

Aus dem Institut für 3D-Dentalradiologie - MESANTIS® Berlin

DISSERTATION

**Vergleichende Untersuchungen zur kephalometrischen
Auswertbarkeit von konventionellen
Fernröntgenseitenbildern und aus IADR-DVT-Datensätzen
rekonstruierten Fernröntgenansichten
(IADR-DVT = indikationsabhängige dosisreduzierte Digitale
Volumentomographie)**

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Susanne Voigt
aus Berlin

Datum der Promotion: 07.12.2018

Für meine Eltern

Teilergebnisse der vorliegenden Arbeit wurden veröffentlicht in:
Abstractband der 90. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Kieferorthopädie,
2017, S. 114.

Inhaltsverzeichnis

ABBILDUNGSVERZEICHNIS.....	7
TABELLENVERZEICHNIS	10
ABSTRACT.....	13
ABSTRACT.....	15
1 EINLEITUNG	17
1.1 BILDGEBENDE VERFAHREN IN DER KIEFERORTHOPÄDIE (KFO)	19
1.1.1 <i>Konventionelle orthodontische Röntgenaufnahmen (KOR)</i>	19
1.1.2 <i>Digitale Volumentomographie (DVT)</i>	22
1.2 STRAHLENBELASTUNG BILDGEBENDER VERFAHREN IN DER KFO.....	26
1.2.1 <i>Strahlenbelastung durch KOR</i>	28
1.2.2 <i>Strahlenbelastung durch DVT</i>	29
1.3 STRAHLENDOSISREDUKTION BILDGEBENDER VERFAHREN IN DER KFO	30
1.3.1 <i>Maßnahmen zur Strahlendosisreduktion</i>	30
1.3.2 <i>Indikationsabhängige dosisreduzierte DVT (IADR-DVT)</i>	32
1.4 QUALITÄT BILDGEBENDER VERFAHREN IN DER KFO	33
1.4.1 <i>Die Bildqualität als subjektive Kenngröße</i>	33
1.4.2 <i>Die Fernröntgenanalyse als Mittel zur Überprüfung der Bildqualität</i>	34
2 FRAGESTELLUNG	36
3 METHODIK.....	38
3.1 ALLGEMEINE METHODIK.....	38
3.1.1 <i>Studiendesign</i>	38
3.1.2 <i>Patientengut</i>	39
3.1.3 <i>Anfertigung der konventionellen Fernröntgenseitenbilder</i>	40
3.1.4 <i>Anfertigung der IADR-DVT-Datensätze</i>	42
3.1.5 <i>Betrachtungsmonitor und Auswertungssoftware</i>	46
3.1.6 <i>Messmethodik</i>	47
3.1.7 <i>Statistische Auswertung</i>	50
3.2 SPEZIELLE METHODIK.....	52
3.2.1 <i>Intraindividueller Vergleich konventioneller Fernröntgenseitenbilder</i>	52

3.2.2	<i>Intraindividueller Vergleich rekonstruierter Fernröntgenansichten</i>	52
3.2.3	<i>Interindividueller Vergleich konventioneller Fernröntgenseitenbilder</i>	53
3.2.4	<i>Interindividueller Vergleich rekonstruierter Fernröntgenansichten</i>	54
3.2.5	<i>Quantitativer Vergleich von konventionellen Fernröntgenseitenbildern mit rekonstruierten Fernröntgenansichten</i>	54
4	ERGEBNISSE	55
4.1	FEHLERBERECHNUNGEN	55
4.2	ERGEBNISÜBERSICHT	56
4.3	SPEZIELLE ERGEBNISSE	59
4.3.1	<i>Intraindividueller Vergleich konventioneller Fernröntgenseitenbilder</i>	59
4.3.2	<i>Intraindividueller Vergleich rekonstruierter Fernröntgenansichten</i>	61
4.3.3	<i>Interindividueller Vergleich konventioneller Fernröntgenseitenbilder</i>	65
4.3.4	<i>Interindividueller Vergleich rekonstruierter Fernröntgenansichten</i>	70
4.3.5	<i>Quantitativer Vergleich von konventionellen Fernröntgenseitenbildern mit rekonstruierten Fernröntgenansichten</i>	75
4.4	ZUSAMMENFASSUNG DER ERGEBNISSE	81
5	DISKUSSION	82
5.1	DISKUSSION DER METHODEN	82
5.1.1	<i>Auswahl der konventionellen Fernröntgenseitenbilder</i>	82
5.1.2	<i>Auswahl der IADR-DVT-Datensätze und Rekonstruktion der Fernröntgenansichten</i>	83
5.1.3	<i>Messmethodik</i>	84
5.1.4	<i>Statistische Auswertung</i>	86
5.2	DISKUSSION DER ERGEBNISSE	88
5.2.1	<i>Intraindividueller Vergleich konventioneller Fernröntgenseitenbilder</i>	88
5.2.2	<i>Intraindividueller Vergleich rekonstruierter Fernröntgenansichten</i>	89
5.2.3	<i>Interindividueller Vergleich konventioneller Fernröntgenseitenbilder</i>	91
5.2.4	<i>Interindividueller Vergleich rekonstruierter Fernröntgenansichten</i>	92
5.2.5	<i>Quantitativer Vergleich von konventionellen Fernröntgenseitenbildern mit rekonstruierten Fernröntgenansichten</i>	94
5.3	SCHLUSSFOLGERUNG	97
6	LITERATURVERZEICHNIS	100

7	ANHANG	111
7.1	ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	111
7.2	STATISTISCHE AUSWERTUNG	113
7.3	EIDESSTÄTTLICHE VERSICHERUNG	143
7.4	ANTEILSERKLÄRUNG AN ETWAIG ERFOLGTEN PUBLIKATIONEN	144
7.5	LEBENS LAUF	145
7.6	PUBLIKATIONS LISTE	157
7.7	DANKSAGUNG	158

Abbildungsverzeichnis

- Abb. 1** Funktionsprinzip der Fernröntgenseitenaufnahme: Durch einen möglichst großen Abstand von Fokus und Objekt wird eine nahezu größenrichtige Abbildung des Schädels auf dem Film erzielt [23].....21
- Abb. 2** Schematische Darstellung eines Fernröntgenseitenbildes (FR-WIN, Fa. Computer Konkret, Falkenstein, Deutschland), modifiziert mit den in dieser Arbeit verwendeten kephalometrischen Referenzpunkten und Hilfslinien.....22
- Abb. 3** Schematische Darstellung der CT-Technik (links) und der DVT-Technik (rechts): Bei der Spiral-CT kreist ein fächerartiger Strahl mehrfach um den Patienten, während bei der DVT der Patienten in einer einmaligen Umrundung mittels konusförmigem Röntgenstrahl gescannt wird [30].23
- Abb. 4** Durchschnittlicher Anteil verschiedener Organe an der effektiven Dosis [45]28
- Abb. 5** Schematische Darstellung des dreistufigen Studiendesigns; B = Behandler, M = Messung.....39
- Abb. 6** Konventionelles digitales Fernröntgenseitenbild (FRS), *Sidexis XG* (Fa. Sirona, Wals, Österreich), mit integrierter Millimeterskala an der justierbaren Nasenstütze.....41
- Abb. 7** Lateral- und Frontalansicht eines dreidimensionalen IADR-DVT-Datensatzes im *Volume-Render-Mode* der Software *InVivo Dental 5.1* (Fa. Anatomage Inc., San Jose, Kalifornien)42
- Abb. 8** DICOM-Datensatz im *Volume-Render-Mode* mit eingefügten Markern an den Punkten Orbitale und Porion. Die Koordinaten an dritter Stelle sollten annähernd gleich groß sein. Diese Abbildung entstammt der Software *InVivo Dental 5.2* (Fa. Anatomage Inc., San Jose, California), da zwischen der Durchführung der Studie und dem Erstellen des Screenshots ein Softwareupdate durchgeführt wurde.44
- Abb. 9** 2D-Fernröntgenansicht des IADR-DVT-Datensatzes im Bildmodus *Xray+Soft Tissue*.....45
- Abb. 10** 2D-Fernröntgenansicht des IADR-DVT-Datensatzes im Bildmodus *Soft + Bone*.....45
- Abb. 11** 2D-Fernröntgenansicht des IADR-DVT-Datensatzes im Bildmodus *MIP*46

Abb. 12 Screenshot der Festlegung eines kephalometrischen Referenzpunktes durch das Fadenkreuz am Beispiel des Punktes Nasion (N). Rechts ist eine Vergrößerung zu sehen. Die Software zeigt in der schematischen Abbildung unterhalb des Fadenkreuzes bereits den nächsten einzuzeichnenden Referenzpunkt an, hier: Sella (S).	52
Abb. 13 Festlegung der kephalometrischen Referenzpunkte in den Bildmodi <i>Xray + Soft Tissue</i> , <i>Soft + Bone</i> und <i>MIP</i> am Beispiel des Punktes Sella (S)	53
Abb. 14 Konventionelles Fernröntgenseitenbild (links) und IADR-DVT-Aufnahme, hier beispielhaft im Bildmodus <i>Xray + Soft Tissue</i> (rechts), mit eingezeichneter Fernröntgenanalyse	54
Abb. 15 Mittlerer ML-NL mit 95 % Konfidenzintervall [°] und mittlerer Sp'-Gn mit 95 % Konfidenzintervall [mm] von B1 im konv. FRS	60
Abb. 16 Fehlerbalken für die Mittelwerte der Messungen M1, M2 und M3 mit 95 % Konfidenzintervall von B1 für ML-NL	62
Abb. 17 Fehlerbalken für die Mittelwerte der Messungen M1, M2 und M3 mit 95 % Konfidenzintervall von B1 für Sp'-Gn	63
Abb. 18 Bland-Altman-Plot für NSBa im konventionellen FRS: Vergleich B1(MW) – B2	68
Abb. 19 Bland-Altman-Plot für NSBa im konventionellen FRS: Vergleich B1(MW) – B3	68
Abb. 20 Bland-Altman-Plot für NSBa im konventionellen FRS: Vergleich B2 – B3	69
Abb. 21 Signifikanz des Ergebnisses des interindividuellen Vergleichs am konv. FRS. Die dunkelblauen Anteile zeigen die Übereinstimmung der Messungen. Beim Vergleich B1(MW) – B2 sowie B2 – B3 sind es je 66,7 %, beim Vergleich B1(MW) – B3 sind es 95,2 %.	70
Abb. 22 Prozentsatz äquivalenter Winkel- bzw. Streckenmessungen	71
Abb. 23 Prozentsatz äquivalenter Messungen der Behandler	71
Abb. 24 Bland-Altman-Plot für NSBa im Bildmodus <i>Xray + Soft Tissue</i>	73
Abb. 25 Bland-Altman-Plot für NSBa im Bildmodus <i>Soft + Bone</i>	74
Abb. 26 Bland-Altman-Plot für NSBa im Bildmodus <i>MIP</i>	74
Abb. 27 Mittlerer ANB mit 95 % Konfidenzintervall [°] in allen vier Bildarten von B1(MW), B2 und B3	76
Abb. 28 Mittlerer Nasolabialwinkel mit 95 % Konfidenzintervall [°] in allen vier Bildarten von B1(MW), B2 und B3	77

Abb. 29 Mittlerer NSBa mit 95 % Konfidenzintervall [°] in allen vier Bildarten von B1(MW), B2 und B3	78
Abb. 30 Prozentsatz der als äquivalent getesteten Messungen im Gerätevergleich	79
Abb. 31 Gerätevergleich, aufgeschlüsselt nach Behandlern	80
Abb. 32 Mittelwerte der Standardabweichungen aller Behandlervergleiche (Y-Achse) hinsichtlich der drei Bildmodi im Vergleich zum konv. FRS (Winkelmessungen)	81
Abb. 33 Je näher der den Schenkel bestimmende Referenzpunkt am Scheitelpunkt liegt, desto folgenreicher ist eine Abweichung in Bezug auf die Winkelgröße.....	95

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1	Expositionsparameter verschiedener Modi des Gerätes ProMax 3D Mid (Fa. Planmeca, Helsinki, Finnland) [20]	33
Tabelle 2	Altersverteilung des untersuchten Patientenguts	40
Tabelle 3	Aufnahmeparameter der untersuchten konventionellen digitalen Fernröntgenseitenbilder	41
Tabelle 4	Aufnahmeparameter der untersuchten IADR-DVT-Datensätze. Bei diesem Scan-Protokoll mit zusätzlichem Schilddrüsenschutz betrug die effektive Dosis 12,3 μSv	43
Tabelle 5	Definitionen der verwendeten Referenzpunkte [28, 75]	48
Tabelle 6	Winkel und Strecken der in dieser Studie verwendeten FRS-Analyse und die dafür notwendigen kephalometrischen Referenzpunkte [28, 75, 76]	49
Tabelle 7	Methodenfehler δ nach Dahlberg [79] und Zuverlässigkeitskoeffizient R nach Houston [81] für jeden untersuchten Parameter der FRS-Analyse	55
Tabelle 8	Ergebnisübersicht hinsichtlich der untersuchten Winkelmessungen	56
Tabelle 9	Ergebnisübersicht hinsichtlich der untersuchten Streckenmessungen	58
Tabelle 10	Deskriptive Statistik für ML-NL von B1 im konv. FRS	59
Tabelle 11	Deskriptive Statistik für Sp'-Gn von B1 im konv. FRS	60
Tabelle 12	Verteilung der Differenzen M1 – M2, M1 – M3 und M2 – M3 von B1 für ML-NL im konv. FRS	61
Tabelle 13	Verteilung der Differenzen M1 – M2, M1 – M3 und M2 – M3 von B1 für Sp'-Gn im konv. FRS	61
Tabelle 14	Verteilung der Differenzen M1 – M2, M1 – M3 und M2 – M3 von B1 für ML-NL in den Fernröntgenansichten der IADR-DVT-Datensätze	64
Tabelle 15	Verteilung der Differenzen M1 – M2, M1 – M3 und M2 – M3 von B1 für Sp'-Gn in den Fernröntgenansichten der IADR-DVT-Datensätze	64
Tabelle 16	Verteilung der Differenzen M1 – M2, M1 – M3 und M2 – M3 von B1 für den Nasolabialwinkel in den Fernröntgenansichten der IADR-DVT-Datensätze	65
Tabelle 17	Deskriptive Statistik für ANB von B1(MW), B2 und B3 im konv. FRS	66
Tabelle 18	Deskriptive Statistik für NSBa von B1(MW), B2 und B3 im konv. FRS	66

Tabelle 19	Verteilung der Differenzen B1(MW) – B2, B1(MW) – B3 und B2 – B3 für ANB im konv. FRS	66
Tabelle 20	Verteilung der Differenzen B1(MW) – B2, B1(MW) – B3 und B2 – B3 für NSBa im konv. FRS	67
Tabelle 21	Verteilung der Differenzen B1(MW) – B2, B1(MW) – B3 und B2 – B3 für NSBa in den Fernröntgenansichten der IADR-DVT-Datensätze	72
Tabelle 22	Verteilung der Differenzen B1(MW) – B3 für NSBa in den Fernröntgenansichten der IADR-DVT-Datensätze	72
Tabelle 23	Verteilung der Differenzen konv. FRS – IADR-DVT-Aufnahme für ANB	76
Tabelle 24	Verteilung der Differenzen konv. FRS – IADR-DVT-Aufnahme für den Nasolabialwinkel	77
Tabelle 25	Verteilung der Differenzen konv. FRS – IADR-DVT-Aufnahme für NSBa	78
Tabelle 26	Prozentsatz reproduzierbarer Messreihen im Gerätevergleich	79

Tabellenverzeichnis Anhang

Tabelle 27	Deskriptive Statistiken aller erhobenen Messungen im konv. FRS von Behandler 1 (B1). Erfasst sind die Messungen M1, M2 und M3.	113
Tabelle 28	Vergleichende Statistiken aller erhobenen Messungen im konv. FRS von Behandler 1 (B1). Erfasst sind die Messungen M1 vs. M2 vs. M3.	114
Tabelle 29	Deskriptive Statistiken aller erhobenen Messungen in aus IADR-DVT-Datensätzen rekonstruierten Fernröntgenansichten im Bildmodus <i>Xray + Soft Tissue</i> von Behandler 1 (B1). Erfasst sind die Messungen M1, M2 und M3.	116
Tabelle 30	Deskriptive Statistiken aller erhobenen Messungen in aus IADR-DVT-Datensätzen rekonstruierten Fernröntgenansichten im Bildmodus <i>Soft + Bone</i> von Behandler 1 (B1). Erfasst sind die Messungen M1, M2 und M3.	117
Tabelle 31	Deskriptive Statistiken aller erhobenen Messungen in aus IADR-DVT-Datensätzen rekonstruierten Fernröntgenansichten im Bildmodus <i>MIP</i> von Behandler 1 (B1). Erfasst sind die Messungen M1, M2 und M3.	119

Tabelle 32 Vergleichende Statistiken aller erhobenen Messungen in aus IADR-DVT-Datensätzen rekonstruierten Fernröntgenansichten in den Bildmodi <i>Xray + Soft Tissue</i> , <i>Soft + Bone</i> und <i>MIP</i> von Behandler 1 (B1). Erfasst sind jeweils die Vergleiche der Messungen M1 vs. M2 vs. M3.	120
Tabelle 33 Deskriptive Statistiken der Mittelwerte aller erhobenen Messungen im konv. FRS von Behandler 1 [B1(MW)]	125
Tabelle 34 Deskriptive Statistiken der erhobenen Messungen im konv. FRS von Behandler 2 (B2).....	125
Tabelle 35 Deskriptive Statistiken der erhobenen Messungen im konv. FRS von Behandler 3 (B3).....	126
Tabelle 36 Vergleichende Statistiken der Messungen im konv. FRS. Erfasst sind B1(MW) vs. B2 vs. B3.....	127
Tabelle 37 Deskriptive Statistiken der Mittelwerte aller erhobenen Messungen in aus IADR-DVT-Datensätzen rekonstruierten Fernröntgenansichten im Bildmodus <i>Xray + Soft Tissue</i> von B1(MW).....	128
Tabelle 38 Deskriptive Statistiken der Mittelwerte aller erhobenen Messungen in aus IADR-DVT-Datensätzen rekonstruierten Fernröntgenansichten im Bildmodus <i>Soft + Bone</i> von B1(MW).....	129
Tabelle 39 Deskriptive Statistiken der Mittelwerte aller erhobenen Messungen in aus IADR-DVT-Datensätzen rekonstruierten Fernröntgenansichten im Bildmodus <i>MIP</i> von B1(MW).....	129
Tabelle 40 Vergleichende Statistiken aller erhobenen Messungen in aus IADR-DVT-Datensätzen rekonstruierten Fernröntgenansichten in den Bildmodi <i>Xray + Soft Tissue</i> , <i>Soft + Bone</i> und <i>MIP</i> . Erfasst sind jeweils die Messreihen von B1(MW) vs. B2 vs. B3.....	130

Abstract

Einleitung Bei der Digitalen Volumentomographie (DVT) ist die Strahlendosisreduktion für einen routinemäßigen Einsatz in der Kieferorthopädie heutzutage unerlässlich. Allerdings kann die effektive Strahlendosis bei vielen Geräten und Scan-Protokollen nicht angemessen reduziert werden, zumal befürchtet wird, dass bei einer starken Verringerung der Strahlendosis die Bildqualität für die diagnostische Auswertung nicht ausreicht. Ziel dieser Studie ist es, zweidimensionale Fernröntgenansichten, die aus indikationsabhängigen dosisreduzierten DVT-Datensätzen (IADR-DVT-Datensätzen) generiert wurden, hinsichtlich ihrer Bildqualität und somit ihrer Verwendbarkeit in der kieferorthopädischen Diagnostik zu überprüfen.

Methodik Für diese Studie wurden konventionelle digitale Fernröntgenseitenbilder von 20 jugendlichen Patienten und jeweils drei aus IADR-DVT-Datensätzen generierte Fernröntgenansichten in den Bildmodi *Xray + Soft Tissue*, *Soft + Bone* und *MIP* miteinander verglichen. Die effektive Strahlendosis betrug mit 12,3 μSv eine um ca. 50 % geringere Strahlenbelastung als die ca. 26–35,5 μSv der konventionellen orthodontischen Röntgenaufnahmen (KOR). Als Messinstrument dienten sowohl intra- als auch interindividuelle Winkel- und Streckenmessungen einer standardisierten FRS-Analyse durch drei Behandler (B1, B2 und B3). Die statistische Analyse der Messdaten erfolgte mittels Äquivalenztest. Lagen die Konfidenzintervalle der Mittelwertdifferenzen innerhalb des Äquivalenzbereichs, wurde auf Gleichheit der Messungen, eine reproduzierbare Identifikation der kephalometrischen Referenzpunkte und folglich auf eine gute Bildqualität geschlossen.

Ergebnisse Im konventionellen FRS sind die intraindividuellen Vergleiche der Winkel- und Streckenmessungen ausnahmslos statistisch signifikant gleich. In den Fernröntgenansichten der IADR-DVT-Datensätze sind die Messungen, abgesehen vom Nasolabialwinkel, ebenfalls signifikant gleich. Im konventionellen FRS sind im interindividuellen Vergleich B1 – B3 95,2 % der Messungen signifikant gleich, wobei 92,9 % der Winkel- und 100 % der Streckenmessungen gleich sind. Bei der IADR-DVT führt dieser Behandlervergleich mit 84,1 % ebenfalls zu sehr hohen Übereinstimmungen. Der Gerätevergleich weist im Bildmodus *Xray + Soft Tissue* die

meisten Übereinstimmungen mit dem konventionellen FRS auf. Hier sind 85,7 % (B1) bzw. 81,0 % (B3) aller gemessenen Winkel und Strecken signifikant gleich. In den Bildmodi *Soft + Bone* und *MIP* werden noch jeweils 57,1 % (B1) bzw. 52,4 % (B3) signifikant gleiche Ergebnisse gefunden.

Schlussfolgerung Trotz einer Strahlendosisreduktion von über 50 % gegenüber KOR führt die kephalometrische Auswertung der IADR-DVT-Datensätze zu vielversprechenden Ergebnissen. Intra- und interindividuell konnten, insbesondere im Bildmodus *Xray + Soft Tissue*, weitgehende Übereinstimmungen nachgewiesen werden. Im Hinblick auf die klinische Verwendbarkeit kommt die Bildqualität hier der des konventionellen FRS also sehr nah. Es ist jedoch zu berücksichtigen, dass vergleichbare Studien noch ausstehen. Zur Untermauerung der gewonnenen Ergebnisse sollten daher weitere Analysen, beispielsweise mit einer größeren Anzahl an Behandlern und Röntgenbildern, durchgeführt werden.

Abstract

Introduction Radiation dose reduction of cone-beam CT (CBCT) is vital for the daily routine in orthodontics. Yet many CBCT-scanners and scan protocols do not allow adequate effective dose reduction fearing poor image quality and, subsequently, difficulty in diagnostics. The aim of this study is the evaluation of two-dimensional lateral images obtained from CBCT scans with IDDR-settings (IDDR = Indication-Dependent Dose Reduction) regarding image quality and therefore their usability in orthodontic diagnostics.

Methods Conventional lateral cephalograms of 20 juvenile patients were compared to two-dimensional lateral images obtained from CBCT-scans with IDDR-settings using three different presets: *Xray + Soft Tissue*, *Soft + Bone* and *MIP*. The effective dose was 12.3 μ Sv, which means an average reduction of 50 % or more compared to conventional orthodontic radiographs (COR), whose effective dose ranges from 26–35.5 μ Sv. Intra- and interindividual equivalence was tested by three observers (B1, B2 and B3) using linear and angular measurements of a standardized cephalometric analysis. The statistical test used in this study was the analysis of equivalence. Differences of means within a defined equivalence limit lead to the conclusion of equivalence of measurements, reproducibility of cephalometric landmark identification and, consequently, good image quality.

Results Intraindividually, equivalence regarding conventional lateral cephalograms is statistically significant without exception. The same goes for the IDDR-CBCT-scans, except for the nasolabial angle. Interindividually, 95.2 % of the measurements were equal on conventional lateral cephalograms when comparing observers B1 – B3. This result comprises 92.9 % of the angular and 100 % of the linear measurements. Considering the interindividual results of the IDDR-CBCT-scans, 84.1 % equal measurements were obtained. The comparison of conventional cephalographs and cone-beam computertomographs shows the highest equivalence when using the preset *Xray + Soft Tissue*: 85.7 % (B1), resp. 81.0 % (B3) of the angular and linear measurements are significantly equal. In the presets *Soft + Bone* and *MIP* 57.1 % (B1), resp. 52.4 % (B3) significantly equal results are generated.

Conclusion Notwithstanding an effective radiation dose reduction of more than 50 % compared to COR, the cephalometric evaluation of the IDDR-CBCT-scans shows promising results. Intra- and interindividually a large similarity was proven, particularly when using the preset *Xray + Soft Tissue*. In this respect the image quality resembles that of the conventional lateral cephalogram. Still further studies should be performed in order to enforce the present results, for example studies involving a higher amount of observers and images.

