konstanz.de/FuF/wiwi/heiler/os/vt-normtest.html>.
- Varshosaz, M. et al., 2010. Comparison of conventional radiography with cone beam

- computed tomography for detection of vertical root fractures: an in vitro study. *Journal of oral science*, 52, pp.593–597.
- Veli, I. et al., 2011. Mandibular asymmetry in unilateral and bilateral posterior crossbite patients using cone-beam computed tomography. *The Angle orthodontist*, 81(6), pp.966–74. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21591969> [Accessed December 7, 2012].
- Vogel, M., 2006. *Entwicklung des triaden-interview-q-sort (tri-q-sort)*. Universität Basel.
- Wagenmakers, M.A.E.M. et al., 2014. Three-dimensional facial analysis in acromegaly: a novel tool to quantify craniofacial characteristics after long-term remission. *Pituitary*. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24706165> [Accessed June 6, 2014].
- Waitzman, A.A. et al., 1992. Craniofacial Skeletal Measurements Based on Computed Tomography: Part I. Accuracy and Reproducibility. *The Cleft Palate-Craniofacial Journal*, 29(2), pp.112–117. Available at: [http://dx.doi.org/10.1597/1545-1569\(1992\)029<0112:CSMBOC>2.3.CO](http://dx.doi.org/10.1597/1545-1569(1992)029<0112:CSMBOC>2.3.CO).
- Wegener, H., 2003. *Vergleich der Reproduzierbarkeit kephalometrischer Referenzpunkte mit Dosisreduktion bei digitaler Lumineszenzradiographie und konventionell erstellten Fernröntgenseitenaufnahmen*. Universitätsklinik Münster.
- Wikipedia, 2015. Skalarprodukt. Available at: https://de.wikipedia.org/wiki/Skalarprodukt#Betrag_von_Vektoren_und_eingeschlusener_Winkel [Accessed October 10, 2014].
- Wille, A.U.A., 2012. *Vergleich zweidimensionaler Messungen auf der Grundlage konventioneller Referenzpunkte im FRS und entsprechender mediansagittal projizierter Koordinaten im volumenbasierten CT*. Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg.
- Ye, N. et al., 2012. Accuracy of in-vitro tooth volumetric measurements from 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*, 142(6), pp.879–87. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23195374> [Accessed June 6, 2014].
- Yue, W. et al., 2006. Automated 2-D cephalometric analysis on X-ray images by a model-based approach. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 53(8), pp.1615–1623.
- Zamora, N. et al., 2012. A study on the reproducibility of cephalometric landmarks when undertaking a three-dimensional (3D) cephalometric analysis. *Medicina Oral Patología Oral y Cirugía Bucal*, (1). Available at:

<http://www.medicinaoral.com/medoralfree01/aop/17721.pdf> [Accessed May 4, 2012].

Zappa, M., 2009. Messtechnische Begriffe und ihre Bedeutung im Laboralltag, Teil 1: Richtigkeit, Präzision und Genauigkeit. *Mettler Toledo UserCom*, pp.1–7. Available at:http://de.mt.com/dam/LabTec/documents/TA-Applikationsberichte/Folge1/TA_UserCom_29D_S01_07.pdf.

7. Eidesstattliche Erklärung

„Ich, Daniela Fischer, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Reproduzierbarkeit von Referenzpunkten der 3D-Analyse zur dreidimensionalen Kephalmetrie in der Kieferorthopädie“ 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 beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung (siehe „Uniform Requirements for Manuscripts (URM)“ des ICMJE – www.icmje.org) kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) entsprechen den URM (s. o.) und werden von mir verantwortet.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem/der Betreuer/in, angegeben sind. Sämtliche Publikationen, die aus dieser Dissertation hervorgegangen sind und bei denen ich Autor bin, entsprechen den URM (s. o.) und werden von mir verantwortet.

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

22.12.2015 Daniela Fischer

Anteilerklärung an etwaigen erfolgten Publikationen

n/a

Prof. Dr. Axel Bumann

Daniela Fischer

8. Lebenslauf

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

9. Publikationsliste

In Vorbereitung

10. Danksagung

Ich möchte mich bei einigen Menschen, ohne die diese Arbeit nicht geworden wäre, wie und was sie ist, herzlich bedanken:

meiner Familie, vielen Dank Christian Fischer, dass du mir bei jeglicher PC-Problematik mit Rat und Tat zur Seite gestanden hast.

Danke lieber Ehemann, dass du selbst in Phasen absoluter Frustration stets zu mir gehalten und mich immer wieder motiviert hast.

Ohne die wochenlange aufopfernde Betreuung meines Sohnes durch meine Eltern in der Endphase der Doktorarbeit hätte ich sie wohl nie zum Abschluss gebracht.

Auch meiner lieben Nachbarin Vera Krautwurst, die mir das Einmaleins der Präsentationen und Tricks beim Formatieren beibrachte, möchte ich danken.

Um nicht zu vergessen, Erik Kirst, meinem Statistiker sowie meinem Doktorvater Herrn Professor Bumann und seinem Team.

Und natürlich all meinen Freunden, die mich mit hartnäckigen Fragen nach dem Abschluss der Arbeit immer wieder „angenehm“ anspornten. Schön, dass es euch gibt.