1 Einleitung

Die kephalometrische Analyse von konventionellen Fernröntgenseitenbildern ist ein wesentlicher Pfeiler der kieferorthopädischen Diagnostik. Anhand von Winkeln und Strecken, die durch die Verbindung unterschiedlicher Referenzpunkte entstehen, werden die anatomischen Gegebenheiten des Patienten vermessen und im Hinblick auf Schädelmorphologie und Wachstum eingeschätzt. Auf diese Analyse sowie auf die klinische Untersuchung, Gipsmodelle und intra- und extraorale Fotos stützt sich die anschließende Therapie. Auch der Therapieerfolg wird durch Röntgenbilder kontrolliert, wobei das konventionelle Röntgen bisher den Goldstandard darstellt [1]. Hierbei entsteht ein zweidimensionales Bild von einem Objekt, beispielsweise den Zähnen oder dem Kieferknochen, das plan auf den Röntgenfilm projiziert wird. Obwohl die Technik des zweidimensionalen Röntgens von Zahnärzten und Kieferorthopäden seit Jahrzehnten erfolgreich angewendet wird, bringt sie doch grundsätzliche Nachteile wie Überlagerungen durch Summationseffekte und Projektionsfehler mit sich, wodurch es zu Fehlinterpretationen der anatomischen Strukturen des Patienten kommen kann [2]. Ziel der Diagnostik ist aber die Darstellung der *anatomic truth* – der anatomischen Wahrheit, d. h. die Replik der exakten statischen und dynamischen anatomischen Verhältnisse eines Patienten [3]. Eine Annäherung an diese Wahrheit wird in der Kieferorthopädie durch die Darstellung des Patienten in den drei Raumebenen erreicht, was eine Kombination aus mindestens zwei zweidimensionalen Bildern erfordert. Dafür stehen drei unterschiedliche Bilder zur Verfügung: die Panoramaschichtaufnahme (PSA), die p.a.(posterior-anterior)-Aufnahme sowie das Fernröntgenseitenbild (FRS). Diese Bilder werden konventionelle orthodontische Röntgenaufnahmen (KOR) genannt. Genauer ist allerdings die direkte dreidimensionale Erfassung des Schädels. Eine Möglichkeit dazu wäre theoretisch die Anfertigung einer Aufnahme mittels Computertomographie (CT), welche der Fachwelt erstmalig 1971 vorgestellt wurde [4]. Diese belastet den Patienten jedoch mit einer verhältnismäßig hohen Strahlendosis [5]. Obwohl neuere Studien zeigen, dass auch hier eine klinisch akzeptable Bildqualität bei reduzierter Strahlenapplikation erreicht werden kann [6, 7], eignet sich die Computertomographie aufgrund der hohen Anschaffungskosten sowie des Platzbedarfs für das Gerät nicht für einen routinemäßigen Einsatz in der Kieferorthopädie. Sie wird

nur in Ausnahmefällen wie z. B. bei Patienten mit komplizierten Dysgnathien oder bei der kombiniert kieferorthopädisch-kieferchirurgischen Therapie angewendet.

Seit dem Jahr 1998 hält die Digitale Volumentomographie (DVT) Einzug in die Zahnheilkunde [8]. Diese Technik bildet die geröntgten Strukturen ebenfalls dreidimensional ab. Es zeigte sich, dass die DVT die anatomischen Gegebenheiten tatsächlich dimensionsgetreu darstellt und so der anatomischen Wahrheit sehr nah kommt [9–11]. Aufgrund dessen findet sie vermehrt auch in der Kieferorthopädie Verwendung, denn sie bedeutet einen wichtigen Schritt hin zu einer vollständigen virtuellen dreidimensionalen Darstellung des Patienten (*3D virtual patient*) [12]. Allerdings wird neben den hohen Kosten und der noch nicht vollständig ausgereiften Technik in Bezug auf die Vernetzung mit anderen Anwendern die bisher relativ hohe Strahlendosis einer einzelnen DVT-Aufnahme kritisiert; sie ist zwar deutlich geringer als bei der Computertomographie, jedoch immer noch höher als bei konventionellem Röntgen [13–15].

Schon lange stehen jedoch durch Strahlen hervorgerufene Schäden und damit die Notwendigkeit, die effektive Strahlendosis zu reduzieren, im Fokus. Insbesondere Kinder und Jugendliche, die sich noch im Wachstum befinden, müssen vor einer zu hohen Strahlenexposition geschützt werden, um unvorhersehbare Folgeschäden zu vermeiden. Der erste Schritt in diese Richtung war die Digitalisierung der konventionellen analogen Röntgentechnik [16, 17]. Dadurch konnte bei den zweidimensionalen Röntgenbildern bereits ein wesentlicher Teil effektiver Strahlendosis für den Patienten eingespart werden. Will man bei der DVT darüber hinaus effektiv Strahlendosis einsparen, müssen die Expositionsparameter verändert werden. Die dazu entwickelten Scan-Protokolle werden oft mit *low dose* oder *ultra low dose* bezeichnet. Hier ergibt sich allerdings eine Schwierigkeit für den praktischen Anwender: Schärfe und Abbildungsgenauigkeit nehmen ab – die Bildqualität wird also schlechter.

In der Literatur finden sich aber nur wenige Angaben darüber, inwieweit sich die Strahlendosis bei der DVT reduzieren lässt, ohne an Bildqualität einzubüßen [7, 18, 19]. Einen modernen Ansatz bietet das Konzept der IADR-DVT (indikationsabhängige strahlendosisreduzierte DVT) [20]: Jeder Patient erhält hierbei nur die notwendige, für seine spezifische Fragestellung individuell festgelegte Strahlendosis durch Reduktion der Strahlungsenergie (Milliamperesekunden = mAs). Dadurch wird gewährleistet, dass die Vorteile der dreidimensionalen Bildgebung unter Beachtung des ALARA-Prinzips (*As Low As Reasonably Achievable*) [21] genutzt werden können.

Um die Bildqualität dieses neuen Verfahrens zu überprüfen, werden aus den dreidimensionalen DVT-Datensätzen zweidimensionale Fernröntgenansichten generiert, die mit Hilfe der FRS-Analyse ausgewertet und mit der Auswertung von konventionellen Fernröntgenseitenbildern verglichen werden.

Ziel der vorliegenden Studie ist es, moderne, strahlungsarme IADR-DVT-Datensätze hinsichtlich ihrer Bildqualität und somit ihrer Verwendbarkeit für die kieferorthopädische Diagnostik jugendlicher Patienten zu überprüfen.

1.1 Bildgebende Verfahren in der Kieferorthopädie (KFO)

1.1.1 Konventionelle orthodontische Röntgenaufnahmen (KOR)

Die Bildgebung ist als Hilfsmittel in der modernen kieferorthopädischen Diagnostik nicht wegzudenken. Sowohl zu diagnostischen Zwecken als auch zur Verlaufskontrolle während der aktiven Behandlung und zur Überprüfung des Therapieerfolgs vor der Retentionsphase sind verschiedenartige Röntgenbilder obligat. Standardmäßig werden dafür die Panoramaschichtaufnahme (PSA), das Fernröntgenseitenbild (FRS) und – etwas seltener – auch die p.a.(posterior-anterior)-Aufnahme erstellt. Zusammenfassend werden diese drei Bildarten als konventionelle orthodontische Röntgenaufnahmen (KOR) bezeichnet. Um jedoch eine dreidimensionale Vorstellung der anatomischen Verhältnisse eines Patienten zu erhalten, reicht ein einzelnes dieser Röntgenbilder nicht aus, es müssen mindestens zwei, manchmal sogar drei zweidimensionale Röntgenbilder vorliegen, um alle Ebenen darzustellen. In der Regel nutzt man hierzu die Kombination aus PSA und FRS.

Die Panoramaschichtaufnahme wurde 1949 in die Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde eingeführt [22]. Seitdem wird sie in der gesamten Zahnmedizin routinemäßig eingesetzt und stellt auch in der Kieferorthopädie die radiologische Basisuntersuchungsmethode dar. Die Röntgenröhre und der Röntgenfilmträger liegen hierbei einander gegenüber und kreisen beide im Uhrzeigersinn um den in der Mitte platzierten Patienten, während sich der Röntgenfilm innerhalb des Röntgenfilmträgers in entgegengesetzter Richtung bewegt. Das darzustellende Objekt, bestehend aus Zahnreihen, Ober- und Unterkiefer sowie den Kiefergelenken, wird so in einer Schichtprojektion auf dem Film abgebildet [23]. In der Kieferorthopädie nutzt man die PSA in der Regel, um den Stand der Gebissentwicklung und das dentale Alter des Patienten zu beurteilen, um die

Platzverhältnisse in den einzelnen Kiefern zu analysieren, um Nichtanlagen, verlagerte oder retinierte Zähne zu diagnostizieren oder um die Parallelität der Zahnwurzeln zu überprüfen [23].

Die p.a.-Aufnahme (z. B. nach Clementschitsch: „Unterkieferübersicht p.-a.“) wird heutzutage nicht mehr standardmäßig eingesetzt, bildet jedoch ähnlich wie die PSA den Patienten in der Frontalebene ab. Der Unterschied zwischen den beiden Verfahren besteht in der Aufnahmetechnik. So wird bei der p.a.-Aufnahme keine Projektion auf einen sich bewegenden Röntgenfilm verwendet, sondern es wird eine statische Aufnahme erzeugt, bei der sich der Röntgenfilm frontal vor dem Patienten befindet und der Röntgenstrahl vom Hinterkopf aus in nuchonasaler Richtung durch den Patienten dringt; der Mund wird dabei wenn möglich maximal geöffnet. Diese Art von Aufnahme ist, wenn überhaupt, nur noch zur Diagnostik bei Asymmetrien des Schädels bzw. des Unterkiefers indiziert [2].

In der vorliegenden Arbeit spielt das FRS und seine kephalometrische Auswertung eine zentrale Rolle. Bereits 1931 entwickelten Broadbent und Hofrath unabhängig voneinander die Technik des Fernröntgens [24, 25]. Dieses Verfahren erlaubt eine nahezu verzerrungsfreie, größenrichtige seitliche Darstellung des Schädels. Der Patient (Objekt) befindet sich so nah wie möglich am Röntgenfilm. Die Röntgenröhre (Fokus) sollte vorzugsweise einen großen Abstand zum Patienten aufweisen, um durch eine geringe Strahlendivergenz ein möglichst größenrichtiges Bild zu erhalten. Die Positionierung des Patienten kann im Stehen oder im Sitzen erfolgen, in jedem Fall wird er parallel zum Film platziert und mit der Frankfurter Horizontalen parallel zum Boden ausgerichtet [26]. Der Patient wird dazu angehalten, eine natürliche Kopfhaltung einzunehmen, die Zähne in maximaler Interkuspitation aufeinander zu beißen und während der Aufnahme nicht zu schlucken. Nachdem der Röntgenstrahl ausgelöst wurde, erhält man das Bild auf der Filmkassette bzw. heutzutage in der Regel über einen digitalen Sensor direkt auf dem Computerbildschirm. Ursprünglich war ein Abstand zwischen Fokus und Objekt von 4–5 Metern vorgeschrieben, heute sollten Fokus und Objekt aus Praktikabilitätsgründen mindestens 1,5 Meter auseinander liegen. Die durch diesen Abstand entstehende Abbildungsvergrößerung beträgt dann ca. 7 %, was klinisch noch akzeptabel ist [23]. Abbildung 1 zeigt die Anordnung bei der Fernröntgentechnik, so wie sie heute angewendet wird.

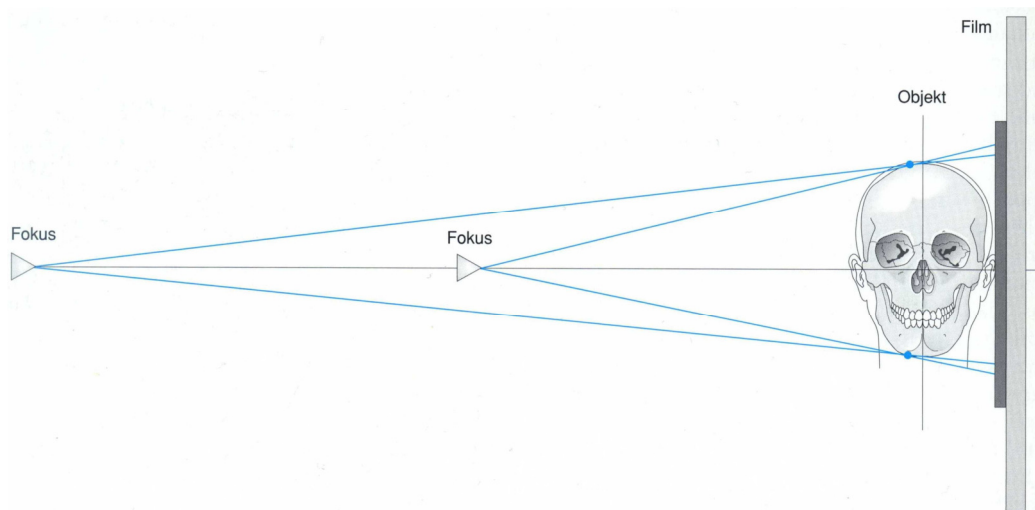


Abb. 1 Funktionsprinzip der Fernröntgenseitenaufnahme: Durch einen möglichst großen Abstand von Fokus und Objekt wird eine nahezu größenrichtige Abbildung des Schädels auf dem Film erzielt [23].

Durch die Auswertung von Fernröntgenseitenbildern ist es dem behandelnden Kieferorthopäden möglich, präzise Aussagen über die Konfiguration des Ober- und Unterkiefers, die Schädelmorphologie und das Wachstumsmuster des Patienten zu treffen [27]. Dies war vorher allein auf Grundlage von extraoralen Fotoaufnahmen, die lediglich das Weichteilprofil zeigten, nicht möglich. Am Fernröntgenseitenbild können sogenannte kephalometrische Referenzpunkte an Knochen und Zähnen definiert werden, die durch eine geometrische Analyse anschließend zum Messen von Winkeln und Strecken dienen. Die Referenzpunkte liegen unter anderem an Fissuren, tiefsten Einziehungen, maximalen Vorwölbungen, Tangenten oder Wendepunkten von Knochen- oder Weichteilstrukturen sowie Knochenspitzen, Wurzelspitzen und Inzisalpunkten von Zähnen oder Übergängen von einer Gewebeart zu einer anderen. Auch verschiedene Schnittpunkte oder Mittelpunkte werden konstruiert. Diese Auswertung wird FRS-Analyse genannt. Bis heute findet dieses Verfahren fast unverändert bei allen kieferorthopädischen Patienten routinemäßig Anwendung. Durch die Interpretation der Analyseparameter kann die Dysgnathie des Patienten identifiziert und objektiviert werden. Es ist auch eine wichtige Aussage zur Wachstumsprognose möglich, was für den Behandlungsverlauf wesentlich ist. Die Fernröntgenanalyse wurde von zahlreichen Wissenschaftlern konfiguriert und weiterentwickelt, so dass bis heute viele verschiedene Analysen veröffentlicht wurden, die prinzipiell jedoch immer gleich

aufgebaut sind: Die zuvor definierten Winkel und Strecken werden metrisch erfasst und in eine Beziehung zu Normwerten bzw. individualisierten Normwerten gesetzt. Dadurch kann der Kieferorthopäde zum einen eine fundierte Wahl zur geeigneten Therapie treffen, zum anderen können Therapieerfolge kontrolliert und objektiviert werden. In der vorliegenden Arbeit kam hauptsächlich die FRS-Analyse nach Segner und Hasund zum Tragen, da sie international anerkannt ist und sich in der klinischen Anwendung bereits jahrzehntelang bewährt hat [28]. Abbildung 2 zeigt die schematische Darstellung eines Fernröntgenseitenbildes mit kephalometrischen Referenzpunkten sowie mit Referenzpunkten und Hilfslinien, anhand derer die Winkel und Strecken gemessen werden können.

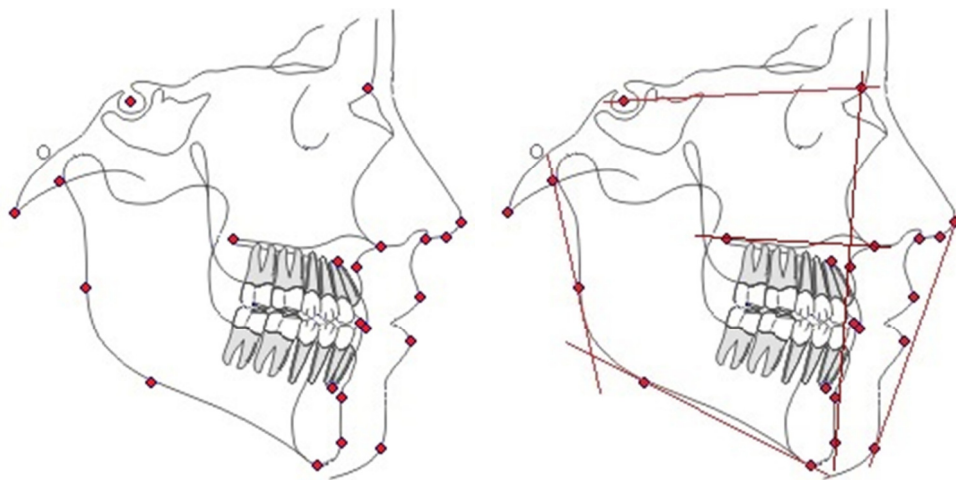


Abb. 2 Schematische Darstellung eines Fernröntgenseitenbildes (FR-WIN, Fa. Computer Konkret, Falkenstein, Deutschland), modifiziert mit den in dieser Arbeit verwendeten kephalometrischen Referenzpunkten und Hilfslinien

1.1.2 Digitale Volumentomographie (DVT)

Anders als bei den konventionellen orthodontischen Röntgenbildern, die lediglich eine zweidimensionale Aufnahme des Patienten liefern, ist mit der Digitalen Volumentomographie (DVT) eine Form der 3D-Bildgebung entwickelt worden, die dem Anspruch eines dreidimensionalen Abbildes des Patienten im Kopf-Hals-Bereich gerecht wird. Sie ist 1998 auf den deutschen Markt gekommen und als Weiterentwicklung der Computertomographie, einer ebenfalls dreidimensionalen Röntgentechnik, anzusehen [8]. Der wesentliche Unterschied zwischen CT und DVT liegt in der Form des applizierten Strahlenbündels und der sich daraus ergebenden

Technik der Bildrekonstruktion am Computer. In beiden Fällen liegen Fokus und „Film“, also CCD-Chip (*Charge-Coupled Device*) bzw. Flachpanel-Detektor (*Flat-Panel Detector*), einander gegenüber. Dieser nimmt die Strahlung auf und wandelt sie in ein digitales Bild um, welches auf einem Computerbildschirm angezeigt wird. In der Mitte zwischen Fokus und digitalem Bildwandler befindet sich der Patient. Bei der CT ist das Strahlenbündel fächerförmig und benötigt mehrere Umläufe um den Patienten, während die Strahlen bei der DVT konusförmig (englisch: *Cone-Beam Computed Tomography*, CBCT) gebündelt und von einem Fokus ausgesendet werden, der den Patienten nur einmal umkreist. Das dreidimensionale Bild, das auf dem Computerbildschirm erscheint, wird bei der CT aus den zahlreichen aufgenommenen Schichten zusammengefügt, während die erforderlichen Bilddaten bei der DVT unmittelbar in dreidimensionaler Form aufgenommen werden, wobei die rekonstruierten Daten direkt im DICOM-Format (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) gespeichert werden [29]. Abbildung 3 zeigt schematisch das Funktionsprinzip der beiden 3D-Röntgentechniken.

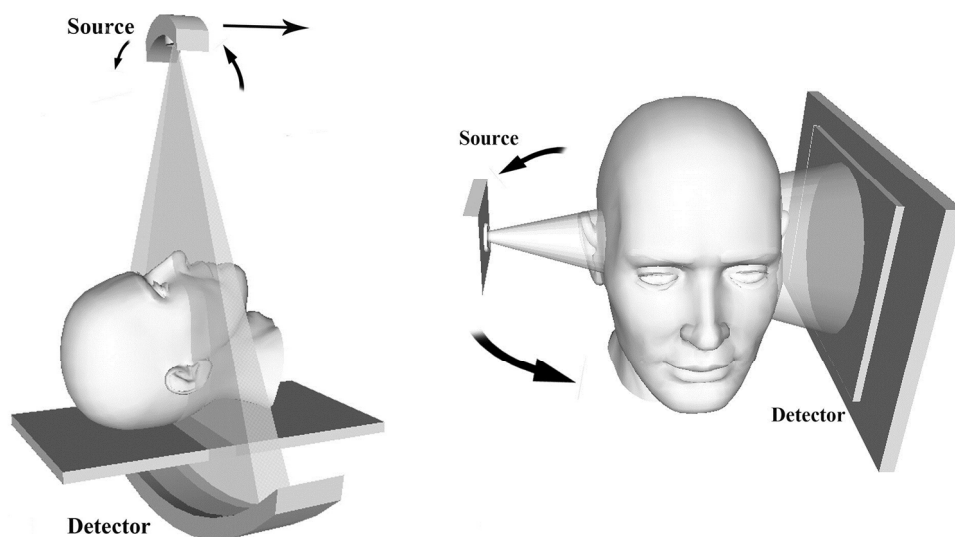


Abb. 3 Schematische Darstellung der CT-Technik (links) und der DVT-Technik (rechts): Bei der Spiral-CT kreist ein fächerartiger Strahl mehrfach um den Patienten, während bei der DVT der Patienten in einer einmaligen Umrundung mittels konusförmigem Röntgenstrahl gescannt wird [30].

Die Umlaufzeit einer DVT-Aufnahme ist abhängig vom Gerätetyp und der Einstellung verschiedener Aufnahmeparameter. Sie variiert stark und beträgt bis zu 36 s, wobei die

Röntgenstrahlung gepulst ausgesendet wird, d. h. es werden innerhalb der Scanzeit bis zu 600 Fluoroskopien (Durchleuchtungsbilder) erstellt [31]. Dadurch beträgt die reine Expositionszeit für den Patienten deutlich weniger als die gesamte Aufnahmedauer [31]. Bei einer Umlaufzeit von 36 s beträgt die Expositionszeit beispielsweise 5,2 s [32]. Es gibt in Bezug auf die Digitale Volumentomographie Begriffe, die in der konventionellen Röntgentechnik nicht existieren. Der Ausschnitt, der mittels Digitaler Volumentomographie abgebildet wird, wird mit *Field of View* (FoV) bezeichnet. Innerhalb des FoV sollten alle die Fragestellung betreffenden anatomischen Strukturen, *Region of Interest* (RoI) genannt, liegen. Abhängig vom Gerät werden kugelförmige oder zylindrische Fields of View generiert, deren Größen der Anwender je nach medizinischer Indikation variieren kann. Als Voxel werden die dreidimensionalen Volumenelemente bezeichnet, welche die Bildauflösung des Tomogramms bestimmen, analog zum Pixel im zweidimensionalen Bild. Die Kantenlängen der Voxel sind häufig wählbar und liegen je nach Gerätetyp zwischen 0,6 mm und 0,125 mm.

Für eine DVT-Aufnahme wird der Patient in der Regel sitzend im Gerät positioniert. Der Kopf wird mittels Kinnstütze und Fixationsarmen an Stirn und Nase in der gewünschten Position gehalten. Um das gewählte FoV zu überprüfen, wird nach Auslösen eines statischen Röntgenstrahls zunächst eine Vorschau auf dem Computerbildschirm angezeigt. Befindet sich die *Region of Interest* im Strahlengang, kann der Scan gestartet werden. Die DVT zeichnet sich im Vergleich zur CT generell durch eine deutlich höhere Bildauflösung, eine um bis zu 76 % geringere Strahlendosis sowie eine kürzere Scandauer aus [15, 33, 34].

Die Digitale Volumentomographie ist für viele unterschiedliche Fragestellungen geeignet. Es muss jedoch zwingend eine sogenannte rechtfertigende Indikation vorliegen. Diese darf nach dem Rechtfertigungsgrundsatz der Röntgenverordnung vom 30.04.2003 nur von einem Zahnarzt mit Fachkunde für DVT gestellt werden [35]. In der allgemeinen Zahnmedizin werden vorrangig oralchirurgische, implantologische oder endodontische Fragestellungen mittels DVT untersucht [36].

Die Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Kieferorthopädie (DGKFO) aus dem Jahr 2008 empfiehlt den Einsatz der DVT auch in der kieferorthopädischen Diagnostik und führt folgende rechtfertigende Indikationen auf [37]:

1. Diagnostik von Anomalien des Zahnbestandes, insbesondere differentialdiagnostische Beurteilung der anatomischen Form und der Topographie noch nicht durchgebrochener überzähliger Zahnanlagen (Mesiodentes, syndromgebundene Hyperodontie).
2. Diagnostik von Anomalien und Dysplasien der Zahnwurzeln einschließlich von konventionell röntgenologisch nicht erkennbaren Wurzelresorptionen.
3. Differentialdiagnostische Bewertung von Zahndurchbruchstörungen.
4. Ermittlung der Topographie retinierter und verlagerter Zahnkeime.
5. Beurteilung pathologischer Knochenstrukturen (z. B. Zysten, Odontome, entzündliche und tumorbedingte Läsionen).
6. 3D-Differentialdiagnostik von komplexen angeborenen oder erworbenen kraniofazialen Fehlbildungen sowie von Gesichts- und Kieferasymmetrien.
7. 3D-Differentialdiagnostik der Spaltmorphologie bei uni- und bilateralen LKG-Spalten einschließlich der Planung und Kontrolle der Kieferspaltosteoplastik.
8. Darstellung des peridentalen Knochenangebots zur prognostischen Bewertung geplanter Zahnbewegungen (z. B. im parodontal vorgeschädigten Gebiss, z. B. zur Planung von Zahnbewegungen spaltangrenzender Zähne bei Patienten mit Lippen-Kiefer-Gaumenspalten).

Wenn bei kieferorthopädischen Patienten a priori keine rechtfertigende Indikation für die Anfertigung einer DVT-Aufnahme erkennbar ist, muss der Kieferorthopäde zunächst konventionelle orthodontische Röntgenaufnahmen anfertigen. Ergibt sich daraus eine rechtfertigende Indikation, so wird zusätzlich zu den 2D-Aufnahmen ein DVT-Scan angefertigt. Dieses Vorgehen führt dazu, dass die Patienten letztlich einer deutlich erhöhten Strahlenbelastung ausgesetzt sind.

Der wesentliche Vorteil der Digitalen Volumentomographie gegenüber der konventionellen Röntgentechnik liegt in der dimensionsgetreuen Abbildung aller Strukturen im Kopfbereich in dreidimensionaler Form. Mit nur einer Aufnahme können – vor allem bei großem FoV – neben den Zähnen und den Knochenstrukturen auch die Kiefergelenke, die Nasennebenhöhlen, die obere Halswirbelsäule, die Schädelbasis,

intrakranielle Strukturen sowie die oberen Atemwege abgebildet und bewertet werden. So können auch pathologische Befunde entdeckt werden, die sich in einem kleinen FoV nicht zeigen. Aus den vielen Studien, die sich mit dem Auftreten von Zufallsbefunden in digitalen Volumentomogrammen beschäftigen, wird deutlich, wie wichtig ein großes FoV ist: Zufallsbefunde finden sich sowohl im Mundbereich [38–40] als auch über dessen Grenzen hinaus [41]. Sie führen zu einer ärztlichen Therapie und wirken sich unter Umständen positiv auf die Gesundheit der Patienten aus.

Die dreidimensionalen DICOM-Datensätze werden zur Verwendung während der Behandlung und zur Dokumentation oft zu zweidimensionalen Ansichten weiterverarbeitet. Dazu kann die diagnostisch interessante Region in der axialen, koronalen oder sagittalen Ebene dargestellt und jeweils einzeln gespeichert werden. Häufig kommen auch sogenannte *Presets* zum Einsatz, die voreingestellte Helligkeits- oder Kontrastwerte aufweisen und so verschiedene Gewebearten speziell hervorheben. Das Handling von zweidimensionalen Bildern ist für die meisten Zahnärzte schneller und einfacher als das Scrollen durch einen dreidimensionalen Datensatz.

Als Nachteil einer DVT-Aufnahme musste bisher die hohe effektive Dosis, die die Patienten erhalten, angesehen werden. Zudem besitzt nicht jeder Zahnarzt oder Kieferorthopäde ein eigenes DVT-Gerät. Die Anschaffungs- und Verwaltungskosten für die digitale Archivierung der DICOM-Datensätze sind sehr hoch. Auch betriebswirtschaftlich rentiert sich ein DVT-Gerät, insbesondere in kleineren Praxen, oft nicht. Aus diesen Gründen werden digitale Volumentomogramme in der kieferorthopädischen Praxis bisher hauptsächlich für Patienten mit besonderen Anforderungen angefertigt, z. B. bei Patienten mit LKGS, Patienten, die kieferorthopädisch-kieferchirurgisch behandelt werden müssen oder Patienten, die starke skelettale Dysgnathien aufweisen. Bislang ist die DVT-Aufnahme kein Standard für reguläre Patienten in der kieferorthopädischen Praxis [42]. Nur ca. 16 % aller DVT-Aufnahmen in der Zahnmedizin werden für die Kieferorthopädie angefertigt [43], die restlichen Aufnahmen beziehen sich auf allgemein-zahnärztliche Fragestellungen.

1.2 Strahlenbelastung bildgebender Verfahren in der KFO

Jegliche Form von radiologischer Bildgebung setzt den Patienten einer gewissen Menge an ionisierender Strahlung aus, welche vom Körper absorbiert wird. Man

bezeichnet diese – im Gegensatz zur natürlichen Strahlenbelastung – allgemein als künstliche Strahlenbelastung [2]. Die künstliche Strahlenbelastung kann in Form der Strahlendosis quantifiziert werden. In Abhängigkeit von der organspezifischen Strahlensensibilität wird die sogenannte effektive Dosis (E) bestimmt. Sie dient dazu, verschiedene Röntgengeräte oder Röntgenbilder hinsichtlich ihrer Strahlenbelastung miteinander vergleichen zu können. Die Maßeinheit für die effektive Dosis ist Sievert (Sv), Millisievert (mSv) bzw. Mikrosievert (μ Sv).

Ist ein Patient ionisierender Strahlung ausgesetzt, besteht immer das Risiko von Folgeschäden. Dabei kann zwischen stochastischen und nichtstochastischen (deterministischen) Strahlenschäden unterschieden werden [2]. Letztere sind abhängig von der effektiven Dosis, d. h. je höher die Dosis, desto größer ist der auftretende Schaden. Um vorhersehbare Schäden zu vermeiden, sollte ein Schwellenwert von 1 mSv pro Jahr für den gesamten Organismus nicht überschritten werden [35]. Die zufallsbedingten, stochastischen Strahlenschäden hingegen hängen nur insofern von der applizierten Strahlendosis ab, als die Wahrscheinlichkeit des Auftretens eines Schadens zwar mit der Dosis steigt, seine Schwere jedoch unabhängig von ihr ist. Strahlenschäden durch medizinische oder zahnmedizinische Strahlenexposition können also am menschlichen Organismus bereits durch kleinste Dosen auftreten, selbst wenn sie unterhalb des Schwellenwertes liegen.

In der deutschen Röntgenverordnung sind deshalb drei Strahlenschutzgrundsätze verankert, die bei jeder Strahlenexposition beachtet werden müssen [35]:

1. Rechtfertigung
2. Dosisbegrenzung
3. Vermeidung unnötiger Strahlenexposition und Dosisreduzierung.

Auch international haben sich viele verschiedene Kommissionen und Organisationen gebildet, die regelmäßig Richtlinien zum Thema Strahlenschutz veröffentlichen. Zu den wichtigsten zählen die ICRP (Internationale Kommission für Strahlenschutz), die EURATOM (Europäische Atomgemeinschaft), die IAEA (Internationale Atomenergie-Organisation), die OECD (Organisation für Wirtschaftliche Zusammenarbeit und Entwicklung) sowie die ILO (die Internationale Arbeitsorganisation). Allen Richtlinien ist gemein, dass die Strahlenexposition sowohl für Patienten als auch für medizinisches Personal so stark wie möglich eingeschränkt werden muss.

Die ICRP-Richtlinie aus dem Jahr 2007 beinhaltet eine Vorgabe zur Berechnung der effektiven Strahlendosis [5], welche die unterschiedliche Strahlensensibilität der verschiedenen Organe berücksichtigt. Es sollten nur Studien, die ICRP₂₀₀₇-konform sind, in ihren Dosiswerten verglichen werden [44].

In Abbildung 4 werden die in der Studie von Pauwels et al. erhobenen organspezifischen Gewichtungen aufgeführt [45]. Die Organe haben einen unterschiedlich hohen Anteil an der effektiven Strahlendosis. Schilddrüse und Speicheldrüsen fallen dabei mit 21 % bzw. 24 % stark ins Gewicht.

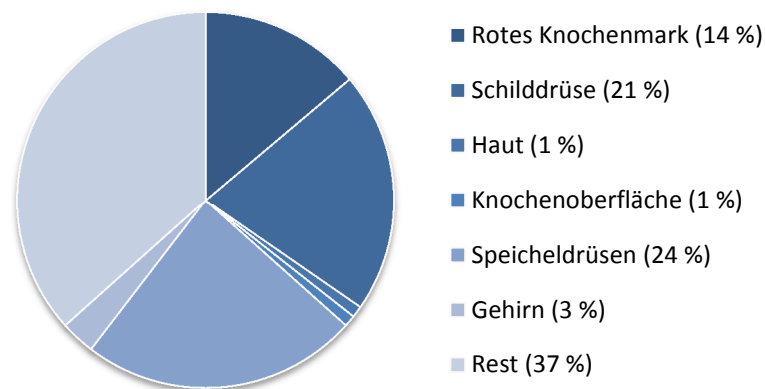


Abb. 4 Durchschnittlicher Anteil verschiedener Organe an der effektiven Dosis [45]

1.2.1 Strahlenbelastung durch KOR

Wie in Kapitel 1.1.1 beschrieben, reichen zur kieferorthopädischen Diagnostik in der überwiegenden Anzahl der Fälle zwei zweidimensionale Röntgenbilder aus, um einen Einblick in die skelettalen Verhältnisse des Patienten zu gewinnen. In der Regel kommt eine Kombination aus Panoramaschichtaufnahme (PSA) und Fernröntgenseitenbild (FRS) zur Anwendung. Die zu den konventionellen orthodontischen Röntgenaufnahmen (KOR) ebenfalls dazuzählenden p.a.-Aufnahmen werden nur noch selten erstellt.

Durch das Digitalisieren der Röntgentechnik konnte die Strahlendosis gegenüber konventionellen analogen Verfahren bereits um ca. 50 % reduziert werden [16]. Die im Folgenden aufgeführten Studien nutzten für ihre Berechnung der effektiven Dosen der KOR ausschließlich digitale Röntgengeräte. In einer Studie von Grünheid et al. wurden effektive Dosen von 21,5 μSv für eine digitale Panoramaschichtaufnahme und 4,5 μSv für ein digitales Fernröntgenseitenbild, zusammen also 26 μSv , ermittelt [46]. Andere

Studienergebnisse zeigen ähnliche Zahlenwerte, beispielsweise 16,1 μSv für die PSA, 5,6 μSv für das FRS und 5,1 μSv für die p.a.-Aufnahme, insgesamt also 26,8 μSv [47]. Signorelli et al. fanden 21,87 μSv für die PSA, 5,03 μSv für das FRS und 8,9 μSv für die p.a.-Aufnahme, zusammen 35,5 μSv [48]. Patcas et al. konnten die effektive Dosis für das FRS mit der Anwendung eines Schilddrüsenschutzes von 5,05 μSv auf 3,3 μSv verringern [49]. Somit kann man heutzutage als Richtgröße von einer effektiven Dosis von ca. **26-35,5 μSv** für die KOR-Kombination PSA + FRS + p.a.-Aufnahme ausgehen.

1.2.2 Strahlenbelastung durch DVT

Seit der Einführung der ersten DVT-Geräte, werden Studien zu der von ihnen ausgehenden Strahlendosis durchgeführt. Ein direkter Vergleich der Geräte ist dabei jedoch fast unmöglich, da die Strahlendosis von zahlreichen Faktoren wie z. B. der Größe des FoV, den angewendeten Aufnahmeparametern oder der Konstitution des Patienten abhängt und daher eine weite Spanne umfasst. In der Literatur wird neben den hohen Kosten für die Anschaffung eines DVT-Gerätes stets auch die hohe Strahlenapplikation als Hauptproblem für den bisher nicht-routinemäßigen Einsatz in der kieferorthopädischen Diagnostik genannt [34, 42, 50]. Eingordnet wird die DVT hinsichtlich der effektiven Dosis aber durchweg zwischen der konventionellen Röntgentechnik und der im zahnmedizinischen Bereich durchgeführten CT. Eine DVT-Aufnahme appliziert also mehr effektive Strahlendosis als eine konventionelle PSA, jedoch weniger als eine CT-Aufnahme [51]. Die DVT sollte deshalb zur kieferorthopädischen Diagnostik der CT vorgezogen werden [52].

Um sich eine Vorstellung davon zu verschaffen, wie hoch die effektive Dosis der DVT ungefähr ist, können verschiedene Leitlinien und aktuelle Studien zurate gezogen werden. In der s2k-Leitlinie der DGZMK aus dem Jahr 2013 werden beispielsweise Mittelwerte effektiver Dosen bei der konventionellen DVT von 92 μSv (bei kleinem FoV von unter 10 cm), 118 μSv (bei mittlerem FoV von 10-15 cm) oder 114 μSv (bei großem FoV von über 15 cm) genannt [53]. Signorelli et al. stellten im Jahr 2016 eine effektive Strahlendosis von 77-131,7 μSv für verschiedene DVT-Aufnahmen fest [48].

Das SEDENTEXCT Projekt hat im Jahr 2012 eine evidenzbasierte Richtlinie für den Einsatz der DVT herausgebracht [54]. Auch dort werden Angaben zur Strahlendosis gemacht. Es wurden dabei sowohl ICRP₂₀₀₇-als auch ICRP₁₉₉₀-konforme Berechnungen berücksichtigt. Die Angaben schwanken enorm. Für ein „kleines“ und „mittleres“ FoV

werden für erwachsene Patienten 11–674 μSv und für ein „großes“ FoV 30–1073 μSv angegeben. Theodorakou et al. haben in einer Studie mit speziellen Phantomen sowohl für 10-jährige Patienten als auch für jugendliche Patienten effektive Dosen ermittelt. Dabei erhielten sie durchschnittlich 116 μSv bzw. 79 μSv , was sich in etwa mit den Werten für erwachsene Patienten deckt [55]. Das belegt auch die Studie von Pauwels et al., in der für acht unterschiedliche Geräte die effektiven Dosen ermittelt wurden. Bei einem großen FoV traten dabei Strahlendosen von 68–368 μSv auf [45]. Bedenkt man, dass die effektive Dosis von KOR bei ca. 26–35,5 μSv liegt, so handelt es sich bei einer DVT-Aufnahme um das bis zu Zehnfache.

1.3 Strahlendosisreduktion bildgebender Verfahren in der KFO

1.3.1 Maßnahmen zur Strahlendosisreduktion

Die bedeutendste und jeder wie auch immer gearteten Röntgenaufnahme vorausgehende Maßnahme zum Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlung ist stets die Stellung der rechtfertigenden Indikation [35]. Hinter dieser Forderung steckt, dass der gesundheitliche Nutzen für den Patienten durch die Röntgenaufnahme größer sein muss als das Risiko, das durch die Strahlenexposition hervorgerufen wird. Der behandelnde Arzt bzw. Zahnarzt muss also jedes Mal genau abwägen, welche Röntgenaufnahme oder -technik zur Anwendung kommen soll, um aus ihr die gewünschte diagnostische Information abzuleiten. Für die dreidimensionale Bildgebung mittels DVT ist eine spezielle Zertifizierung der Zahnärzte und Kieferorthopäden, die DVT-Fachkunde, zwingend erforderlich. Zusätzlich zu den in der Stellungnahme der DGKFO aus dem Jahr 2008 aufgeführten Indikationen für die Anwendung der DVT in der Kieferorthopädie (vgl. Kapitel 1.1.2) kann bei der Planung und Verwendung von Implantaten oder Minischrauben zur skelettalen Verankerung eine DVT-Aufnahme angefertigt werden [56]. Auch bei den in der kieferorthopädischen Praxis bisweilen auftretenden Kiefergelenkerkrankungen [53] oder bei kombiniert kieferorthopädisch-kieferchirurgischen Therapieplanungen kann eine rechtfertigende Indikation gegeben sein [57].

Neben der obligatorischen rechtfertigenden Indikation sollten zusätzliche Maßnahmen zur Reduzierung der effektiven Strahlendosis, insbesondere bei Kindern und Jugendlichen, ergriffen werden, um die Dosis ionisierender Strahlung möglichst gering

zu halten, zumal da diese Patientengruppe einem höheren Risiko, z. B. einer durch die Strahlung ausgelösten Krebserkrankung, ausgesetzt ist [58]. Deshalb wählt der behandelnde Kieferorthopäde zunächst ein geeignetes *Field of View* (FoV) für die entsprechende diagnostische Fragestellung aus. Dieses muss nicht zwangsläufig so klein wie möglich gewählt werden, vielmehr wird empfohlen, auf ein ausreichend großes FoV zu achten, um weitere Aufnahmen wie FRS oder PSA zu vermeiden [37]. Außerdem kann durch eine sinnvolle Einstellung der Expositionsparameter eine zu hohe Bestrahlung des Patienten vermieden werden. Je nach medizinischer Fragestellung, aber auch je nach individueller Konstitution des Patienten, können – abhängig vom verwendeten Gerät – die maßgeblichen Parameter Röntgenröhrenspannung, Stromstärke, Voxelgröße und Bilderfassungsdauer manuell angepasst werden.

Weiterhin lassen sich strahlensensible Organe während der Röntgenaufnahme durch Abdeckung besonders schützen. Neben der obligatorischen Bleischürze kommen zwei weitere sinnvolle Abschirmmöglichkeiten in Betracht. Vor allem durch die Verwendung eines Schilddrüsenschutzes kann die organspezifische Dosis der sehr strahlensensitiven Schilddrüse und dadurch die gesamte effektive Dosis deutlich reduziert werden [48, 59, 60]. Auch die Verwendung eines Augenschutzes ist möglich. Wird eine DVT-Aufnahme zur Erstellung einer FRS-Analyse angefertigt, umfasst die *Region of Interest* den gesamten Gesichtsschädel. Um keine wichtigen kephalometrischen Referenzpunkte zu verdecken, wird hier meistens auf den Augenschutz verzichtet. Für andere Fragestellungen mit einem FoV dieser Größe kommt ein zusätzlicher Augenschutz aber durchaus in Betracht.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass ein Patient generell immer der geringstmöglichen Strahlung ausgesetzt werden sollte. In jedem einzelnen Fall müssen Nutzen und Risiko einer Röntgenaufnahme abgewogen und alle zur Verfügung stehenden und bekannten Maßnahmen getroffen werden, um das Strahlenrisiko des Patienten zu minimieren. Dieses Prinzip heißt ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*) [21]. In den letzten Jahren wurde es weiter entwickelt und in Anlehnung an seinen Vorgänger ALADA (*As Low As Diagnostically Acceptable*) genannt [61], da es bei der Auswahl der applizierten Röntgenstrahlung auch die diagnostische Fragestellung berücksichtigt. Dies bedeutet einen Wandel hin zur individuell gewählten, indikationsabhängigen Dosisapplikation. In der englischsprachigen Literatur wird dafür auch der Begriff „*Task-Specific Intensity Profile*“ verwendet [62]. Bisher gibt es nur

vereinzelt Literatur über konkrete Konzepte oder Methoden zur indikationsabhängigen Dosisreduktion. In einer Studie aus dem Jahr 2014 wird empfohlen, bei der Anfertigung einer DVT-Aufnahme das Vorschau-Bild nach bestimmten Gesichtspunkten zu untersuchen und anschließend die Parameter einzustellen, mit denen der komplette Scan durchgeführt wird. Wang et al. nennen dieses Verfahren „Task-Specific Dose Reduction“ (TSDR) [63].

Auf diesem Gedanken beruht auch das IADR-Konzept (IADR = indikationsabhängige Dosisreduktion), das den in dieser Arbeit vorliegenden Untersuchungen als Grundlage dient.

1.3.2 Indikationsabhängige dosisreduzierte DVT (IADR-DVT)

Bei der IADR-DVT handelt es sich um einen modernen Ansatz, der dem Prinzip der kleinstmöglichen Strahlung bei größtmöglicher diagnostischer Aussagekraft Rechnung trägt. Dabei wird einerseits nach Indikation, andererseits nach Alter und Konstitution des Patienten die jeweils geringstmögliche Strahlendosis ausgewählt und appliziert: Es geht also eher um ein Konzept als um die Vorgabe einer konkreten Strahlendosis. Bei vielen sich derzeit auf dem Markt befindlichen DVT-Geräten ist eine so spezifische manuelle Einstellung der Expositionsparameter jedoch (noch) nicht möglich. Mit dem *ProMax 3D Mid* hat die Firma Planmeca (Helsinki, Finnland) im Jahr 2013 ein Gerät auf den Markt gebracht, mit dem sich dieses Konzeptes realisieren lässt. Es handelt sich hierbei um einen digitalen Volumentomographen, der zahlreiche individuelle Einstellungen zulässt. Er verfügt über den Bereich *Ultra Low Dose* (ULD), bei dem der Anwender noch einmal zwischen den drei Modi *High Definition* (ULD-HD), *Normal Dose* (ULD-ND) und *Low Dose* (ULD-LD) wählen kann. Innerhalb eines Modus können zusätzlich das FoV (20 x 17 cm, 20 x 10 cm, 10 x 10 cm) und die Strahlenparameter Anodenspannung (54–90 kV), Anodenstrom (1–14 mA), Scanzeit (18–26 s) und Voxelgröße (0,2–0,6 mm) eingestellt werden. Es kann also durch die geeignete Auswahl der oben beschriebenen Parameter ein patientenspezifischer IADR-DVT-Datensatz angefertigt werden. In einer dieser Arbeit vorausgegangenen Studie sind erstmalig verschiedene, in Tabelle 1 dargestellte Scan-Protokolle hinsichtlich ihrer Strahlendosis untersucht worden. Von den dort ermittelten effektiven Dosiswerten geht die vorliegende Arbeit aus [20].

Tabelle 1 Expositionsparameter verschiedener Modi des Gerätes ProMax 3D Mid (Fa. Planmeca, Helsinki, Finnland) [20]

Expositionsparameter	IADR-HD	IADR-ND	IADR-LD	IADR-LD
Röntgenröhrenspannung (kV)	90	90	90	90
Stromstärke (mA)	7,1	7,1	5	2
Bilderfassungsdauer (s)	12	9	9	9
Strahlungsenergie (mAs)	85,2	63,9	45	18
Voxelgröße (mm)	0,2	0,4	0,6	0,6
Field of View (cm)	20 x 17	20 x 17	20 x 17	20 x 17
Effektive Dosis (μSv)	63,9	47,9	33,7	13,5

HD = High Definition Modus, ND = Normal Dose Modus, LD = Low Dose Modus

Wählt man die Einstellung IADR-LD mit einem ein FoV von 20 x 17 cm, stellt eine Röntgenröhrenspannung von 90 kV ein, eine Bilderfassungsdauer von 9 s, eine Voxelgröße von 0,6 mm und reduziert nun die Stromstärke von 5 mA auf 2 mA (was einer Strahlungsenergie von 18 mAs entspricht), so verringert sich die effektive Dosis auf 13,5 μSv . Wendet man dann noch zusätzlich einen Schilddrüsenschutz bei den geröntgten Patienten an, so erhält man eine effektive Strahlendosis von **12,3 μSv** [20]. Das bedeutet eine Reduktion um mehr als 90 % im Vergleich zur herkömmlichen DVT. Außerdem wird dabei eine über 50 % geringere Strahlendosis als bei zwei KOR-Aufnahmen, beispielsweise PSA und FRS, auf den Patienten appliziert. Die von der Firma Planmeca angegebenen 18 μSv werden also in der Praxis unter bestimmten Bedingungen sogar unterschritten [64].

1.4 Qualität bildgebender Verfahren in der KFO

1.4.1 Die Bildqualität als subjektive Kenngröße

Bildqualität im medizinischen Bereich bedeutet Erkennbarkeit im Hinblick auf die diagnostische Fragestellung. Der Betrachter eines Röntgenbildes muss zwingend alle diagnostisch wichtigen Details erkennen können, um daraus Diagnose und Therapie ableiten zu können. Wie beim ALADA-Prinzip (vgl. Kapitel 1.3.1) kann es auch mit der Bildqualität gehalten werden: Sie muss so gut wie für die diagnostische Fragestellung nötig und nicht unbedingt so gut wie technisch möglich sein.

Das Wahrnehmungsvermögen des Betrachters spielt dabei eine entscheidende Rolle, denn Qualitätsmerkmale wie Bildschärfe, Kontrast, Farbwiedergabe oder

Detailzeichnung sind in der Regel nicht objektiv messbar. Daraus folgt, dass die Bildqualität vielmehr als eine Art subjektive Kenngröße anzusehen ist.

Physikalische Größen wie Röntgenröhrenspannung, Stromstärke oder Belichtungszeit haben nicht nur einen nachweisbaren Einfluss auf die effektive Strahlendosis, sondern auch auf die Bildqualität. Auch die Art des Röntgenverfahrens wirkt sich auf die Bildqualität aus. Der Digitalen Volumentomographie wird von Loubele et al. beispielsweise eine höhere Detailtreue von kleinen Knochenstrukturen zugeschrieben als der Computertomographie [65].

1.4.2 Die Fernröntgenanalyse als Mittel zur Überprüfung der Bildqualität

Zur Überprüfung der Bildqualität von Röntgenbildern finden sich in der Literatur unterschiedliche Verfahren.

Beispielsweise wird die Einschätzung der Bildqualität von mehreren Behandlern auf Übereinstimmung geprüft, indem sie verschiedene Gewebearten eines Zahnes voneinander differenzieren [66, 67]: Die Behandler beurteilen an fünf verschiedenen Stellen eines Zahnes mittels eines Bewertungssystems die Erkennbarkeit und Abgrenzbarkeit von dentalen und parodontalen Strukturen. Dabei müssen die Grenzen von Schmelz und Dentin, von Dentin und Pulpa sowie der Parodontalspalt an drei Stellen der Wurzel betrachtet und bewertet werden. Jede dieser fünf Stellen wird an jedem vorhandenen Zahn auf einer 5-Stufen-Skala von *excellent* bis *insufficient* eingestuft. Durch die Bewertung aller vorhandenen Zähne und die Berechnung des durchschnittlichen Scores wird auf die Qualität des Röntgenverfahrens geschlossen. Da in der allgemeinen Zahnmedizin oft konservierende, chirurgische oder implantatprothetische Fragestellungen mithilfe von Röntgenaufnahmen untersucht werden, sind Aussagen von Studien mit dieser Methode hilfreich und aussagekräftig.

Eine andere Methode ist der Vergleich digitaler Messungen von bestimmten anatomischen Strukturen mit den tatsächlich ermittelten Größen. Die so erhaltenen Übereinstimmungen liefern ebenfalls eine Information über die Bildqualität [68, 69].

In der Kieferorthopädie wird zur Beurteilung der Bildqualität sowohl für invitro- als auch für invivo- Studien die seit Jahrzehnten etablierte Fernröntgenseitenanalyse genutzt. Es werden sowohl dentale als auch knöcherne Strukturen und Weichteilstrukturen in Form von kephalometrischen Referenzpunkten bestimmt. Vom Betrachter müssen gewisse Grenzen von Gewebestrukturen eindeutig erkannt und Wendepunkte, Minima und

Maxima oder Tangentialpunkte an diesen Strukturen identifiziert oder konstruiert werden. Dabei wird überprüft, ob die FRS-Analyse in verschiedenen Röntgenverfahren gleiche Messwerte ergibt. Ist dies der Fall, wird eine gute Bildqualität angenommen. Zusätzlich zur Aussage über die Bildqualität wird gleichzeitig auch in klinischer Hinsicht die Verwendbarkeit des untersuchten Röntgenverfahrens für die kieferorthopädische Arbeit evaluiert.

In vergleichbaren Studien wurde die Bildqualität von DVT-Datensätzen im Vergleich zu konventionellen FRS auch mittels Fernröntgenanalyse überprüft [70, 71]. Die Studien fanden mit digitalen Volumentomographen mit einer bisher üblichen Strahlendosis statt. Dabei wurde einheitlich festgestellt, dass die Winkel- und Streckenmessungen der Fernröntgenanalysen mit einer gleich guten Reproduzierbarkeit durchgeführt werden konnten, die Bildqualität von konventionellen FRS und den aus den regulären DVT-Datensätzen generierten Fernröntgenansichten also vergleichbar gut war [72]. Die FRS-Analyse kann also sowohl am konventionellen Fernröntgenseitenbild als auch an aus DVT-Datensätzen generierten Fernröntgenansichten ohne Unterschied durchgeführt werden [73, 74]. Auch in der vorliegenden Arbeit ist die FRS-Analyse als Mittel zur Überprüfung der Bildqualität eingesetzt worden. Da aus den dreidimensionalen IADR-DVT-Datensätzen zweidimensionale Fernröntgenansichten rekonstruiert wurden, ist die FRS-Analyse auch auf diese übertragbar und anwendbar.

2 Fragestellung

Röntgenaufnahmen sind ein essentieller Bestandteil der kieferorthopädischen Diagnostik. Derzeit ist es üblich, bei allen Patienten, bei denen eine Indikation für eine kieferorthopädische Behandlung vorliegt, mindestens zwei unterschiedliche Röntgenbilder anzufertigen, eine Panoramaschichtaufnahme (PSA) und ein konventionelles Fernröntgenseitenbild (FRS). Gegebenenfalls kommt noch eine p.a.(posterior-anterior)-Aufnahme zur Darstellung der dritten Ebene hinzu. Die effektive Strahlendosis dieser digitalen Röntgenaufnahmen beträgt nach aktuellen Studien insgesamt ca. 26-35,5 μSv .

Sollte sich nach der Auswertung der konventionellen Röntgenaufnahmen eine rechtfertigende Indikation für eine DVT-Aufnahme ergeben, erhöht sich die Strahlenexposition für den Patienten noch einmal erheblich.

Grundsätzlich sollte jedoch die effektive Strahlendosis, die den Patienten beim Röntgen zugeführt wird, so gering wie möglich gehalten werden, besonders wenn es sich wie in der Kieferorthopädie meist um jugendliche, im Wachstum befindliche Patienten handelt. So ist mit modernen digitalen Volumentomographen, bei denen sich nach dem IADR-Prinzip (IADR = indikationsabhängige Dosisreduktion) die Expositionsparameter individuell einstellen lassen, eine deutlich geringere effektive Dosis realisierbar.

Ziel dieser Studie ist es nun zu prüfen, ob die Bildqualität einer IADR-DVT-Aufnahme, bei der die effektive Strahlendosis nur 12,3 μSv beträgt, ausreicht, um reproduzierbare Aussagen für die kieferorthopädische Diagnostik jugendlicher Patienten zu erhalten.

Methodisch werden dazu vergleichende Untersuchungen zur intraindividuellen und interindividuellen Erkennbarkeit von kephalometrischen Referenzpunkten in drei unterschiedlichen aus indikationsabhängigen, stark dosisreduzierten DVT-Datensätzen generierten Fernröntgenansichten und in konventionellen digitalen Fernröntgenseitenbildern durchgeführt.

Nach Evaluation der Ergebnisse ist dann zu überlegen, ob in Zukunft auf die konventionellen orthodontischen Röntgenaufnahmen zugunsten eines einzigen IADR-DVT-Scans verzichtet werden kann.

Mit der vorliegenden Arbeit sollen daher folgende Hypothesen überprüft werden:

1. Im konventionellen FRS können Strecken und Winkel anhand von definierten kephalometrischen Referenzpunkten intraindividuell reproduzierbar erfasst werden.
2. In drei verschiedenen, aus einem IADR-DVT-Datensatz rekonstruierten, seitlichen Fernröntgenansichten können Strecken und Winkel anhand von definierten kephalometrischen Referenzpunkten intraindividuell reproduzierbar erfasst werden.
3. Im konventionellen FRS können Strecken und Winkel anhand von definierten kephalometrischen Referenzpunkten interindividuell reproduzierbar erfasst werden.
4. In drei verschiedenen, aus einem IADR-DVT-Datensatz rekonstruierten, seitlichen Fernröntgenansichten können Strecken und Winkel anhand von definierten kephalometrischen Referenzpunkten interindividuell reproduzierbar erfasst werden.
5. Quantitative Vermessungen in den aus einem IADR-DVT-Datensatz rekonstruierten, seitlichen Fernröntgenansichten unterscheiden sich nicht von den Messungen in konventionellen Fernröntgenbildern.

3 Methodik

3.1 Allgemeine Methodik

3.1.1 Studiendesign

In der vorliegenden retrospektiven experimentellen Studie wurden konventionelle digitale Fernröntgenseitenbilder und aus IADR-DVT-Datensätzen rekonstruierte Fernröntgenansichten von 20 jugendlichen kieferorthopädischen Patienten anhand einer kephalometrischen Analyse miteinander verglichen. Die dreidimensionalen DVT-Aufnahmen erfolgten hierbei mit einer sehr viel niedrigeren Strahlendosis als bisher üblich. Zur Gegenüberstellung der beiden Röntgentechniken wurden aus den digitalen Volumentomogrammen in einer speziellen Auswertungssoftware jeweils drei verschiedene zweidimensionale Fernröntgenansichten generiert. Folgende drei Bildmodi wurden dazu ausgewählt:

1. *X-ray + Soft Tissue*
2. *Soft + Bone*
3. *MIP (Maximum Intensity Projection).*

Anschließend wurden in allen vier Bildtypen unterschiedliche Winkel und Strecken mittels einer standardisierten kieferorthopädischen Fernröntgenanalyse ermittelt. Der Vergleich der gemessenen Parameter erlaubt Rückschlüsse auf die Bildqualität und damit auf die klinische Verwendbarkeit der IADR-DVT für die kieferorthopädische Diagnostik. Die untersuchten Winkel und Strecken setzten sich sowohl aus skelettalen als auch aus dentalen Winkeln und Strecken sowie aus Weichteilwinkeln und Weichteilstrecken zusammen.

Die Durchführung der Fernröntgenanalyse erfolgte für diese Studie zunächst mehrfach durch einen Behandler (B1) und wurde danach zur Überprüfung der interindividuellen Reproduzierbarkeit der Messungen zusätzlich von zwei weiteren, unabhängigen Behandlern (B2 und B3) jeweils einfach durchgeführt. Es wurde ein dreistufiges Studiendesign erstellt, bei dem auf Stufe 1 die Messungen eines Behandlers, auf Stufe 2 die Messungen der drei Behandler untereinander und auf Stufe 3 die Geräte miteinander verglichen wurden. Abbildung 5 veranschaulicht die einzelnen Phasen der Studie. Die statistische Auswertung der Messdaten erfolgte durch einen Äquivalenztest.

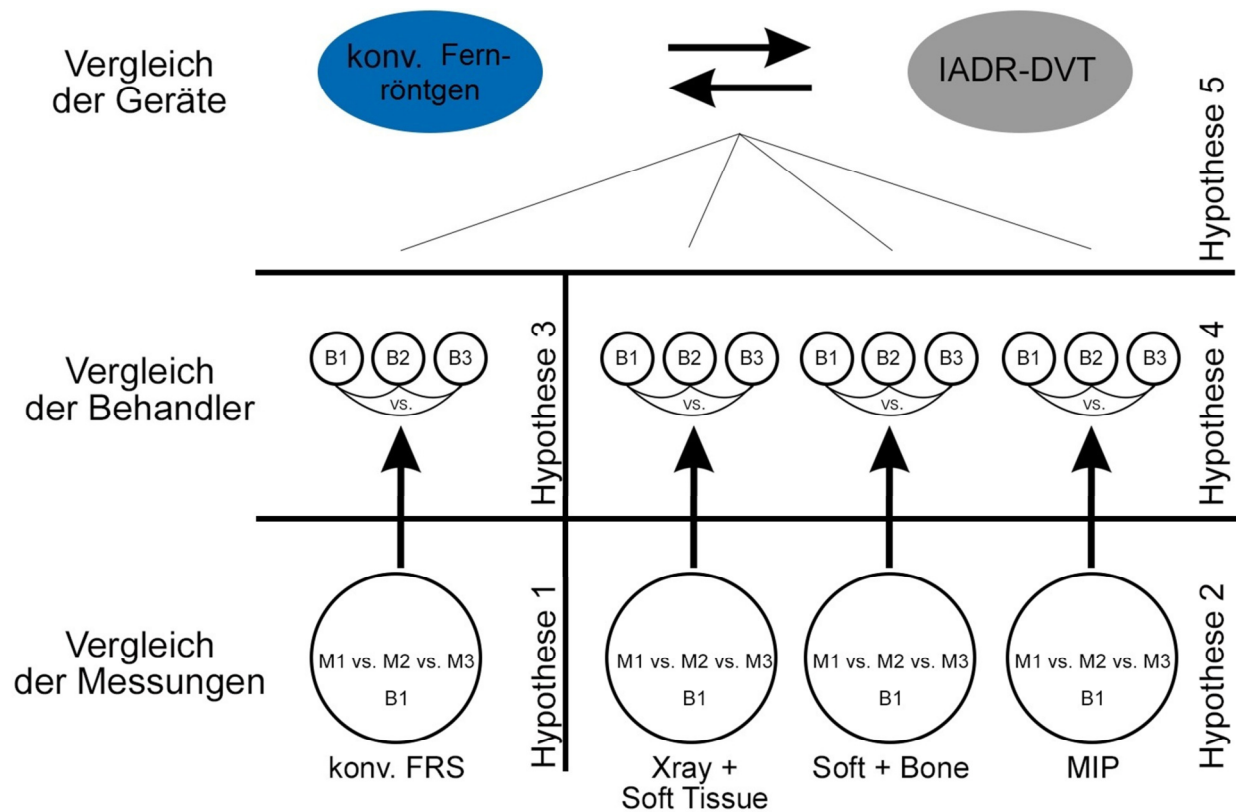


Abb. 5 Schematische Darstellung des dreistufigen Studiendesigns; B = Behandler, M = Messung

3.1.2 Patientengut

Nach Genehmigung der Studie durch die Ethikkommission der Charité - Universitätsmedizin Berlin (Antragsnummer EA2/109/16) wurden im ersten Schritt die zu untersuchenden Röntgenbilder und DVT-Datensätze ausgewählt. Dazu wurden in der kieferorthopädischen Fachpraxis von Frau Dr. Kerstin Wiemer die digitalen Karteikarten von Patienten im Alter von 9–17 Jahren gesichtet, bei denen zusätzlich zum konventionellen digitalen Fernröntgenseitenbild im Rahmen der kieferorthopädischen Erstdiagnostik auch eine IADR-DVT-Aufnahme bei MESANTIS© Berlin angefertigt worden war. Bei allen Patienten lag sowohl eine medizinische Indikation zur kieferorthopädischen Behandlung nach dem KIG (Kieferorthopädische Indikationsgruppen)-Katalog der BEMA (Bewertungsmaßstab zahnärztlicher Leistungen) als auch darüber hinaus eine rechtfertigende Indikation für eine DVT-Aufnahme vor.

DVT-Datensätze von Patienten, die mit einem Abstand von über 30 Tagen voneinander erstellt worden waren, sowie Röntgenbilder, die aufgrund einer falschen Positionierung des Patienten im Röntgengerät, falscher Interkuspitation während der Aufnahme oder Unschärfe aufgrund von Kopfbewegungen unbrauchbar waren, wurden bei der Auswahl nicht berücksichtigt. Alle IADR-DVT-Aufnahmen mussten aus Gründen der Vergleichbarkeit dieselben Expositionsparameter aufweisen.

Es konnten 20 Patienten ermittelt werden, bei denen sowohl konventionelle digitale Fernröntgenseitenbilder als auch IADR-DVT-Datensätze vorhanden waren und die folglich in die Studie eingeschlossen werden konnten.

Tabelle 2 Altersverteilung des untersuchten Patientenguts

Patienten	Anzahl	Durchschnittsalter
männlich	6	12 Jahre 3 Monate
weiblich	14	11 Jahre 4 Monate
insgesamt	20	11 Jahre 7 Monate

Die Patienten und deren Erziehungsberechtigte waren zuvor im Rahmen der standardmäßigen Aufklärung mündlich von der Fachärztin für Kieferorthopädie, Frau Dr. Kerstin Wiemer, über die Notwendigkeit der Erstellung von Röntgenaufnahmen informiert worden. Bei allen lag das Einverständnis vor.

3.1.3 Anfertigung der konventionellen Fernröntgenseitenbilder

Die konventionellen digitalen Fernröntgenseitenbilder (konv. FRS) sind anlässlich der kieferorthopädischen Erstdiagnostik in der Fachpraxis von Frau Dr. Kerstin Wiemer mit dem Gerät *Orthophos Plus DS Ceph* (Fa.Sirona, Wals, Österreich) angefertigt worden. Jeder Patient wurde dabei sorgfältig im Kephhalostaten positioniert. Der Kopf des Patienten wurde nach der Frankfurter Horizontalen ausgerichtet. Die Ohrstöpsel wurden zur Festlegung der Transversalebene angebracht, die Nasenstütze zur zusätzlichen Fixierung des Kopfes im Gerät. Die Bipupillarlinie wurde parallel zur Horizontalebene ausgerichtet. Jeder Patient wurde angewiesen, während der Aufnahme in maximaler Interkuspitation zu verharren, also mit den Zahnreihen fest aufeinander zu beißen. Nach dem Auslösen des Röntgenstrahls wurden die Aufnahmen direkt von der digitalen

Speicherfolie in die Software *Sidexis XG* (Fa. Sirona, Wals, Österreich) importiert. Von dort aus konnten die Röntgenbilder zur weiteren Verwendung in die Bearbeitungssoftware *FR-WIN* (Fa. Computer Konkret, Falkenstein, Deutschland) übertragen werden.

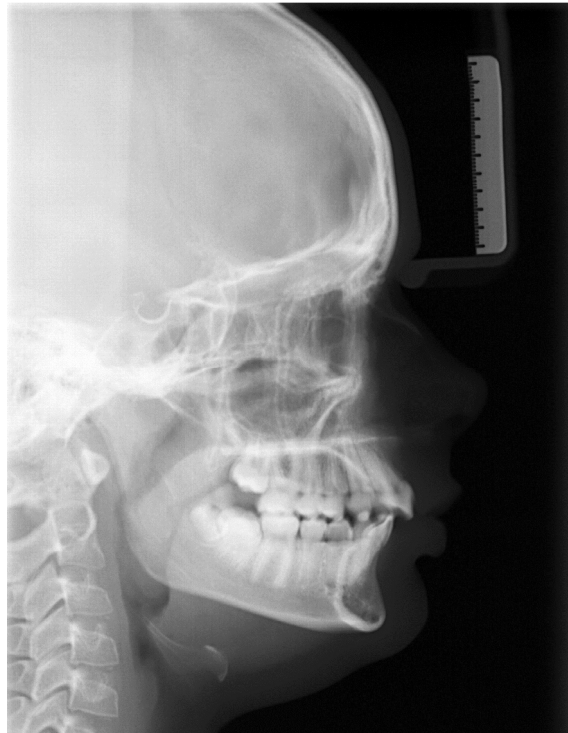


Abb. 6 Konventionelles digitales Fernröntgenseitenbild (FRS), *Sidexis XG* (Fa. Sirona, Wals, Österreich), mit integrierter Millimeterskala an der justierbaren Nasenstütze

Je nach Alter, Größe und Konstitution des Patienten wurde ein entsprechendes Aufnahmeprogramm am Gerät ausgewählt. Röntgenröhrenspannung, Stromstärke und Belichtungszeit variieren demnach minimal. Tabelle 2 zeigt den Umfang der Parameter, die bei den 20 Patienten dieser Studie angewendet wurden.

Tabelle 3 Aufnahmeparameter der untersuchten konventionellen digitalen Fernröntgenseitenbilder

Aufnahmeparameter	
Röntgenröhrenspannung (kV)	69–77
Stromstärke (mA)	14–15
Belichtungszeit (s)	0,27
Strahlungsenergie (mAs)	3,87–4,05

3.1.4 Anfertigung der IADR-DVT-Datensätze

Die IADR-DVT-Datensätze sind alle im 3D-Röntgeninstitut MESANTIS© Berlin angefertigt worden. Zuvor wurde die jeweils notwendige rechtfertigende Indikation von der Fachzahnärztin für Kieferorthopädie Fr. Dr. Kerstin Wiemer, die zu diesem Zweck die DVT-Fachkunde besitzt, gestellt. Darunter waren unter anderem die Abklärung eines zusätzlichen Zahngewebes, das Vorkommen eines Mesiodens', die Abklärung von Nichtanlagen, die Bestimmung von peridentalem Knochenangebot bei geplantem Lückenschluss, die Expansion eines Zahnbogens, approximale Schmelzreduktion und die Protrusion von Unterkiefer-Frontzähnen.

Die Aufnahmen erfolgten mit dem Gerät *ProMax 3D Mid* (Fa. Planmeca, Helsinki, Finnland). Die Patienten wurden sowohl nach der Okklusionsebene als auch nach den Referenzpunkten Nasenspitze, Porion rechts und Porion links im DVT-Gerät ausgerichtet und mit kleinen Kopfstützen fixiert. Jeder Patient wurde dazu angehalten, während der Aufnahme die maximale Interkuspitation einzunehmen.

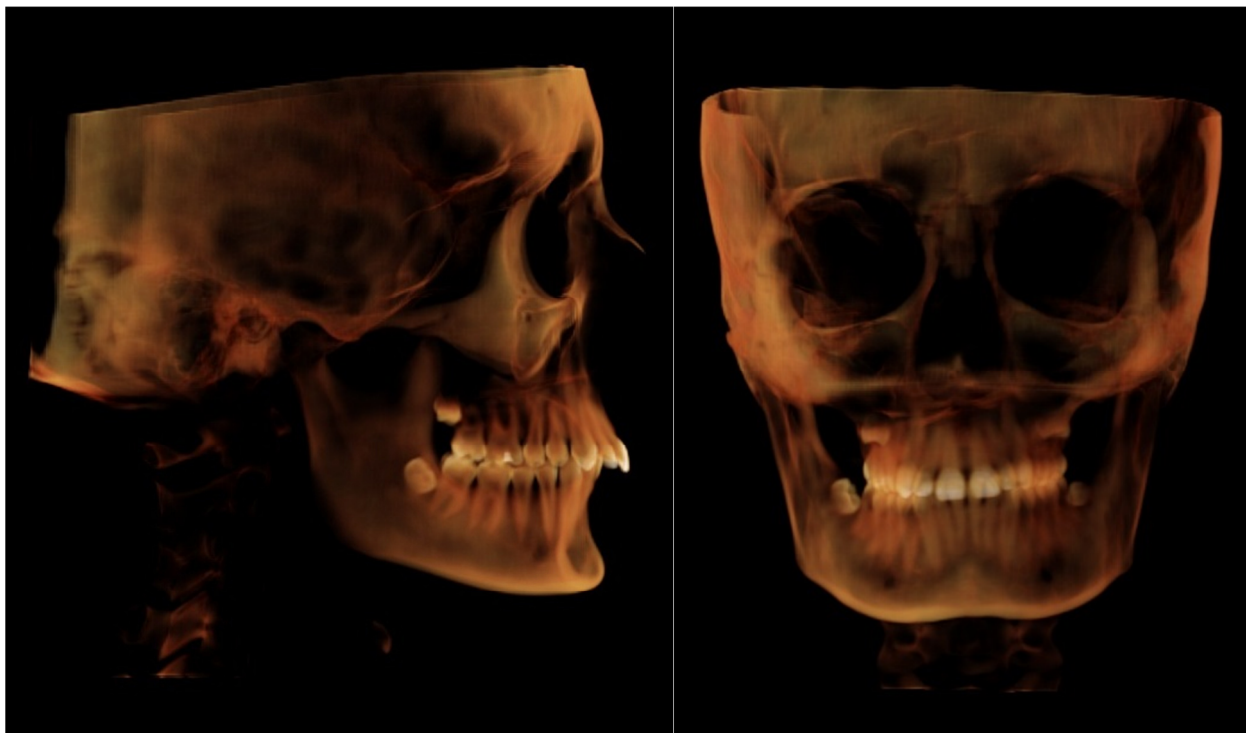


Abb. 7 Lateral- und Frontalansicht eines dreidimensionalen IADR-DVT-Datensatzes im *Volume-Render-Mode* der Software *InVivo Dental 5.1* (Fa. Anatomage Inc., San Jose, Kalifornien)

Die so gewonnenen Datensätze wurden im DICOM-Format (*Digital Imaging and Communications in Medicine*; deutsch: Digitale Bildverarbeitung und -kommunikation in der Medizin) gespeichert und anschließend mit der speziellen Auswertungssoftware *InVivo Dental 5.1* (Fa. Anatomage Inc., San Jose, Kalifornien) geöffnet und bearbeitet. Für diese Studie wurden 20 Datensätze von Patienten im Alter von 9–17 Jahren ausgewählt, die alle mit einem zylindrischen FoV von 20 x 17 cm und identischen Expositionsparametern gescannt wurden, damit später eine Aussage über die Verwertbarkeit genau dieses IADR-Protokolls für die kieferorthopädische Diagnostik getroffen werden konnte. Die IADR-DVT-Scans wurden in einem Zeitraum von maximal 30 Tagen nach der Aufnahme des konventionellen FRS angefertigt und bei MESANTIS© Berlin im Langzeitarchiv gespeichert.

Tabelle 4 Aufnahmeparameter der untersuchten IADR-DVT-Datensätze. Bei diesem Scan-Protokoll mit zusätzlichem Schilddrüsenschutz betrug die effektive Dosis **12,3 µSv**.

Aufnahmeparameter	
Röntgenröhrenspannung (kV)	90
Stromstärke (mA)	2
Bilderfassungsdauer (s)	9
Strahlungsenergie (mAs)	18
Voxelgröße (mm)	0,6
Field of View (cm)	20 x 17

Für diese Studie sind drei verschiedene zweidimensionale Ferröntgenansichten aus den DICOM-Datensätzen generiert und gespeichert worden, um sie anschließend mithilfe der konventionellen Ferröntgenseitenanalyse vermessen zu können. Es wurden die voreingestellten Bildmodi *Xray + Soft Tissue*, *Soft + Bone* und *MIP* der Auswertungssoftware ausgewählt. Jeder dieser drei Modi hat unterschiedliche Vorteile im Hinblick auf die Opazität der einzelnen Gewebearten. Im Modus *Xray + Soft Tissue* werden knöcherne Strukturen herausgefiltert, im Modus *Soft + Bone* werden die Weichgewebe besonders gewichtet und im Modus *MIP* (= *maximum intensity projection*) wird der Schädel des Patienten durch direkte Rekonstruktion des dem Fokus jeweils nächstgelegenen dichtesten Gewebes visualisiert. Um die Ansichten zu erstellen, wurde zunächst der DICOM-Datensatz des entsprechenden Patienten in der Software *InVivo Dental 5.1* (Fa. Anatomage Inc., San Jose, Kalifornien) aufgerufen und

in der Sagittalebene nach der Frankfurter Horizontalen ausgerichtet. Dazu wurden im *Volume-Render-Mode* die Punkte Porion und Orbitale mit dem Markerwerkzeug festgelegt und dann mittels der Funktion *patient orientation* so lange justiert, bis die angezeigten Koordinaten einen annähernd gleichen Zahlenwert anzeigten.

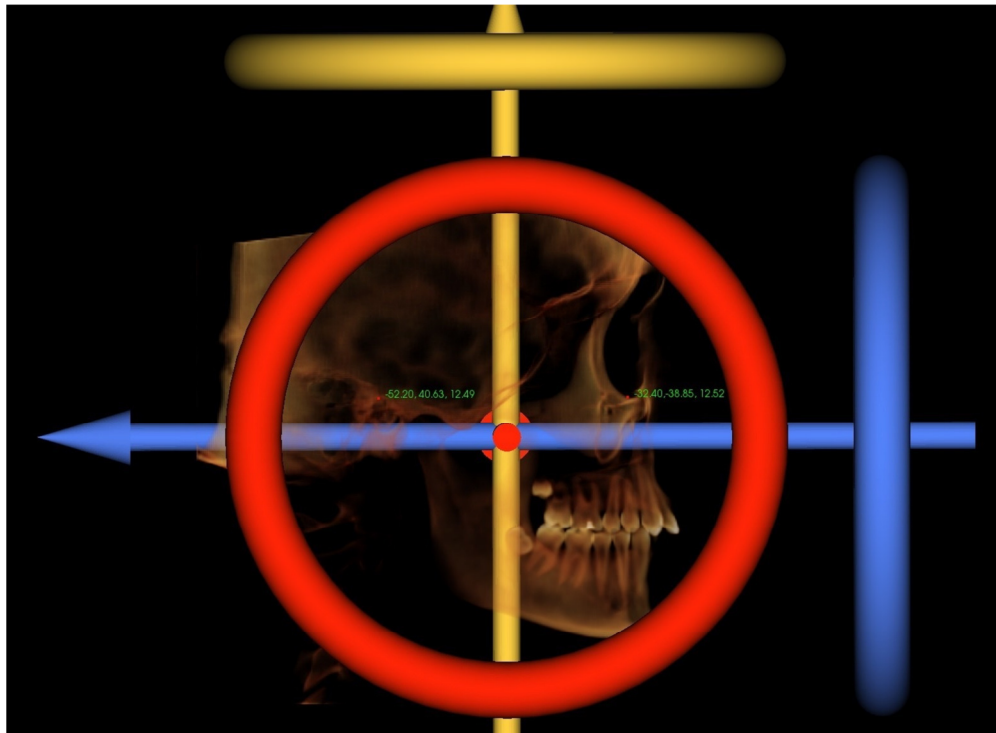


Abb. 8 DICOM-Datensatz im *Volume-Render-Mode* mit eingefügten Markern an den Punkten Orbitale und Porion. Die Koordinaten an dritter Stelle sollten annähernd gleich groß sein. Diese Abbildung entstammt der Software *InVivo Dental 5.2* (Fa. Anatomage Inc., San Jose, California), da zwischen der Durchführung der Studie und dem Erstellen des Screenshots ein Softwareupdate durchgeführt wurde.

Nach der Reorientierung des Datensatzes wurde das Arbeitsfeld *Super Ceph* ausgewählt. Die drei Bildmodi *Xray + Soft Tissue*, *Soft + Bone* und *MIP* wurden nacheinander mit der linken Maustaste ausgewählt und die so entstandenen Bilder wurden im JPEG-Format in der programmeigenen *Gallery* gespeichert und anschließend in das Bearbeitungsprogramm *FR-WIN* (Fa. Computer Konkret, Falkenstein, Deutschland) exportiert. Die einzelnen Ansichten können jederzeit reproduziert werden. Abbildungen 9, 10 und 11 zeigen die drei ausgewählten Bildmodi.

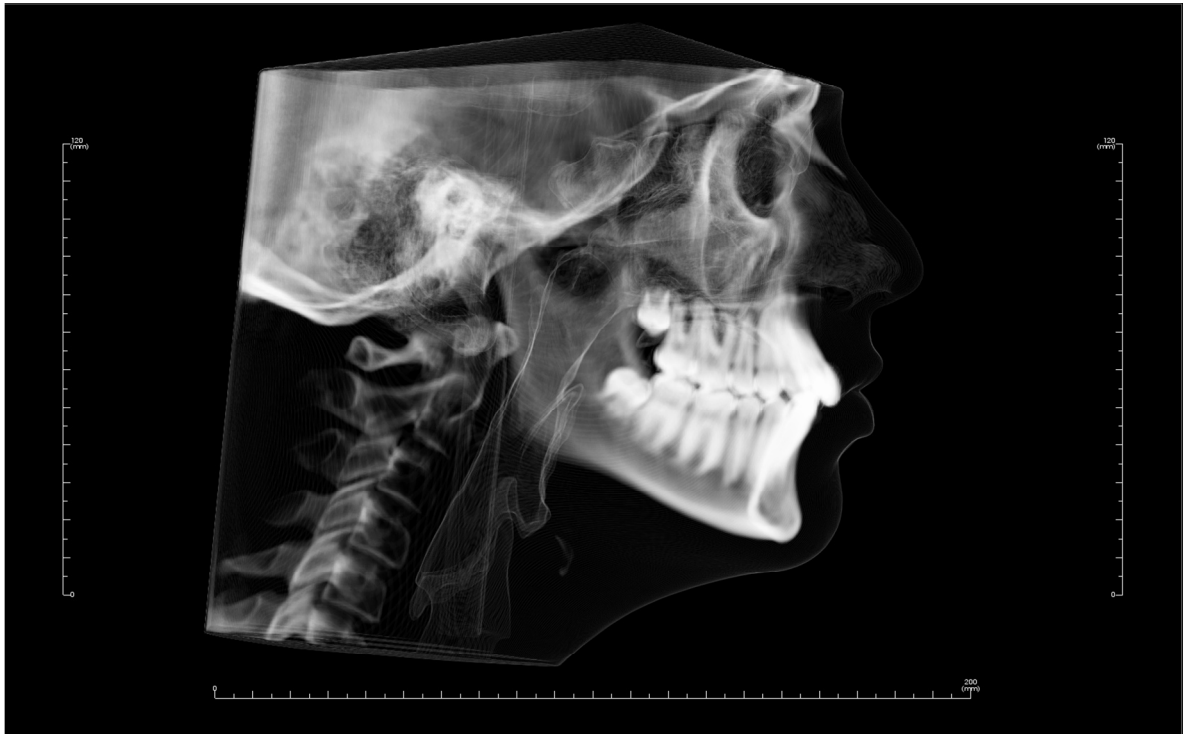


Abb. 9 2D-Ferröntgenansicht des IADR-DVT-Datensatzes im Bildmodus *Xray + Soft Tissue*

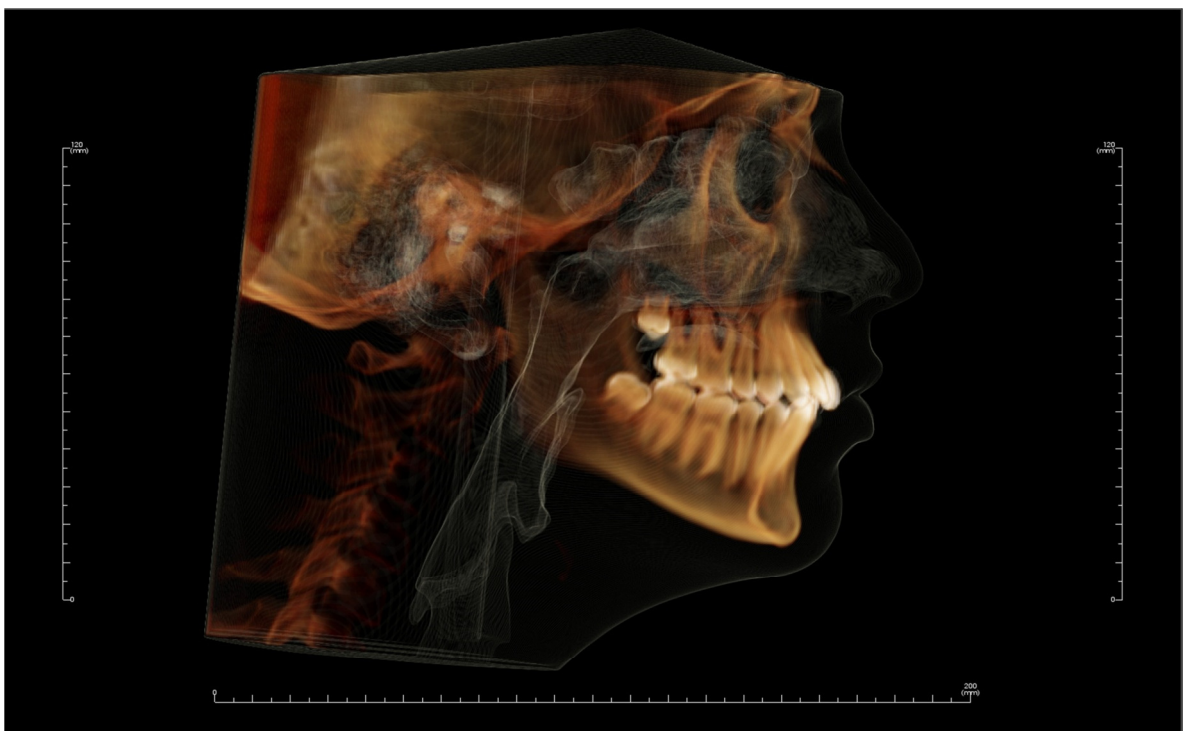


Abb. 10 2D-Ferröntgenansicht des IADR-DVT-Datensatzes im Bildmodus *Soft + Bone*

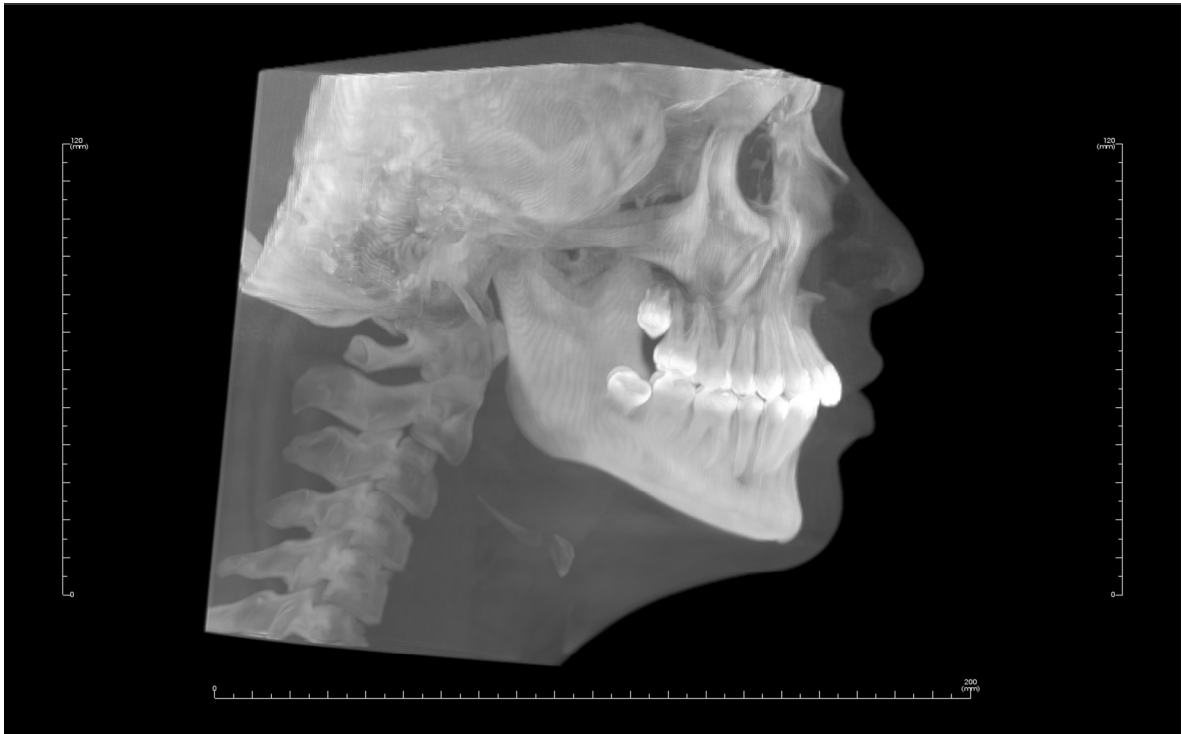


Abb. 11 2D-Fernröntgenansicht des IADR-DVT-Datensatzes im Bildmodus *MIP*

3.1.5 Betrachtungsmonitor und Auswertungssoftware

Sämtliche Röntgenbilder wurden zu allen Zeitpunkten sowohl von Behandler 1 als auch von Behandler 2 und 3 im Befundungszentrum von MESANTIS© Berlin an einem nach DIN 6868-57 für Anwendungskategorie B genormten Betrachtungsmonitor durchgeführt. Es handelte sich hierbei um den EIZO RadiForce FlexScan MX240W Slim Edge (Fa. Eizo Europe GmbH, Mönchengladbach, Deutschland). Die Bildauflösung betrug 1920 x 1200 Pixel, das Kontrastverhältnis war 400:1 und die Helligkeit/Leuchtdichte betrug ca. 320 cd/m².

Für das Einzeichnen der kephalometrischen Referenzpunkte wurden die Bilder anonymisiert in die Auswertungssoftware *FR-WIN* (Fa. Computer Konkret, Falkenstein, Deutschland) importiert und dort gespeichert. Es wurden lediglich eine neu generierte ID (Identifikationsnummer), das Alter und das Geschlecht der Patienten festgehalten. Weitere personengebundene Daten wurden für diese Studie nicht gespeichert oder gelagert. Der Befundungsraum wurde für die Messungen abgedunkelt, es befanden sich keine spiegelnden Gegenstände darin. So wurden Störfaktoren beim Erkennen der anatomischen Strukturen ausgeschlossen.

3.1.6 Messmethodik

Bevor mit den Messungen an den Röntgenbildern begonnen werden konnte, mussten jeweils alle 4 Bildarten eines Patienten kalibriert werden, um später die Messwerte miteinander vergleichen zu können. Dazu wurden die Bilder einzeln in der Auswertungssoftware *FR-WIN* (Fa. Computer Konkret, Falkenstein, Deutschland) aufgerufen und die in jedem Bild vorhandene Millimeterskala mittels des Softwarewerkzeugs *Lineal* auf die gleichen Abstände eingestellt. Die Kalibrierung wurde für alle weiteren Verwendungen der Bilder gespeichert, so dass alle Messwiederholungen immer an denselben Bildern durchgeführt werden konnten.

Anschließend wurden die 80 Röntgenbilder den drei Behandlern vorgelegt. Diese verfügten neben den notwendigen kieferorthopädischen Kenntnissen der Fernröntgenanalyse auch über die DVT-Fachkunde und über intensive Erfahrung mit der Auswertung von DVT-Aufnahmen. Behandler 1 wertete die Röntgenbilder zu drei Zeitpunkten jeweils einmal aus. Zwischen den Messreihen M1, M2 und M3 lagen jeweils 14 Tage. Behandler 2 und Behandler 3 führten die im Folgenden beschriebene Analyse nach einer entsprechenden Einweisung jeweils einmal durch. Den Behandlern war es gestattet, bei Bedarf zum Setzen der kephalometrischen Referenzpunkte eine Vergrößerung der jeweiligen Ansicht vorzunehmen.

Die durchgeführte Fernröntgenanalyse ist angelehnt an die Analyse nach Segner und Hasund [28]. Ihr wurden 19 der dort beschriebenen 20 Parameter entnommen. Der Parameter Index wurde in dieser Studie aus Praktikabilitätsgründen weggelassen, da er in % angegeben wird. Er kann jedoch leicht über die Strecken N-Sp' und Sp'-Gn berechnet werden, welche hier berücksichtigt wurden. Zusätzlich wurde die Ästhetiklinie nach Ricketts bestimmt und der Unterlippenpunkt eingezeichnet [75]. Insgesamt beinhaltet die in dieser Studie verwendete Analyse 22 skelettale, dentale und Weichteil-Referenzpunkte. Aus technischen Gründen wurden während der Einzeichnung einige zusätzliche Referenzpunkte gesetzt, die jedoch aufgrund der Übersichtlichkeit hier nicht alle erwähnt werden, da sie für diese Studie nicht relevant sind. Die Referenzpunkte wurden der Reihe nach mithilfe eines Fadenkreuzes platziert und in der Software gespeichert. Die Behandler wurden zuvor mündlich über die Definitionen der Referenzpunkte aufgeklärt. Zusätzlich lag ihnen Tabelle 5 schriftlich vor.

Tabelle 5 Definitionen der verwendeten Referenzpunkte [28, 75]

Skelettale Punkte		Definition
N	Nasion	Der anteriorste Punkt der Sutura nasofrontalis; geht die Sutura in eine nach vorn offene V-Form über, wird der posteriorste Punkt des V's verwendet.
S	Sella	Das Zentrum der knöchernen Krypte der Sella turcica; der größte Durchmesser der Krypte wird halbiert.
Ba	Basion	Der posteriorste und kaudalste Punkt des Clivus und zugleich der anteriorste Punkt des For. Magnum, der eindeutig als knöchern erkannt wird.
Ar	Articulare	Der Schnittpunkt des Unterrandes der Schädelbasis mit der dorsalen Kontur des Collum mandibulae; bei Doppelkonturen wird gemittelt.
Rt	Ramustangente	Die Tangente am Ramus mandibulae, ausgehend vom Punkt Ar an die posteriore Wölbung des Kieferwinkels angelegt; bei Doppelkonturen wird gemittelt.
Ct	Corpustangente	Die Tangente am Corpus mandibulae, ausgehend vom Punkt Gn an die kaudale Wölbung des Kieferwinkels angelegt; bei Doppelkonturen wird gemittelt.
Gn	Gnathion	Der kaudalste Punkt der Unterkiefersymphyse.
Pog	Pogonion	Der anteriorste Punkt des knöchernen Kinns.
Pm	Pterygomaxillare	Der Schnittpunkt der dorsalen Kontur des Corpus maxillae mit der Kontur des harten bzw. weichen Gaumens.
B	B-Punkt	Der tiefste Punkt der anterioren Kontur des Unterkiefer-Alveolarfortsatzes.
A	A-Punkt	Der tiefste Punkt der anterioren Kontur des Oberkiefer-Alveolarfortsatzes.
Spa	Spina nasalis anterior	Der anteriorste Punkt der knöchernen Spina nasalis anterior.
Dentale Punkte		
Is1 ₊	Inzision superius	Der inzisalste Punkt des am weitesten anterior stehenden mittleren Schneidezahnes im Oberkiefer.
Ap1 ₊	Apex des OK-Schneidezahns	Der apikalste Punkt der Wurzel des am weitesten anterior stehenden mittleren Schneidezahnes im Oberkiefer.
Is1 ₋	Inzision inferius	Der inzisalste Punkt des am weitesten anterior stehenden mittleren Schneidezahnes im Unterkiefer.
Ap1 ₋	Apex des UK-Schneidezahns	Der apikalste Punkt der Wurzel des am weitesten anterior stehenden mittleren Schneidezahnes im Unterkiefer.
Weichteilpunkte		
·no·	Nasenspitze (Pronasale)	Der anteriorste Nasenpunkt.
·ctg·	Columella-Tangentenpunkt	Der Übergang des geraden Anteils der Columella in die Konvexität der Nasenspitze.
·sn·	Subnasale	Der Punkt des geringsten Kurvenradius am Übergang des Nasenstegs in die Oberlippe.
·ls·	Labium superius	Der am weitesten anterior liegende Punkt der Oberlippe.
·li·	Labium inferius	Der am weitesten anterior liegende Punkt der Unterlippe.
·pog·	Weichteil-Pogonion	Der am weitesten anterior liegende Punkt des Weichteil-Kinnprofils.

Aus den digital gesetzten Punkten konstruiert die Software automatisch verschiedene Hilfslinien und Schnittpunkte. Für die in dieser Studie verwendete Analyse sind die Ästhetiklinie (definiert als Verbindungslinie von der Nasenspitze zum Weichteil-Pogonion) sowie die Punkte Go (definiert als Schnittpunkt der Mandibular-Linie mit der Ramus-Linie), OL (Oberlippe; definiert als Lot vom Oberlippenpunkt auf die Ästhetiklinie), UL (Unterlippe; definiert als Lot vom Unterlippenpunkt auf die Ästhetiklinie) und Sp' (definiert als Schnittpunkt der Linie Nasion-Gnathion mit der Linie Spina nasalis anterior - Pterygomaxillare) zu erwähnen. Ist die Bestimmung der erforderlichen Referenzpunkte abgeschlossen, können die gewünschten Winkel- und Streckenmessungen in der Software unter dem Reiter „Tabellenansicht/Auswertungstabelle“ abgelesen werden. In Tabelle 6 sind die Winkel und Strecken der hier verwendeten FRS-Analyse aufgeführt.

Tabelle 6 Winkel und Strecken der in dieser Studie verwendeten FRS-Analyse und die dafür notwendigen kephalometrischen Referenzpunkte [28, 75, 76]

Parameter	Notwendige Referenzpunkte
Winkel	
SNA [°]	S, N, A
SNB [°]	S, N, B
ANB [°]	A, N, B
SNPg [°]	S, N, Pg
NSBa [°]	N, S, Ba
Kieferwinkel [°]	Ar, Rt, Ct, Gn, Go
ML-NSL [°]	N, S, Ct, Gn
NL-NSL [°]	N, S, Pm, Spa
ML-NL [°]	Ct, Gn, Pm, Spa
Holdaway-Winkel [°]	N, B, ·Is·, ·pog·
Nasolabialwinkel [°]	·ctg·, ·sn·, ·Is·
Interinzisalwinkel [°]	Is1 ⁻ , Ap1 ⁻ , Is1 ₋ , Ap1 ₋
OK1-NA [°]	Is1 ₋ , Ap1 ₋ , N, A
UK1-NB [°]	Is1 ⁻ , Ap1 ⁻ , N, B
Strecken	
OK1-NA [mm]	Is1 ₋ ; N, A
UK1-NB [mm]	Is1 ⁻ , N, B
PgNB [mm]	Pg, N, B
N-Sp' [mm]	N, Sp'
Sp'-Gn [mm]	Sp', Gn
Oberlippe- EL [mm]	·Is·, Ästhetiklinie (·no·-·pog·), OL
Unterlippe- [mm]	·li·, Ästhetiklinie (·no·-·pog·), UL

3.1.7 Statistische Auswertung

Untersuchungsgegenstand dieser retrospektiven experimentellen Studie ist der Nachweis der Gleichwertigkeit der beiden Röntgengeräte *Orthophos Plus DS Ceph* (Fa. Sirona, Wals, Österreich) und *ProMax 3D Mid* (Fa. Planmeca, Helsinki, Finnland) hinsichtlich ihrer Bildqualität. Die Gleichwertigkeit der Bildqualität wird anhand der Übereinstimmung von 14 Winkelmessungen sowie 7 Streckenmessungen, die aus 12 skelettalen, 4 dentalen und 6 Weichteilpunkten ermittelt wurden, beurteilt. Die in Kapitel 2 aufgestellten fünf Hypothesen wurden jeweils mithilfe eines Äquivalenztests in drei Stufen überprüft:

1. Messwiederholungen unter denselben Bedingungen (Vergleich der Messungen; intraindividuell)
2. Verschiedene Behandler bei gleichem Messinstrument/Gerät (Vergleich der Behandler; interindividuell)
3. Verschiedene Messinstrumente/Geräte (Vergleich der Geräte; intra- und interindividuell).

Die Nullhypothese für die statistische Analyse lautet hierbei: Es gibt einen Unterschied zwischen der Bildqualität der konventionellen digitalen Fernröntgenseitenbilder und den aus den IADR-DVT-Datensätzen erstellten zweidimensionalen Fernröntgenansichten.

Die Alternativhypothese lautet: Im Sinne einer vorgegebenen Äquivalenz, welche eine Toleranz von $\pm 3^\circ$ bei den Winkelmessungen und ± 3 mm bei den Streckenmessungen zulässt, gibt es keinen Unterschied zwischen der Bildqualität der konventionellen digitalen Fernröntgenseitenbilder und den aus den IADR-DVT-Datensätzen erstellten zweidimensionalen Fernröntgenansichten.

Bei allen statistischen Tests wird ein Signifikanzniveau von 5 % zugrunde gelegt und zweiseitig getestet. Da nach der Durchsicht des EU-zertifizierten MESANTIS©-Langzeitarchivs für diese Studie gut auswertbare konventionelle Fernröntgenseitenbilder sowie geeignete IADR-DVT-Aufnahmen von 20 Patienten zur Verfügung standen, wird eine Teststärke (Power) von 80 % erreicht.

Zur Darstellung der Ergebnisse wurden, neben Fehlerbalken und Säulendiagrammen, Bland-Altman-Plots erstellt, anhand derer die Übereinstimmung zweier Verfahren sowie die Streuung der Differenzen der einzelnen Messungen abgelesen werden kann.

Außerdem kann daran abgelesen werden, inwieweit sich die Höhe der Messwerte auf die Güte der Übereinstimmung auswirkt [77].

Zur Kontrolle der Messgenauigkeit wird der Methodenfehler δ nach Dahlberg erhoben [78]. Die Formel, die hier zur Anwendung kommt, lautet [79]:

$$\delta = \sqrt{\frac{\Sigma(\text{Var}(X))}{2nml}}$$

δ = Methodenfehler nach Dahlberg

n = Anzahl der untersuchten Patienten

m = Anzahl der Messinstrumente

l = Anzahl der Messwiederholungen

Um eine Aussage über die Messgenauigkeit treffen zu können, sollte der Wert möglichst unter dem Referenzwert von 1,0 liegen. Je kleiner der Wert ist, desto genauer ist die Messmethode.

Zusätzlich wurde der Zuverlässigkeitskoeffizient R (Reliabilitätskoeffizient) nach Houston [80] berechnet. Er wird nach folgender Formel ermittelt [81]:

$$R = 1 - \frac{\delta^2}{\text{Var}(X)_{\text{gesamt}}}$$

R = Zuverlässigkeitskoeffizient nach Houston

δ = Methodenfehler nach Dahlberg

$\text{Var}(X)_{\text{gesamt}}$ = Gesamte Varianz

Dieser Koeffizient gibt das Verhältnis zwischen dem Methodenfehler δ und der Gesamtvarianz an. Um Rückschlüsse auf die Zuverlässigkeit der Messmethode ziehen zu können, sollte der Wert von R größer oder gleich 0,97 (97 %) sein.

Die statistischen Analysen erfolgen mit IBM SPSS Statistics für Windows, Version 24 (SPSS an IBM Company, Chicago, IL).

3.2. Spezielle Methodik

3.2.1 Intraindividuelle Vergleich konventioneller Fernröntgenseitenbilder

Die FRS-Analyse wurde für alle ausgewählten konventionellen Fernröntgenseitenbilder von Behandler 1 jeweils drei Mal durchgeführt. Zwischen den Messungen lagen jeweils 14 Tage. Alle Messwerte der einzelnen Parameter wurden in eine Excel-Tabelle eingetragen und mittels IBM SPSS Statistics für Windows, Version 24 (SPSS an IBM Company, Chicago, IL) statistisch ausgewertet. Für die Hypothese 1, „Im konventionellen FRS können Strecken und Winkel anhand von definierten kephalometrischen Referenzpunkten intraindividuell reproduzierbar erfasst werden“, wurden alle ermittelten Parameter der Messungen M1, M2 und M3 untersucht und miteinander verglichen. Abbildung 12 zeigt einen Screenshot des Messprogramms während der Durchführung einer FRS-Analyse.

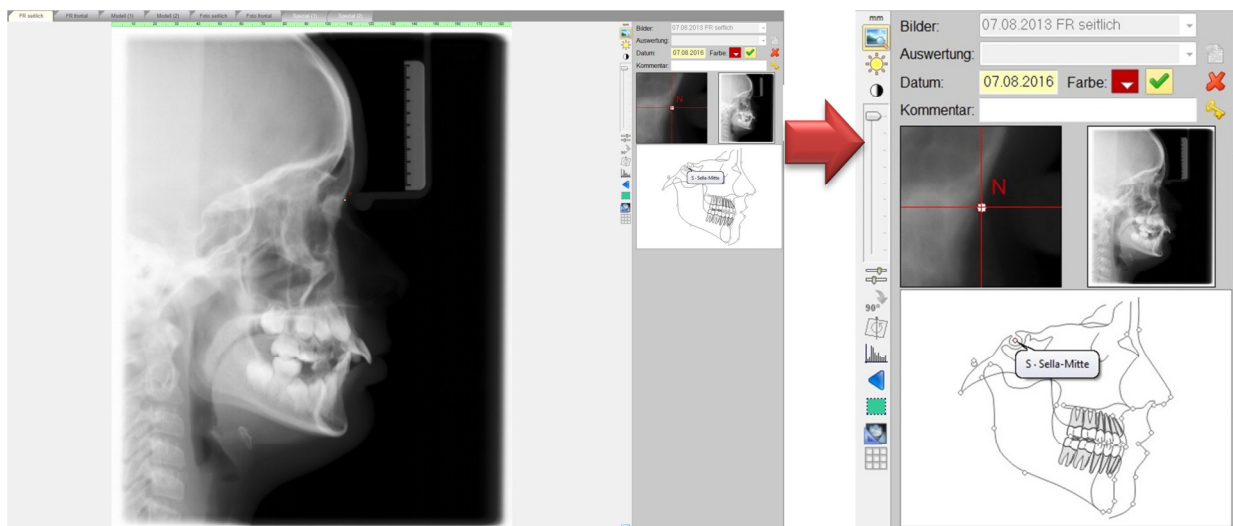


Abb. 12 Screenshot der Festlegung eines kephalometrischen Referenzpunktes durch das Fadenkreuz am Beispiel des Punktes Nasion (N). Rechts ist eine Vergrößerung zu sehen. Die Software zeigt in der schematischen Abbildung unterhalb des Fadenkreuzes bereits den nächsten einzuzeichnenden Referenzpunkt an, hier: Sella (S).

3.2.2 Intraindividuelle Vergleich rekonstruierter Fernröntgenansichten

Die drei aus den IADR-DVT-Datensätzen rekonstruierten Fernröntgenansichten wurden von Behandler 1 analog zu den konventionellen Fernröntgenseitenbildern jeweils drei Mal vermessen, wobei die Zeitpunkte der Messungen identisch waren. Die Parameter

wurden in eine Excel-Tabelle eingetragen und mit IBM SPSS Statistics für Windows, Version 24 (SPSS an IBM Company, Chicago, IL) statistisch ausgewertet. Die Hypothese 2, „In drei verschiedenen, aus einem IADR-DVT-Datensatz rekonstruierten seitlichen Fernröntgenansichten können Strecken und Winkel anhand von definierten kephalometrischen Referenzpunkten intraindividuell reproduzierbar erfasst werden“, wurde überprüft. Abbildung 13 zeigt einen Vergleich der Punktfestlegung in den drei Bildmodi.

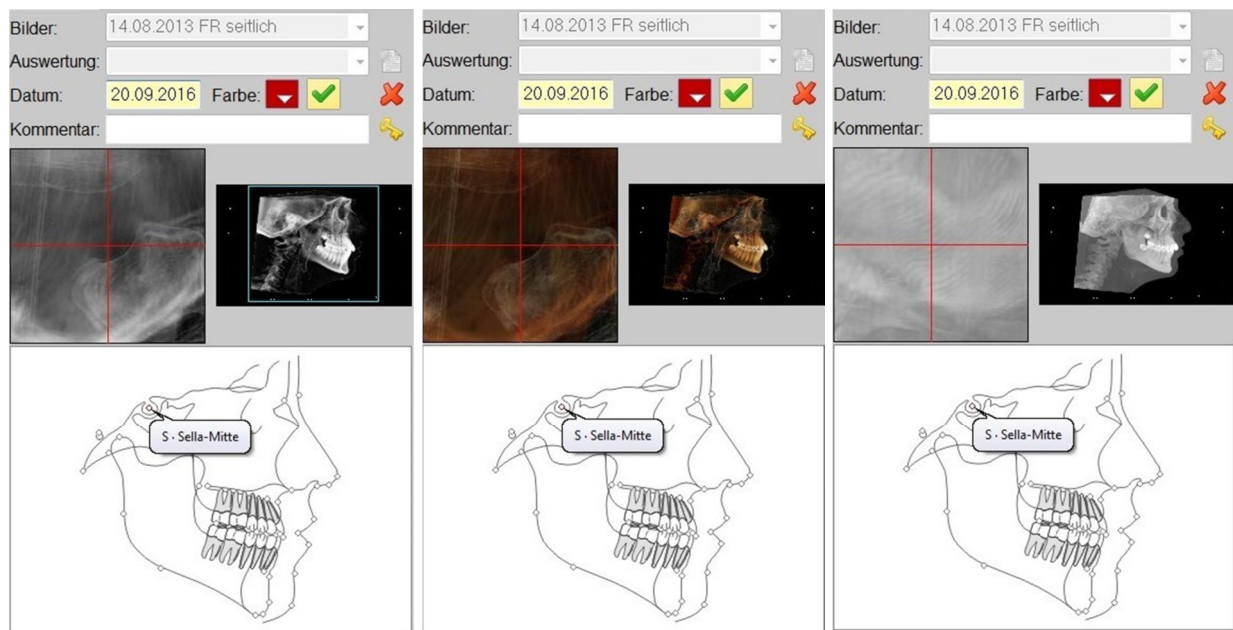


Abb. 13 Festlegung der kephalometrischen Referenzpunkte in den Bildmodi *Xray + Soft Tissue*, *Soft + Bone* und *MIP* am Beispiel des Punktes Sella (S)

3.2.3 Interindividueller Vergleich konventioneller Fernröntgenseitenbilder

Die kephalometrischen Referenzpunkte der FRS-Analyse wurden von Behandler 2 und Behandler 3 jeweils einmal am konventionellen Fernröntgenseitenbild durchgeführt. Zur Überprüfung der Hypothese 3, „Im konventionellen FRS können Strecken und Winkel anhand von definierten kephalometrischen Referenzpunkten interindividuell reproduzierbar erfasst werden“, wurden die so erhaltenen Messdaten für die einzelnen Parameter in eine Excel-Tabelle exportiert und mit den gemittelten Daten der drei Messungen von Behandler 1 verglichen.

3.2.4 Interindividueller Vergleich rekonstruierter Fernröntgenansichten

Die drei aus den IADR-DVT-Datensätzen rekonstruierten Fernröntgenansichten wurden von Behandler 2 und Behandler 3 jeweils einmal vermessen. Die Zeitpunkte der Messungen waren identisch mit denen am konventionellen Fernröntgenseitenbild. Zur Überprüfung der Hypothese 4, „In drei verschiedenen, aus einem IADR-DVT-Datensatz rekonstruierten, seitlichen Fernröntgenansichten können Strecken und Winkel anhand von definierten kephalometrischen Referenzpunkten interindividuell reproduzierbar erfasst werden“, wurden die Ergebnisse der Messungen in eine Excel-Tabelle übertragen und danach mittels IBM SPSS Statistics für Windows, Version 24 (SPSS an IBM Company, Chicago, IL) hinsichtlich ihrer Übereinstimmungen untersucht.

3.2.5 Quantitativer Vergleich von konventionellen Fernröntgenseitenbildern mit rekonstruierten Fernröntgenansichten

Um die Hypothese 5, „Quantitative Vermessungen an den aus einem IADR-DVT-Datensatz rekonstruierten seitlichen Fernröntgenansichten unterscheiden sich nicht von den Messungen an konventionellen Fernröntgenseitenbildern“, zu überprüfen, wurden die bereits erhobenen Messdaten der einzelnen Behandler an den zwei Röntengeräten sowohl intraindividuell als auch interindividuell miteinander verglichen.

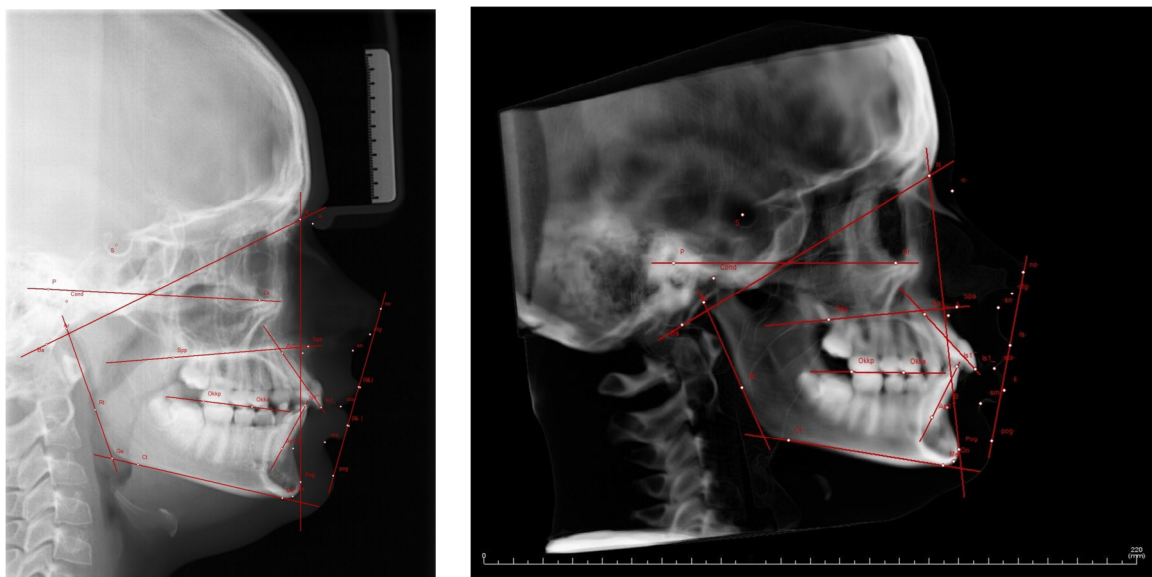


Abb. 14 Konventionelles Fernröntgenseitenbild (links) und IADR-DVT-Aufnahme, hier beispielhaft im Bildmodus *Xray + Soft Tissue* (rechts), mit eingezeichneter Fernröntgenanalyse

4 Ergebnisse

Die in diesem Kapitel beschriebenen Ergebnisse beruhen auf der umfangreichen statistischen Auswertung der erhobenen Messdaten. Sowohl die deskriptive als auch die vergleichende Statistik ist für alle Messungen und Vergleiche nach Parametern aufgeschlüsselt gerechnet worden. Im Folgenden werden die daraus resultierenden Ergebnisse in schriftlicher und bildlicher Form dargestellt. Es werden dabei beispielhaft Tabellen und Diagramme aufgeführt, um die Ergebnisse zu veranschaulichen. Die vollständigen Tabellen aller Statistiken befinden sich im Anhang unter Kapitel 7.2.

4.1 Fehlerberechnungen

Im ersten Schritt wurde die Messgenauigkeit und Reproduzierbarkeit der angewandten Methoden überprüft. Dazu wurden für jeden einzelnen Parameter der Methodenfehler δ nach Dahlberg [78] sowie der Zuverlässigkeitskoeffizient R nach Houston [80] berechnet. In Tabelle 7 sind die Kennwerte für die untersuchten Winkel und Strecken aufgeführt. Sie zeigen eine ausreichende Messgenauigkeit sowie Reproduzierbarkeit. Bei den Strecken liegt der Methodenfehler zwischen 0,084 und 0,444. Bei den Winkeln liegt er zwischen 0,134 und 0,772, also insgesamt höher. Einzige Ausnahme bildet der Winkel NSBa, hier liegt δ mit 1,092 knapp über dem geforderten Referenzwert von 1,0.

Tabelle 7 Methodenfehler δ nach Dahlberg [79] und Zuverlässigkeitskoeffizient R nach Houston [81] für jeden untersuchten Parameter der FRS-Analyse

	SNA [°]	SNB [°]	ANB [°]	SNPg [°]	NSBa [°]	Kiefenwinkel [°]	ML-NSL [°]	NL-NSL [°]	ML-NL [°]	Holdaway-Winkel [°]	Nasolabialwinkel [°]	Interinzisalwinkel [°]
δ (Dahlberg)	0,447	0,434	0,134	0,427	1,092	0,473	0,461	0,710	0,492	0,194	0,772	0,646
R (Houston)	99,0%	99,1%	99,6%	98,9%	98,4%	99,5%	99,2%	98,1%	99,1%	99,8%	99,4%	99,4%

	IOK-NA [°]	IUK-NB [°]	IOK-NA [mm]	IUK-NB [mm]	Pg-NB [mm]	N-Sp [mm]	Sp ⁱ -Gn [mm]	OL-ÄL [mm]	UL-ÄL [mm]
δ (Dahlberg)	0,424	0,444	0,176	0,097	0,084	0,252	0,250	0,093	0,109
R (Houston)	99,7%	99,2%	99,6%	99,5%	99,8%	99,4%	99,7%	99,8%	99,7%

4.2 Ergebnisübersicht

In dieser Studie wurden insgesamt 14 Winkel- und 7 Streckenmessungen statistisch untersucht. Eine Übereinstimmung der Messungen lässt Rückschlüsse auf die Erkennbarkeit der kephalometrischen Referenzpunkte und dadurch letztlich auf die Bildqualität der Röntgenaufnahmen zu. Tabelle 8 zeigt die Ergebnisübersicht der Vergleiche hinsichtlich der Winkelmessungen, Tabelle 9 hinsichtlich der Streckenmessungen. Unterteilt sind die Tabellen jeweils nach den Ergebnissen der fünf aufgestellten Hypothesen (vgl. Kapitel 2). Die Vergleiche, d. h. die gepaarten Differenzen, bei denen das 95 % Konfidenzintervall (95 % KI) innerhalb des vorgegebenen Äquivalenzbereichs (ÄB) von $\pm 3^\circ$ bei Winkeln und ± 3 mm bei Strecken liegt, sind grau dargestellt; diese Ergebnisse sind statistisch signifikant gleich. Rot sind dagegen diejenigen Ergebnisse markiert, bei denen das 95 % KI über den definierten ÄB hinausgeht, bei denen die verglichenen Messungen also nicht gleich sind.

Tabelle 8 Ergebnisübersicht hinsichtlich der untersuchten Winkelmessungen

Vergleiche	SNA [°]	SNB [°]	ANB [°]	SNPg [°]	NSBa [°]	Kieferwinkel [°]	ML-NSL [°]	NL-NSL [°]	ML-NL [°]	Holdaway-Winkel [°]	Nasolabialwinkel [°]	Interinzisalwinkel [°]	IOK-NA [°]	IUK-NB [°]
konv. FRS, B1, M1 - konv. FRS, B1, M2														
konv. FRS, B1, M1 - konv. FRS, B1, M3														
konv. FRS, B1, M2 - konv. FRS, B1, M3														
Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M2											/			
Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M3											/			
Xray + Soft Tissue, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M3														
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M2														
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M3														
Soft + Bone, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M3														
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M2														
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M3											/			
MIP, B1, M2 - MIP, B1, M3											/			
konv. FRS, B1(MW) - konv. FRS, B2					/	/		/	/		/	/		/
konv. FRS, B1(MW) - konv. FRS, B3											/			
konv. FRS, B2 - konv. FRS, B3					/		/	/	/		/	/		/
Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B2	/	/		/	/	/	/	/	/		/	/		/
Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B3						/					/			
Xray + Soft Tissue, B2 - Xray + Soft Tissue, B3	/	/		/	/		/	/	/		/	/		/
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B2	/	/		/	/	/	/	/	/		/	/		
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B3											/	/		/

Soft + Bone, B2 - Soft + Bone, B3	/	/		/	/		/	/	/		/	/	/	
MIP, B1(MW) - MIP, B2	/	/		/	/	/	/	/	/		/	/		/
MIP, B1(MW) - MIP, B3				/		/	/							
MIP, B2 - MIP, B3	/	/		/	/	/	/	/	/		/	/		/
konv. FRS, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M1											/	/	/	
konv. FRS, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M1	/	/		/	/	/		/			/	/		
konv. FRS, B1, M1 - MIP, B1, M1	/	/		/	/		/		/		/	/		/
konv. FRS, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M2											/	/	/	
konv. FRS, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M2	/	/		/	/	/	/	/			/	/		
konv. FRS, B1, M2 - MIP, B1, M2	/	/		/	/		/	/	/		/	/		/
konv. FRS, B1, M3 - Xray + Soft Tissue, B1, M3											/	/	/	
konv. FRS, B1, M3 - Soft + Bone, B1, M3		/		/	/	/		/			/	/		
konv. FRS, B1, M3 - MIP, B1, M3	/	/		/	/		/		/		/	/		/
konv. FRS, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B1(MW)											/	/	/	
konv. FRS, B1(MW) - Soft + Bone, B1(MW)	/	/		/	/	/	/	/			/	/		
konv. FRS, B1(MW) - MIP, B1(MW)	/	/		/	/		/		/		/	/		/
konv. FRS, B2 - Xray + Soft Tissue, B2	/	/		/	/	/	/	/	/		/	/	/	
konv. FRS, B2 - Soft + Bone, B2	/	/		/	/	/	/	/	/		/	/	/	/
konv. FRS, B2 - MIP, B2	/	/		/	/	/	/	/	/		/	/	/	/
konv. FRS, B3 - Xray + Soft Tissue, B3											/	/	/	
konv. FRS, B3 - Soft + Bone, B3	/	/		/	/	/	/				/	/	/	
konv. FRS, B3 - MIP, B3	/	/		/	/		/	/	/		/	/	/	

Allgemein ist zu erkennen, dass bei den Vergleichen der Winkelmessungen viele Differenzen größer sind als durch den ÄB toleriert (rot markierte Kästchen). Dennoch liegt die Mehrheit (63,8 %) innerhalb des Toleranzbereiches. Bei den Winkeln ANB und Holdaway-Winkel gibt es gar keine Überschreitung. Bei den Vergleichen der Messungen des Nasolabialwinkels und des Interinzisalwinkels treten insgesamt die meisten Überschreitungen des ÄB auf.

Horizontal betrachtet zeigen die ersten beiden Abschnitte den intraindividuellen Vergleich der Messungen. Hier liegen fast ausschließlich signifikant gleiche Ergebnisse vor. Der einzige Parameter mit Abweichungen ist der Nasolabialwinkel. Im dritten und vierten Abschnitt, den interindividuellen Behandlervergleichen, sind sowohl bei den konventionellen Fernröntgenseitenbildern als auch bei den IADR-DVT-Aufnahmen einige nicht signifikante Ergebnisse bei den gepaarten Differenzen aufgetreten. Hier fallen besonders die nicht signifikanten Ergebnisse von Behandler 2 auf. Im letzten Abschnitt wurden die Geräte miteinander verglichen und man erkennt deutlich, dass nicht alle drei Bildmodi gleich abschneiden. *Soft + Bone* und *MIP* weisen viele nicht signifikante Ergebnisse auf, wohingegen der Bildmodus *Xray + Soft Tissue* überwiegend übereinstimmende Messungen mit dem konv. FRS liefert.

Tabelle 9 Ergebnisübersicht hinsichtlich der untersuchten Streckenmessungen

Vergleiche	IOK-NA [mm]	IUK-NB [mm]	PgNB [mm]	N-Sp' [mm]	Sp'-Gn [mm]	OL-ÄL [mm]	UL-ÄL [mm]
konv. FRS, B1, M1 - konv. FRS, B1, M2							
konv. FRS, B1, M1 - konv. FRS, B1, M3							
konv. FRS, B1, M2 - konv. FRS, B1, M3							
Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M2							
Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M3							
Xray + Soft Tissue, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M3							
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M2							
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M3							
Soft + Bone, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M3							
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M2							
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M3							
MIP, B1, M2 - MIP, B1, M3							
konv. FRS, B1(MW) - konv. FRS, B2							
konv. FRS, B1(MW) - konv. FRS, B3							
konv. FRS, B2 - konv. FRS, B3							
Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B2							
Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B3					/		
Xray + Soft Tissue, B2 - Xray + Soft Tissue, B3					/		
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B2							
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B3							
Soft + Bone, B2 - Soft + Bone, B3					/		
MIP, B1(MW) - MIP, B2							
MIP, B1(MW) - MIP, B3							
MIP, B2 - MIP, B3							
konv. FRS, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M1							
konv. FRS, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M1							
konv. FRS, B1, M1 - MIP, B1, M1							
konv. FRS, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M2							
konv. FRS, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M2							
konv. FRS, B1, M2 - MIP, B1, M2							
konv. FRS, B1, M3 - Xray + Soft Tissue, B1, M3							
konv. FRS, B1, M3 - Soft + Bone, B1, M3							
konv. FRS, B1, M3 - MIP, B1, M3							
konv. FRS, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B1(MW)							
konv. FRS, B1(MW) - Soft + Bone, B1(MW)							
konv. FRS, B1(MW) - MIP, B1(MW)							
konv. FRS, B2 - Xray + Soft Tissue, B2							
konv. FRS, B2 - Soft + Bone, B2							
konv. FRS, B2 - MIP, B2							

konv. FRS, B3 - Xray + Soft Tissue, B3				/				
konv. FRS, B3 - Soft + Bone, B3				/				
konv. FRS, B3 - MIP, B3								

Bei den Streckenmessungen sind nahezu alle Messungen so ausgefallen, dass die 95 % Konfidenzintervalle der gepaarten Differenzen innerhalb des Äquivalenzbereichs liegen, sie also im Sinne der Intervallinklusionsregel als gleich angesehen werden können. Lediglich bei den Parametern N-Sp' und Sp'-Gn sind geringfügige Überschreitungen des vorgegebenen ÄB aufgetreten. Bezogen auf die in dieser Arbeit aufgestellten Hypothesen fällt auf, dass die intraindividuellen Vergleiche sowohl bei den Winkeln als auch bei den Strecken, mit Ausnahme des Nasolabialwinkels, stets innerhalb des angegebenen Äquivalenzbereichs liegen. Bei den interindividuellen Vergleichen sowie dem Gerätevergleich sind dagegen Abweichungen zu finden. Nicht alle untersuchten Messungen können hier als gleich bezeichnet werden. Daher werden die Ergebnisse in den folgenden Kapiteln nach Hypothesen, d. h. nach Behandlern und Bildmodi, und zusätzlich nach Parametern aufgeschlüsselt.

4.3 Spezielle Ergebnisse

4.3.1 Intraindividueller Vergleich konventioneller Fernröntgenseitenbilder

Um die intraindividuelle Reproduzierbarkeit der Auswertung von konventionellen digitalen Fernröntgenseitenbildern nachzuweisen, wurden zuerst die Messreihen M1, M2 und M3 von Behandler 1 statistisch analysiert. Für jeden einzelnen Parameter der FRS-Analyse wurden zunächst die Kennwerte der deskriptiven Statistik erstellt: Mittelwert, Standardabweichung, Range und Perzentile wurden berechnet und in einer Excel-Tabelle zusammengefasst. Tabellen 10 und 11 stellen diese Kennwerte exemplarisch für die Parameter ML-NL bzw. Sp'-Gn dar.

Tabelle 10 Deskriptive Statistik für ML-NL von B1 im konv. FRS

ML - NL [°]	N	MW	SD	Min	Max	Perzentile		
						25.	50.	75.
konv. FRS, B1, M1	20	22,78	4,38	14,1	31,0	19,93	22,50	25,75
konv. FRS, B1, M2	20	22,73	4,33	14,6	31,2	19,88	22,70	25,60
konv. FRS, B1, M3	20	22,83	4,69	14,4	31,9	19,90	22,55	26,28

N = Anzahl der Patienten, MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung, Min = Minimum, Max = Maximum

Tabelle 11 Deskriptive Statistik für Sp'-Gn von B1 im konv. FRS

Sp'-Gn [mm]	N	MW	SD	Min	Max	Perzentile		
						25.	50.	75.
konv. FRS, B1, M1	20	56,88	5,04	49,9	65,6	51,13	57,95	59,60
konv. FRS, B1, M2	20	56,52	5,05	49,6	65,8	50,98	57,95	59,68
konv. FRS, B1, M3	20	56,91	5,16	49,9	65,3	50,80	58,30	59,88

N = Anzahl der Patienten, MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung, Min = Minimum, Max = Maximum

Es ist zu erkennen, dass die Mittelwerte der drei Messungen jeweils sehr nah beieinander liegen. Auch die Standardabweichungen weisen keine großen Unterschiede auf. Die Kennwerte aller weiteren untersuchten Parameter der FRS-Analyse stellen sich ähnlich dar und sind vollständig im Anhang Kapitel 7.2 zu finden.

Für jede Messreihe wurden anschließend die 95 % Konfidenzintervalle berechnet, die auf der Festlegung des Signifikanzniveaus von 5 % ($p = 0,05$) beruhen. Sie erlauben einen Rückschluss auf die wahrscheinliche Lage von entsprechenden Mittelwerten in der Grundgesamtheit. In Abbildung 15 visualisieren Fehlerbalken die Lage der Mittelwerte sowie die dazugehörigen 95 % Konfidenzintervalle der oben bereits aufgeführten Parameter ML-NL und Sp'-Gn.

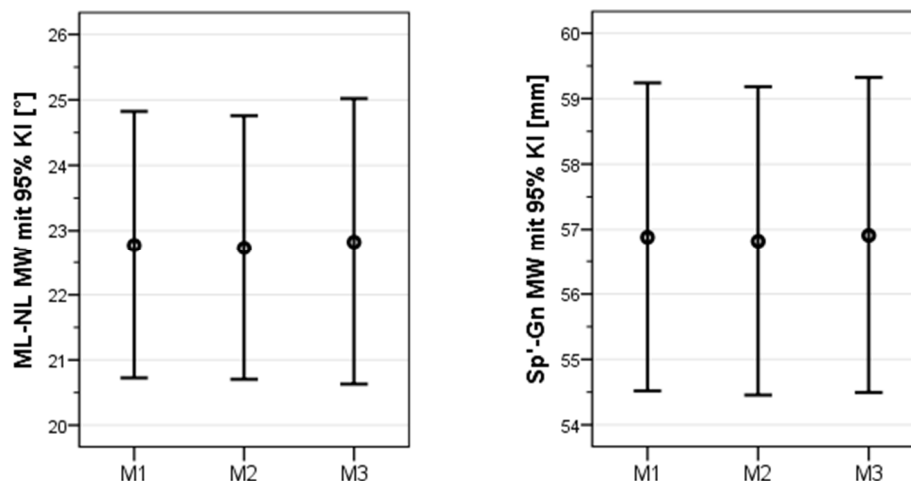


Abb. 15 Mittlerer ML-NL mit 95 % Konfidenzintervall [°] und mittlerer Sp'-Gn mit 95 % Konfidenzintervall [mm] von B1 im konv. FRS

Im nächsten Schritt wurden die einzelnen Messungen untereinander verglichen. Dazu wurden beschreibende Maßzahlen der gepaarten Differenzen M1 – M2, M1 – M3 und M2 – M3 ermittelt. Es wurde geprüft, ob die 95 % Konfidenzintervalle dieser Differenzen innerhalb des vorgegebenen ÄB von $\pm 3^\circ$ bzw. ± 3 mm liegen. Wie in den folgenden

Tabellen 12 und 13 ersichtlich, ist dies der Fall. Die Mittelwerte liegen sogar so dicht beieinander, dass man den ÄB weiter einschränken könnte, nämlich auf $\pm 1,5^\circ$ (außer bei dem Nasolabialwinkel, hier sind es $\pm 2,72^\circ$) und auf $\pm 0,5$ mm bei allen Strecken. Analog zu den Tabellen der deskriptiven Statistik werden hier die Kennwerte der vergleichenden Statistik ebenfalls für die Parameter ML-NL und Sp'-Gn aufgeführt. Die Kennwerte aller gepaarten Differenzen stellen sich ähnlich dar und sind vollständig im Anhang (Kapitel 7.2) aufgelistet.

Tabelle 12 Verteilung der Differenzen M1 – M2, M1 – M3 und M2 – M3 von B1 für ML-NL im konv. FRS

ML-NL [°]	MW	SD	SE	95 % KI	
				Untere	Obere
ML-NL [°], konv. FRS, B1, M1 - ML-NL [°], konv. FRS, B1, M2	0,05	0,89	0,20	-0,37	0,46
ML-NL [°], konv. FRS, B1, M1 - ML-NL [°], konv. FRS, B1, M3	-0,05	1,16	0,26	-0,59	0,49
ML-NL [°], konv. FRS, B1, M2 - ML-NL [°], konv. FRS, B1, M3	-0,10	0,90	0,20	-0,52	0,33

MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung, SE = Standardfehler des Mittelwerts, 95 % KI = 95 % Konfidenzintervall

Tabelle 13 Verteilung der Differenzen M1 – M2, M1 – M3 und M2 – M3 von B1 für Sp'-Gn im konv. FRS

Sp'-Gn [mm]	MW	SD	SE	95 % KI	
				Untere	Obere
Sp'-Gn [mm], konv. FRS, B1, M1 - Sp'-Gn [mm], konv. FRS, B1, M2	0,06	0,38	0,09	-0,12	0,24
Sp'-Gn [mm], konv. FRS, B1, M1 - Sp'-Gn [mm], konv. FRS, B1, M3	-0,03	0,58	0,13	-0,30	0,24
Sp'-Gn [mm], konv. FRS, B1, M2 - Sp'-Gn [mm], konv. FRS, B1, M3	-0,09	0,66	0,15	-0,40	0,22

MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung, SE = Standardfehler des Mittelwerts, 95 % KI = 95 % Konfidenzintervall

Das Ergebnis dieser statistischen Untersuchung zeigt eine signifikante Übereinstimmung. Die im Äquivalenztest aufgestellte Nullhypothese kann also verworfen werden und für diesen Test die Alternativhypothese, „Es gibt keinen Unterschied bei wiederholten Messungen eines Behandlers“, angenommen werden. Aufgrund der geringen intraindividuellen Abweichungen der Kennwerte von M1, M2 und M3 können für die folgenden statistischen Analysen die Daten der drei Messungen von Behandler 1 gemittelt werden; sie werden mit B1(MW) bezeichnet.

4.3.2 Intraindividueller Vergleich rekonstruierter Fernröntgenansichten

Um die intraindividuelle Reproduzierbarkeit der Winkel- und Streckenmessungen in den aus IADR-DVT-Datensätzen generierten Fernröntgenansichten nachzuweisen, wurden

jeweils die Messreihen M1, M2 und M3 von Behandler 1 durchgeführt und statistisch analysiert. Hierzu wurden für jede der drei Fernröntgenansichten die FRS-Analyse betrachtet und im ersten Schritt deren deskriptive Statistik erstellt. Die Mittelwerte und Standardabweichungen der einzelnen Parameter liegen, ähnlich wie beim intraindividuellen Vergleich konventioneller Fernröntgenseitenbilder (Kapitel 4.3.1), jeweils nah beieinander. Die vollständigen Tabellen mit den deskriptiven Kennwerten aller untersuchten Parameter der FRS-Analysen der drei Fernröntgenansichten sind im Anhang unter Kapitel 7.2 aufgeführt. Um die Ergebnisse dieses Tests zu visualisieren, sind in den Abbildungen 16 und 17 Fehlerbalken zu sehen. Für jeden Bildmodus sind exemplarisch für die Parameter ML-NL und Sp'-Gn die Mittelwerte der Messungen M1, M2 und M3 und deren 95 % Konfidenzintervalle dargestellt.

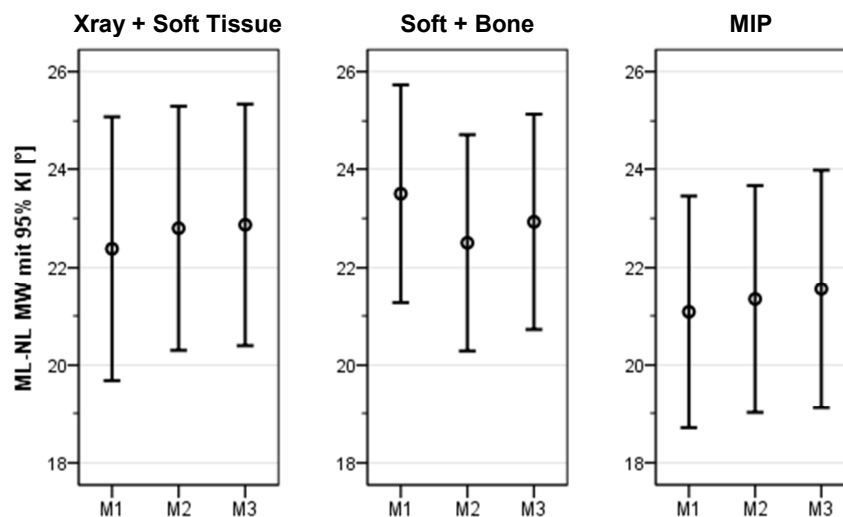


Abb. 16 Fehlerbalken für die Mittelwerte der Messungen M1, M2 und M3 mit 95 % Konfidenzintervall von B1 für ML-NL

In Bezug auf den Winkel ML-NL gibt es offensichtlich bei den Messungen in den einzelnen Bildmodi kleinere Unterschiede. Im Bildmodus *Xray + Soft Tissue* liegen die drei Messungen sehr dicht beieinander, im Bildmodus *Soft + Bone* ist die Streuung der einzelnen Messungen etwas höher und im Bildmodus *MIP* liegen die Messungen zwar dicht beieinander, sind jedoch gegenüber den anderen Bildmodi leicht nach unten verschoben. Die Mittelwerte liegen aber in allen Bildmodi dicht beieinander, nämlich innerhalb eines Bereiches von $21,08^\circ$ bis $23,5^\circ$ (s. Anhang Kapitel 7.2, Tabelle 29-31). In Bezug auf die Strecke Sp'-Gn gibt es in den drei Bildmodi keine Unterschiede; die Messungen sind in allen drei Bildmodi nahezu identisch.

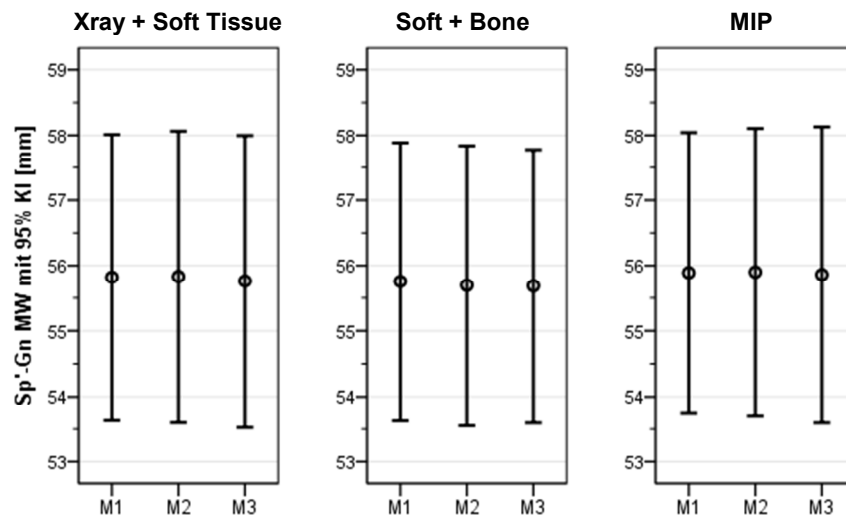


Abb. 17 Fehlerbalken für die Mittelwerte der Messungen M1, M2 und M3 mit 95 % Konfidenzintervall von B1 für Sp'-Gn

Zieht man an dieser Stelle bereits einen kurzen Vergleich dieser Ergebnisse mit denen der intraindividuellen Messungen am konventionellen Fernröntgenseitenbild (Kapitel 4.3.1), so ist klar erkennbar, dass die 95 % Konfidenzintervalle zwar bei beiden Testreihen innerhalb der Grenzen des Äquivalenzbereichs liegen, sie allerdings in allen drei Bildmodi der IADR-DVT-Scans eine größere Streuung aufweisen als im konv. FRS. Im zweiten Schritt der statistischen Analyse wurden die Messungen untereinander verglichen. Die beschreibenden Maßzahlen der Paardifferenzen M1 – M2, M1 – M3 und M2 – M3 wurden für jeden Parameter in jedem Bildmodus ermittelt. Der Äquivalenzbereich für das 95 % Konfidenzintervall wurde analog zum konventionellen FRS mit $\pm 3^\circ$ bzw. ± 3 mm festgelegt. Die Ergebnisse sind bei allen untersuchten Parametern signifikant gleich. In den Tabellen 14 und 15 sind stellvertretend die Werte der gepaarten Differenzen der Parameter ML-NL und Sp'-Gn aufgelistet. An der grauen Unterlegung der oberen und unteren Grenze des 95 % KI ist erkennbar, dass diese innerhalb des vorgegebenen ÄB liegen. Der Äquivalenzbereich ließe sich für die Winkel auf $\pm 2,5^\circ$ und bei den Strecken sogar auf ± 1 mm reduzieren.

Tabelle 14 Verteilung der Differenzen M1 – M2, M1 – M3 und M2 – M3 von B1 für ML-NL in den Fernröntgenansichten der IADR-DVT-Datensätze

ML-NL [°]	MW	SD	SE	95 % KI	
				Untere	Obere
Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M2	-0,42	1,97	0,44	-1,34	0,51
Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	-0,49	1,68	0,38	-1,27	0,30
Xray + Soft Tissue, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	-0,07	1,29	0,29	-0,67	0,53
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M2	0,99	1,66	0,37	0,22	1,77
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M3	0,57	1,23	0,28	-0,01	1,15
Soft + Bone, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M3	-0,42	1,43	0,32	-1,09	0,24
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M2	-0,26	1,21	0,27	-0,82	0,30
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M3	-0,46	1,43	0,32	-1,13	0,20
MIP, B1, M2 - MIP, B1, M3	-0,20	1,33	0,30	-0,83	0,42

MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung, SE = Standardfehler des Mittelwerts, 95 % KI = 95 % Konfidenzintervall

Tabelle 15 Verteilung der Differenzen M1 – M2, M1 – M3 und M2 – M3 von B1 für Sp'-Gn in den Fernröntgenansichten der IADR-DVT-Datensätze

Sp'-Gn [mm]	MW	SD	SE	95 % KI	
				Untere	Obere
Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M2	-0,01	0,54	0,12	-0,26	0,24
Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	0,06	0,51	0,11	-0,18	0,30
Xray + Soft Tissue, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	0,07	0,34	0,08	-0,09	0,23
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M2	0,06	0,49	0,11	-0,17	0,29
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M3	0,07	0,50	0,11	-0,16	0,30
Soft + Bone, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M3	0,01	0,52	0,12	-0,23	0,25
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M2	-0,01	0,98	0,22	-0,47	0,45
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M3	0,03	0,86	0,19	-0,37	0,43
MIP, B1, M2 - MIP, B1, M3	0,04	0,67	0,15	-0,27	0,35

MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung, SE = Standardfehler des Mittelwerts, 95 % KI = 95 % Konfidenzintervall

Wie bereits in der Ergebnisübersicht (vgl. Kapitel 4.2, Tabelle 8) zu sehen ist, gibt es nur beim Nasolabialwinkel Ergebnisse, bei denen es keine signifikante Übereinstimmung der drei Messreihen gab. Es liegen wenige geringe Überschreitungen der Grenzen des Äquivalenzbereichs vor. Die gepaarten Differenzen liegen bei den Bildmodi *Xray + Soft Tissue* und *MIP* etwas außerhalb des ÄB. Die des Bildmodus *Soft + Bone* liegen alle innerhalb des vorgegebenen ÄB. In Tabelle 16 lassen sie sich anhand der roten Zahlen ablesen.

Tabelle 16 Verteilung der Differenzen M1 – M2, M1 – M3 und M2 – M3 von B1 für den Nasolabialwinkel in den Fernröntgenansichten der IADR-DVT-Datensätze.

Nasolabialwinkel [°]	MW	SD	SE	95 % KI	
				Untere	Obere
Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M2	-1,57	4,82	1,08	-3,83	0,69
Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	-0,63	5,48	1,22	-3,20	1,93
Xray + Soft Tissue, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	0,94	4,38	0,98	-1,11	2,98
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M2	-0,45	3,26	0,73	-1,98	1,08
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M3	-0,99	3,69	0,83	-2,71	0,74
Soft + Bone, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M3	-0,54	3,35	0,75	-2,10	1,03
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M2	-0,17	4,64	1,04	-2,34	2,00
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M3	-1,45	4,76	1,06	-3,68	0,78
MIP, B1, M2 - MIP, B1, M3	-1,28	5,18	1,16	-3,71	1,15

MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung, SE = Standardfehler des Mittelwerts, 95 % KI = 95 % Konfidenzintervall

Das für den Test der Hypothese 3 erhaltene Ergebnis ist mit Ausnahme der Werte für den Nasolabialwinkel statistisch signifikant, es kann also eine Gleichheit der Messungen angenommen werden. Mit einer Wahrscheinlichkeit von 95 % liegen auch alle zukünftigen Vergleiche innerhalb des vorgegebenen ÄB. Die Irrtumswahrscheinlichkeit liegt lediglich bei 5 %. Die Nullhypothese kann, wie auch beim intraindividuellen Vergleich konventioneller Fernröntgenseitenbilder, hier ebenfalls verworfen und die Alternativhypothese, „Es gibt keinen Unterschied bei wiederholten Messungen eines Behandlers“, angenommen werden.

Aufgrund der geringen intraindividuellen Abweichungen der Kennwerte von M1, M2 und M3 können hier ebenfalls die Daten der drei Messungen von Behandler 1 für die folgenden statistischen Analysen gemittelt werden. Sie werden mit B1(MW) bezeichnet.

4.3.3 Interindividueller Vergleich konventioneller Fernröntgenseitenbilder

Nachdem auf der ersten Stufe des Studiendesigns der intraindividuelle Vergleich an allen Bildarten der beiden Röntgengeräte durchgeführt wurde, folgt auf der zweiten Stufe der interindividuelle Vergleich, bei dem zusätzlich zu Behandler 1 auch die Messreihen von Behandler 2 und Behandler 3 statistisch analysiert wurden. Um die interindividuelle Reproduzierbarkeit der Auswertung von konventionellen digitalen Fernröntgenseitenbildern nachzuweisen, wurden zunächst ebenfalls die deskriptiven statistischen Kennwerte für alle Parameter der verwendeten Fernröntgenanalyse berechnet. In den Tabellen 17 und 18 sind diese stellvertretend für zwei Winkel dargestellt.

Die Mittelwerte der Messungen der drei Behandler müssen für die untersuchten Winkel differenziert betrachtet werden. Bei 6 von 14 Winkeln liegen sie nah beieinander, ähnlich wie in Tabelle 17 am Beispiel des Winkels ANB gezeigt wird. Bei den restlichen 8 Winkelmessungen treten hingegen kleine Unterschiede auf, wie am Beispiel des Winkels NSBa in Tabelle 18 ersichtlich ist.

Tabelle 17 Deskriptive Statistik für ANB von B1(MW), B2 und B3 im konv. FRS

ANB [°]	N	MW	SD	Min	Max	Perzentile		
						25.	50.	75.
konv. FRS, B1(MW)	20	3,74	2,26	-0,40	6,80	1,55	4,28	5,59
konv. FRS, B2	20	4,20	2,16	-0,5	6,5	3,00	4,85	6,08
konv. FRS, B3	20	4,15	2,03	-0,3	6,9	2,85	4,85	5,65

N = Anzahl der Patienten, MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung, Min = Minimum, Max = Maximum

Tabelle 18 Deskriptive Statistik für NSBa von B1(MW), B2 und B3 im konv. FRS

NSBa [mm]	N	MW	STD	Min	Max	Perzentile		
						25.	50.	75.
konv. FRS, B1(MW)	20	130,12	5,25	121,1	141,1	125,38	130,65	133,97
konv. FRS, B2	20	127,89	4,75	119,9	138,5	124,35	127,90	131,35
konv. FRS, B3	20	131,52	5,20	121,8	140,7	127,35	132,30	136,10

N = Anzahl der Patienten, MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung, Min = Minimum, Max = Maximum

Beim anschließenden Vergleich der Messungen der drei Behandler untereinander wurden gepaarte Differenzen gebildet. Analog zu den Berechnungen für den intraindividuellen Vergleich am konv. FRS sind zudem die 95 % Konfidenzintervalle für die Paardifferenzen berechnet worden. Es wurden die Differenzen B1(MW) – B2, B1(MW) – B3 und B2 – B3 betrachtet, bei denen wieder Bereiche von $\pm 3^\circ$ bei Winkeln und ± 3 mm bei Strecken als klinisch nicht relevant unterschiedlich toleriert wurden. Die nachfolgenden Tabellen 19 und 20 zeigen beschreibende Maßzahlen zur Charakterisierung der ermittelten Differenzen für ANB und NSBa.

Tabelle 19 Verteilung der Differenzen B1(MW) – B2, B1(MW) – B3 und B2 – B3 für ANB im konv. FRS

ANB [°]	MW	SD	SE	95 % KI	
				Untere	Obere
konv. FRS, B1(MW) - konv. FRS, B2	-0,46	1,26	0,28	-1,05	0,13
konv. FRS, B1(MW) - konv. FRS, B3	-0,41	1,52	0,34	-1,12	0,31
konv. FRS, B2 - konv. FRS, B3	0,05	0,84	0,19	-0,34	0,44

MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung, SE = Standardfehler des Mittelwerts, 95 % KI = 95 % Konfidenzintervall

Tabelle 20 Verteilung der Differenzen B1(MW) – B2, B1(MW) – B3 und B2 – B3 für NSBa im konv. FRS

NSBa [°]	MW	SD	SE	95 % KI	
				Untere	Obere
konv. FRS, B1(MW) - konv. FRS, B2	2,23	2,91	0,65	0,87	3,59
konv. FRS, B1(MW) - konv. FRS, B3	-1,40	1,87	0,42	-2,27	-0,52
konv. FRS, B2 - konv. FRS, B3	-3,63	2,23	0,50	-4,67	-2,59

MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung, SE = Standardfehler des Mittelwerts, 95 % KI = 95 % Konfidenzintervall

Beim Winkel ANB liegt das 95 % KI aller Differenzen innerhalb des Toleranzbereichs von $\pm 3^\circ$. Dies führt zu dem Schluss, dass die ANB-Winkelmessungen aller Behandler als äquivalent anzusehen sind. Beim Winkel NSBa hingegen lässt sich nur zwischen Behandler 1 und Behandler 3 eine äquivalente Messung feststellen. Die Konfidenzintervallgrenzen der Vergleiche, an denen Behandler 2 beteiligt war, liegen dagegen mindestens auf einer Seite außerhalb des tolerierten Bereiches von $\pm 3^\circ$, so dass sich keine Übereinstimmung zwischen Behandler 1 und 3 mit Behandler 2 ergibt. Es wird zudem erkennbar, dass die mittleren Differenzen (MW) zwischen den Messungen von NSBa deutlich größer sind als die von ANB.

Um zusätzlich die Streuung und Regression zweier Messmethoden als Diagramm darzustellen, wird der Bland-Altman-Plot verwendet. Hier wird die Differenz der Messungen gegen ihren Mittelwert aufgetragen und in Beziehung zum Mittelwert aller Differenzen gesetzt. Anhand der Regressionsgeraden kann abgelesen werden, inwieweit die Höhe der Messungen mit der Größe des Unterschiedes assoziiert ist. Auf diese Weise ist auch ablesbar, ob ein Behandler prinzipiell höher oder tiefer als ein anderer gemessen hat. Die Abbildungen 18, 19 und 20 zeigen Bland-Altman-Plots für alle Vergleiche der Behandler am Beispiel des Winkels NSBa.

Der Vergleich von Behandler 1 mit Behandler 2 (Abbildung 18) zeigt, dass B2 größtenteils niedrigere Werte gemessen hat als B1: 16 der 20 Differenzen liegen oberhalb der roten Linie, sind also positiv. Die Punktwolke zeigt eine große Streuung, die Abstände zur Übereinstimmungsgeraden sind verhältnismäßig groß, womit sich die in Tabelle 20 dargestellten relativ hohen Differenzen zwischen B1 und B2 wiederfinden. Die leicht steigende Regressionsgerade, die die Abhängigkeit der Differenzen von den Durchschnitten darstellt, zeigt, dass die Höhe der Differenzen mit zunehmender Winkelgröße ansteigt.

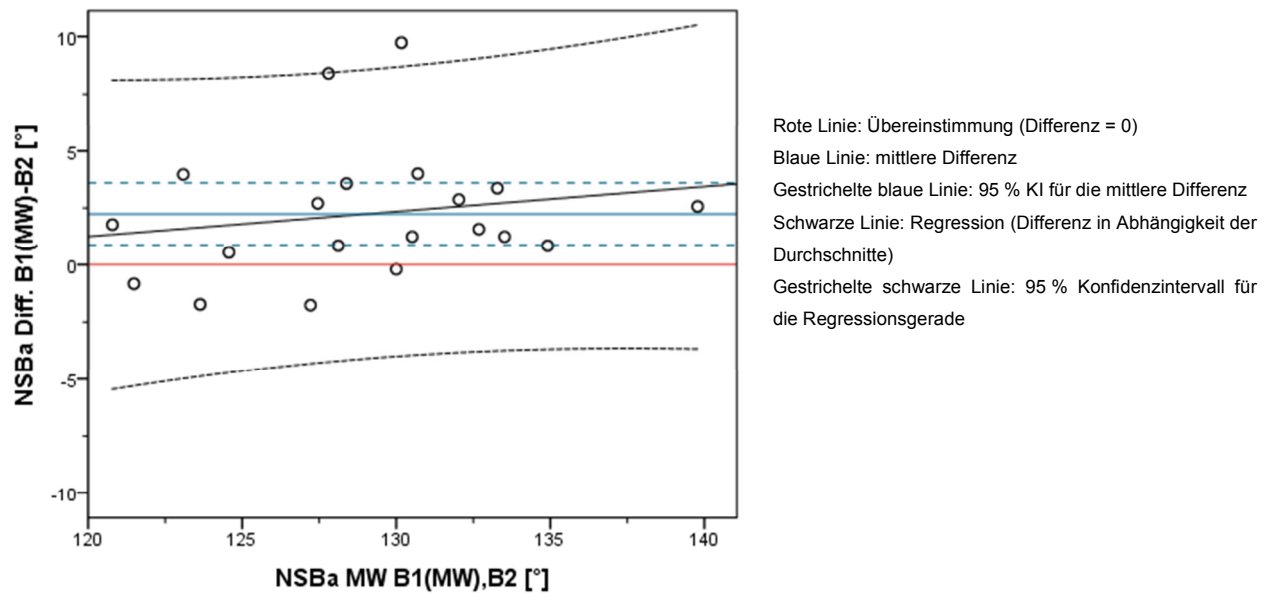


Abb. 18 Bland-Altman-Plot für NSBa im konventionellen FRS: Vergleich B1(MW) – B2

Betrachtet man im Vergleich dazu den Bland-Altman-Plot der Gegenüberstellung der NSBa-Winkelmessungen von B1(MW) – B3 (Abbildung 19), so fällt auf, dass die Differenzen hier eine geringere Streuung zeigen. Die mittlere Differenz liegt nur knapp unter 0, das 95 % KI ist schmäler als in Abbildung 18. Insgesamt lässt sich daraus ableiten, dass Behandler 1 und 3 weniger große Unterschiede in den Winkelmessungen zeigen. Die Regressionsgerade ist nahezu parallel zur X-Achse, Folglich ist kein Einfluss auf die Höhe der Differenzen zwischen den Winkelmessungen erkennbar.

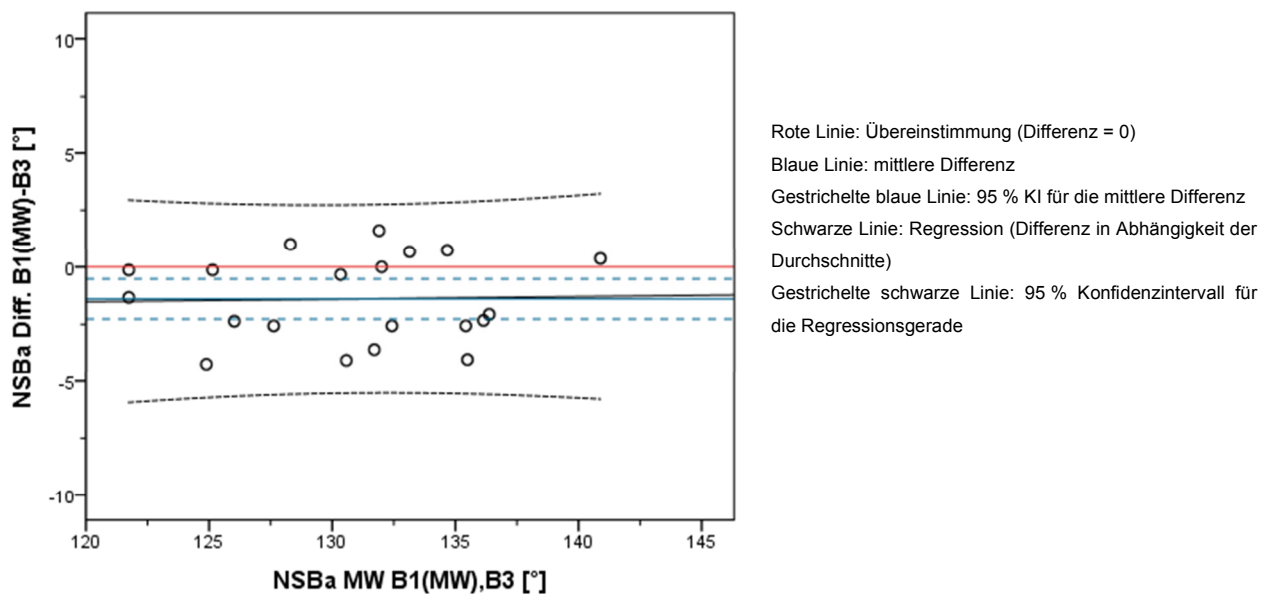


Abb. 19 Bland-Altman-Plot für NSBa im konventionellen FRS: Vergleich B1(MW) – B3

Der Bland-Altman Plot für NSBa zum Vergleich der Messungen von Behandler 2 und 3 (Abbildung 20) zeigt, dass alle Differenzen im negativen Bereich liegen, B2 also immer niedrigere Werte als B3 gemessen hat. Die mittlere Differenz liegt mit $-3,63^\circ$ (vgl. Tabelle 20) außerhalb des noch als äquivalent tolerierten Bereichs von $\pm 3^\circ$. Die Streuung der Differenzen ist hoch. Die Regressionsgerade zeigt eine negative Steigung, die Unterschiede sind also bei kleineren NSBa-Winkeln höher als bei größeren.

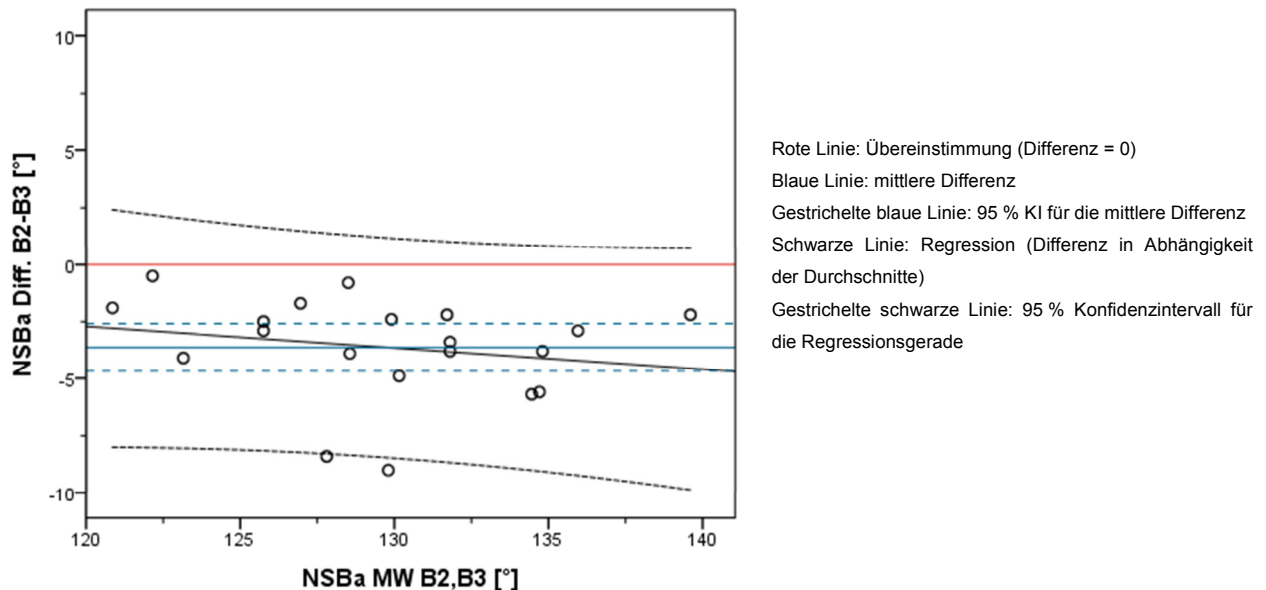


Abb. 20 Bland-Altman-Plot für NSBa im konventionellen FRS: Vergleich B2 – B3

Betrachtet man zuletzt alle interindividuellen Vergleiche der Winkelmessungen am konv. FRS, so treten beim Vergleich B1(MW) – B2 50 % gleiche Messungen auf, beim Vergleich B1(MW) – B3 92,9 % und beim Vergleich B2 – B3 ebenfalls 50 %.

Die Kennwerte der Streckenmessungen liegen, wie schon bei den intraindividuellen Vergleichen am konventionellen FRS, alle sehr nah beieinander. Die gepaarten Differenzen der hier untersuchten Strecken liegen bei allen Behandlervergleichen innerhalb des Äquivalenzbereichs. Er lässt sich für alle Strecken mit Ausnahme von Sp'-Gn sogar auf $\pm 1,5$ mm einschränken, also halbieren.

Fasst man die Werte für die Vergleiche der Strecken- und Winkelmessungen zusammen, so ergeben sich bei B1(MW) – B2 und B2 – B3 für 66,7 % gleiche Messungen und bei B1(MW) – B3 gleiche Messungen für 95,2 %. Die Kreisdiagramme in Abbildung 21 verdeutlichen mit dem dunkelblauen Anteil, für wieviel Prozent der Parameter der FRS-Analyse die Messungen der Behandler gleich sind. Alle Kennwerte

der gepaarten Differenzen für den interindividuellen Test des konventionellen digitalen Fernröntgenseitenbildes sind im Anhang Kapitel 7.2 aufgelistet.

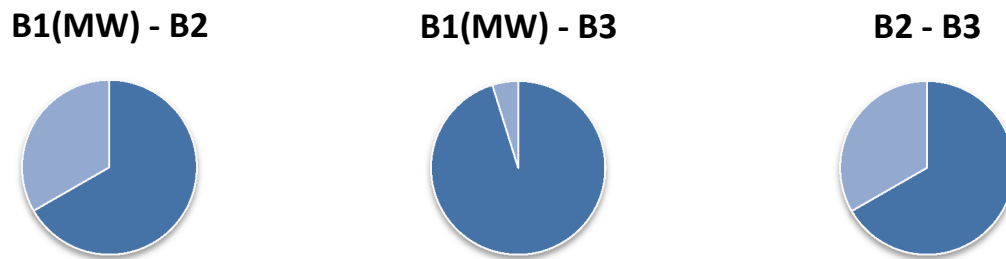


Abb. 21 Signifikanz des Ergebnisses des interindividuellen Vergleichs am konv. FRS. Die dunkelblauen Anteile zeigen die Übereinstimmung der Messungen. Beim Vergleich B1(MW) – B2 sowie B2 – B3 sind es je 66,7 %, beim Vergleich B1(MW) – B3 sind es 95,2 %.

Auffallend ist, dass Über- oder Unterschreitungen des Äquivalenzbereichs fast ausschließlich dann vorkommen, wenn ein Vergleich mit Behandler 2 angestellt wird. Der Vergleich B1(MW) – B3 fällt damit deutlich besser aus als die Vergleiche B1(MW) – B2 und B2 – B3. In jedem Vergleich, an dem Behandler 2 beteiligt ist, gehen die Messungen sehr weit auseinander.

4.3.4 Interindividueller Vergleich rekonstruierter Fernröntgenansichten

Um die interindividuelle Reproduzierbarkeit der FRS-Analyse in den aus IADR-DVT-Datensätzen rekonstruierten Fernröntgenansichten nachzuweisen, wurden die Differenzen der entsprechenden Messreihen von Behandler 1, 2 und 3 statistisch untersucht. Die IADR-DVT-Aufnahmen lagen in Form der drei zweidimensionalen Fernröntgenansichten der Bildmodi *Xray + Soft Tissue*, *Soft + Bone* sowie *MIP* vor. Die Kennwerte der deskriptiven Statistik wurden für B1(MW) sowie für die Messungen von B2 und B3 für alle Fernröntgenansichten erstellt. Im dann folgenden Schritt sind für sie die gepaarten Differenzen B1(MW) – B2, B1(MW) – B3 sowie B2 – B3 gebildet und statistisch untersucht worden. Da bei diesem Test nicht alle 95 % Konfidenzintervalle innerhalb des Äquivalenzbereichs liegen, werden die Ergebnisse dieses Behandlervergleichs hinsichtlich der untersuchten Parameter (Winkel und Strecken) sowie hinsichtlich der drei Bildmodi differenziert. Am deutlichsten fällt der Unterschied zwischen den Vergleichen der Winkelmessungen und denen der Streckenmessungen

aus. Insgesamt wurden 6 von 7 Strecken (85,7 %) signifikant gleich gemessen. Bei den Winkeln waren es lediglich 3 von 14 (21,4 %). Abbildung 22 zeigt diesen Unterschied.

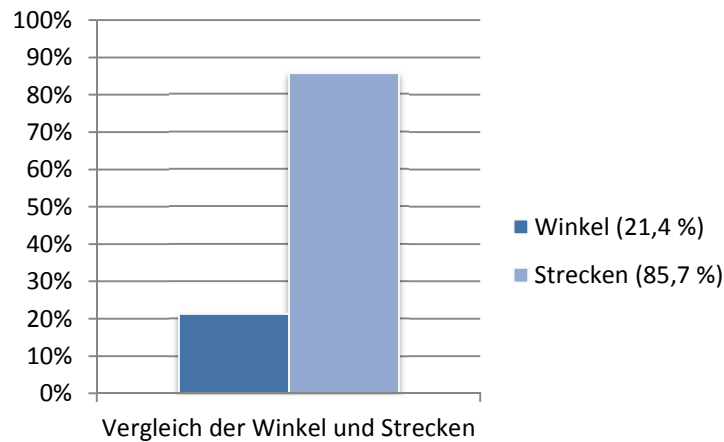


Abb. 22 Prozentsatz äquivalenter Winkel- bzw. Streckenmessungen

Hinsichtlich der 3 Bildmodi der IADR-DVT-Datensätze ergibt sich für die Behandlervergleiche folgendes Bild: Zählt man die Anzahl der als gleich getesteten 95 % Konfidenzintervalle in allen drei Bildmodi zusammen, so erhält man für Vergleiche, an denen Behandler 2 beteiligt ist, lediglich 49,2 % (Vergleich B1(MW) – B2) bzw. 50,8 % (Vergleich B2 – B3) gleiche Messungen. Beim Vergleich B1(MW) – B3 sind es hingegen 53 von 63 Vergleichen, also 84,1 %. Das Säulendiagramm in Abbildung 23 veranschaulicht die signifikant gleichen Ergebnisse.

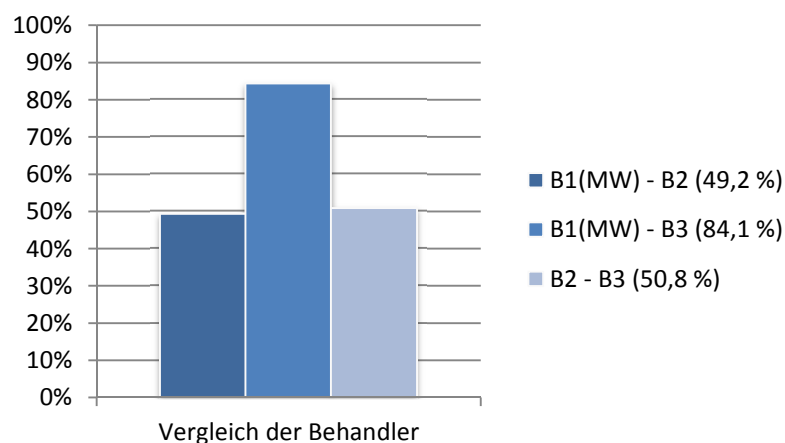


Abb. 23 Prozentsatz äquivalenter Messungen der Behandler

Die Ergebnisse für einen Winkel werden im Folgenden genauer betrachtet. In Tabelle 21 sind die beschreibenden Maßzahlen zur Charakterisierung der ermittelten Differenzen der Behandler für NSBa aufgeführt. Hierbei handelt es sich um einen Winkel, der bei der statistischen Analyse sowohl viele als auch hohe Überschreitungen des ÄB aufweist.

Tabelle 21 Verteilung der Differenzen B1(MW) – B2, B1(MW) – B3 und B2 – B3 für NSBa in den Fernröntgenansichten der IADR-DVT-Datensätze

NSBa [°] // B1(MW) vs. B2 vs. B3	MW	SD	SE	95 % KI	
				Untere	Obere
Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B2	-4,59	10,08	2,26	-9,31	0,13
Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B3	-0,93	4,17	0,93	-2,88	1,02
Xray + Soft Tissue, B2 - Xray + Soft Tissue, B3	3,67	10,97	2,45	-1,47	8,80
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B2	-11,94	11,37	2,54	-17,26	-6,62
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B3	0,33	5,72	1,28	-2,35	3,01
Soft + Bone, B2 - Soft + Bone, B3	12,27	12,28	2,74	6,52	18,02
MIP, B1(MW) - MIP, B2	-13,42	11,36	2,54	-18,73	-8,10
MIP, B1(MW) - MIP, B3	-0,31	11,96	2,67	-5,90	5,29
MIP, B2 - MIP, B3	13,11	10,76	2,41	8,07	18,15

MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung, SE = Standardfehler des Mittelwerts, 95 % KI = 95 % Konfidenzintervall

Betrachtet man hier die Standardabweichungen, so fällt auf, dass diese bei den Behandlervergleichen im Bildmodus *Xray + Soft Tissue* am kleinsten (10,08, 4,17 und 10,97), im Bildmodus *Soft + Bone* etwas größer (11,37, 5,75 und 12,28) und im Bildmodus *MIP* insgesamt am größten (11,36, 11,96 und 10,76) sind. Lediglich beim Vergleich B1(MW) – B3 im Bildmodus *Xray + Soft Tissue* liegt das 95 % KI vollständig innerhalb des vorgegebenen Toleranzbereichs von $\pm 3^\circ$. Im Bildmodus *Soft + Bone* liegen die Konfidenzintervallgrenzen auf einer Seite außerhalb des tolerierten Bereichs von $\pm 3^\circ$ und im Bildmodus *MIP* überschreiten die Konfidenzintervallgrenzen auf beiden Seiten deutlich den Äquivalenzbereich. Tabelle 22 zeigt den Vergleich B1(MW) – B3 noch einmal zur Übersicht in allen drei Bildmodi.

Tabelle 22 Verteilung der Differenzen B1(MW) – B3 für NSBa in den Fernröntgenansichten der IADR-DVT-Datensätze

NSBa [°] // B1(MW) - B3	MW	SD	SE	95 % KI	
				Untere	Obere
Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B3	-0,93	4,17	0,93	-2,88	1,02
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B3	0,33	5,72	1,28	-2,35	3,01
MIP, B1(MW) - MIP, B3	-0,31	11,96	2,67	-5,90	5,29

MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung, SE = Standardfehler des Mittelwerts, 95 % KI = 95 % Konfidenzintervall

Die Bland-Altman-Plots für NSBa in Abbildung 24, 25 und 26 zeigen deutlich, dass die einzelnen Vergleiche der 20 Messungen (= 20 Patienten) je nach Bildmodus sehr unterschiedlich ausfallen. Im Modus *Xray + Soft Tissue* (Abbildung 24) liegen die meisten Werte entweder innerhalb des 95 % KI oder sehr dicht daneben. Die Regressionsgerade verläuft nahezu parallel zur Nulllinie, also hat die Größe des Winkels so gut wie keinen Einfluss auf das Messergebnis. Die Messungen von Behandler 1 und 3 sind äquivalent.

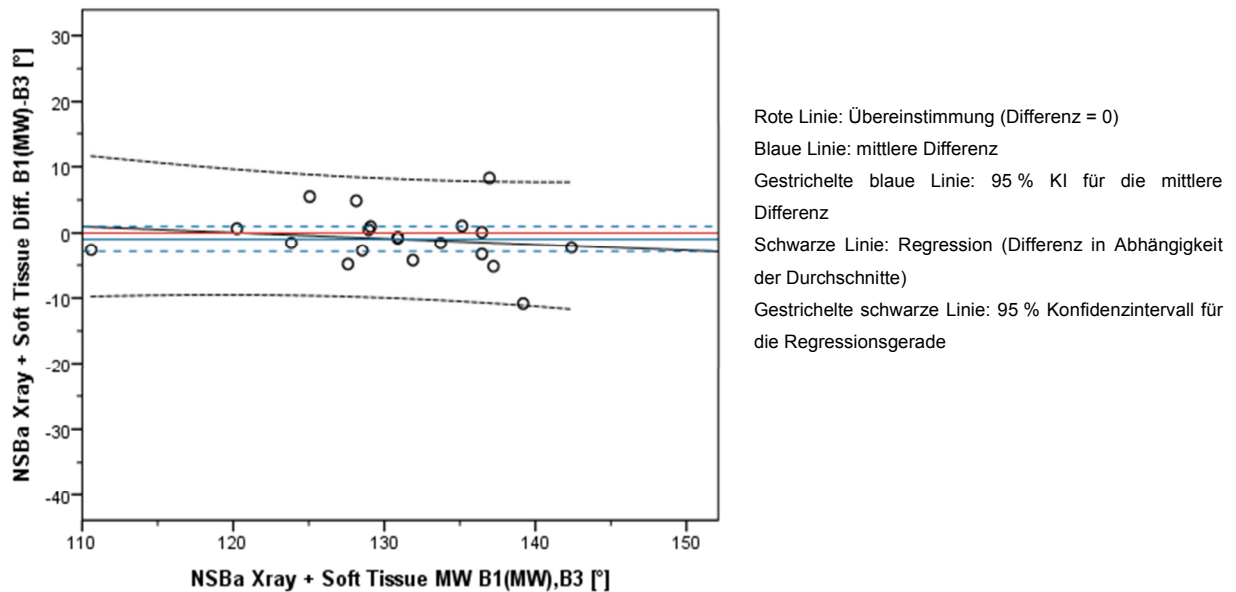


Abb. 24 Bland-Altman-Plot für NSBa im Bildmodus *Xray + Soft Tissue*

Im Bildmodus *Soft + Bone* (Abbildung 25) liegen die Punkte etwas weiter auseinander. Die steigende Regressionsgerade zeigt, dass die Messungen hier abhängig von der Größe der einzelnen gemessenen Winkel sind. Je größer der Winkel ist, desto größer werden auch die Differenzen.

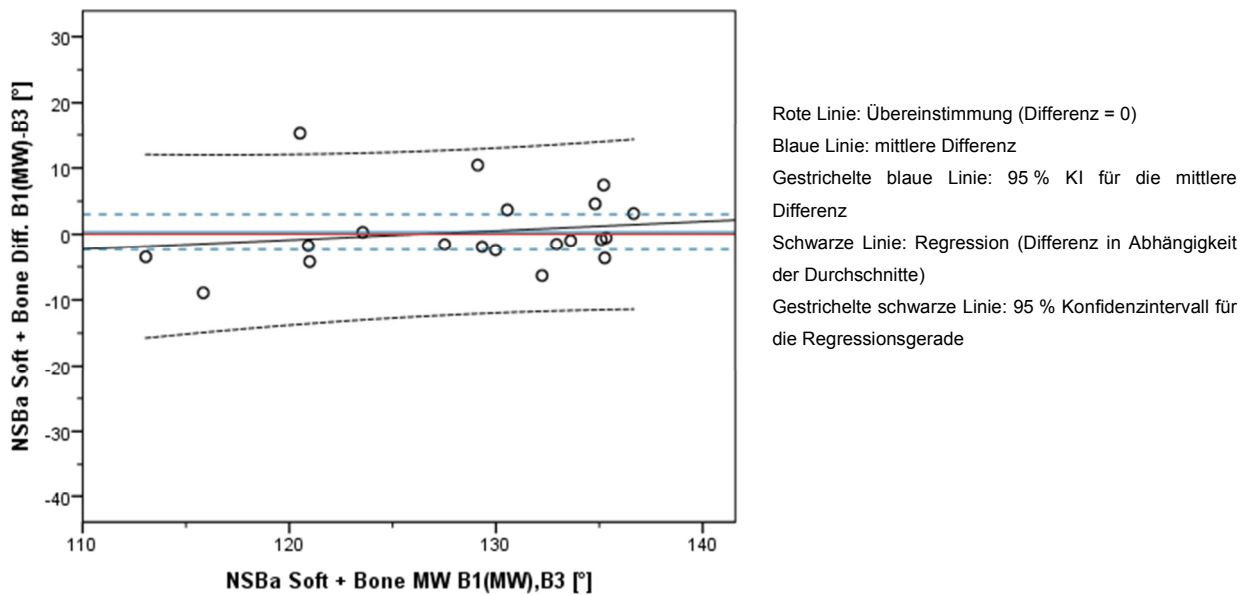


Abb. 25 Bland-Altman-Plot für NSBa im Bildmodus *Soft + Bone*

Im Bildmodus *MIP* (Abbildung 26) wird an der weit auseinander gezogenen Punktwolke deutlich, dass sich die gepaarten Differenzen der Messungen der Behandler B1(MW) – B3 merkbar unterscheiden. Die Regressionsgerade steigt sichtlich. Hier gilt: je größer der gemessene Winkel, desto größer die Differenz.

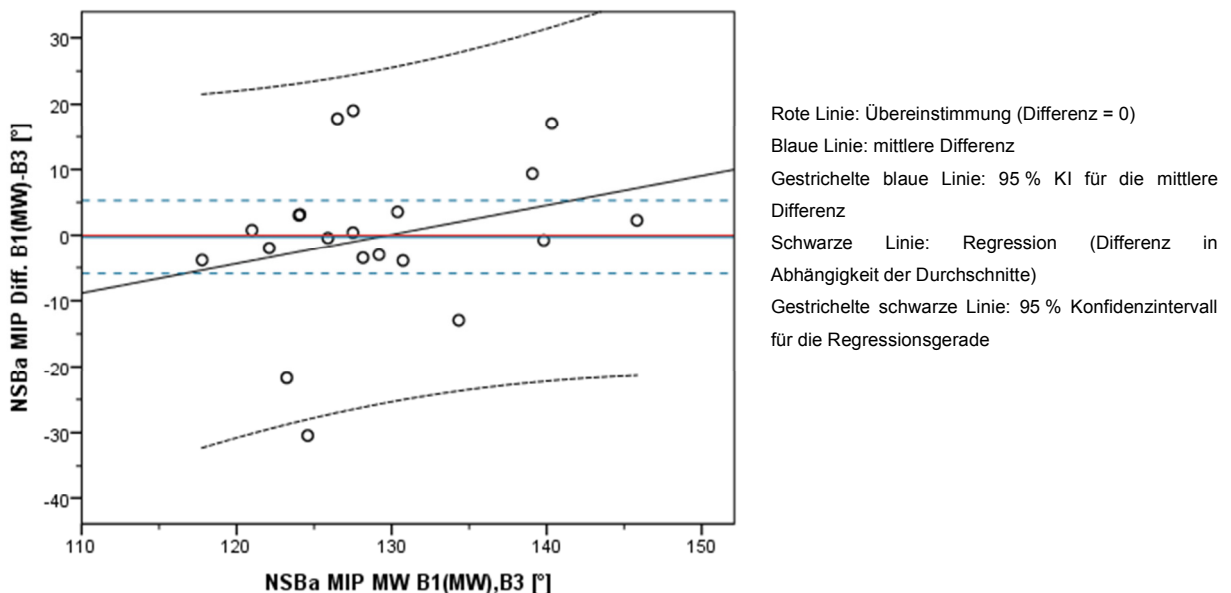


Abb. 26 Bland-Altman-Plot für NSBa im Bildmodus *MIP*

Die hier beispielhaft für den Winkel NSBa aufgeführten Bland-Altman-Diagramme bestätigen die in der Ergebnisübersicht bereits abgebildete Tendenz, dass die Messungen im Bildmodus *Xray + Soft Tissue* denen am konventionellen

Fernröntgenseitenbild am ehesten gleich kommen. Die Bildmodi *Soft + Bone* und MIP scheinen sich für eine zweidimensionale FRS-Analyse weniger zu eignen.

4.3.5 Quantitativer Vergleich von konventionellen Fernröntgenseitenbildern mit rekonstruierten Fernröntgenansichten

Der letzte und für diese Studie wesentliche statistische Test war die Analyse des Vergleichs der beiden Röntgengeräte *Orthophos Plus DS Ceph* (Fa. Sirona, Wals, Österreich) und *ProMax 3D Mid* (Fa. Planmeca, Helsinki, Finnland), um die Reproduzierbarkeit der FRS-Analyse an letzterem zu beurteilen. Sämtliche Messreihen, die am konventionellen digitalen Fernröntgenseitenbild erstellt wurden, wurden sowohl intraindividuell als auch interindividuell mit den Messreihen der drei aus den IADR-DVT-Datensätzen rekonstruierten Fernröntgenansichten verglichen. Fällt das Ergebnis der Vergleiche hierbei in den tolerierten Äquivalenzbereich, so können die Messungen als gleich betrachtet und die Bildqualität als ausreichend gut für die kieferorthopädische FRS-Analyse angenommen werden. Im Folgenden werden die Ergebnisse zuerst hinsichtlich der getesteten Parameter, dann hinsichtlich der drei Bildmodi sowie anschließend zusätzlich zu den Bildmodi noch hinsichtlich der drei Behandler untereinander differenziert betrachtet und beschrieben. Die vollständigen statistischen Analysen finden sich im Anhang Kapitel 7.2.

Beim intraindividuellen Vergleich fällt auf, dass die Kennwerte der deskriptiven Statistik bereits gravierende Unterschiede in Bezug auf die einzelnen Parameter, Behandler und Geräte aufweisen. So gibt es Parameter, bei denen die Messungen von B1, B2 und B3 nahezu übereinstimmen, andere, bei denen sie sich in allen vier getesteten Bildarten voneinander unterscheiden und wieder andere, bei denen die von B2 erhobenen Messungen einen erheblichen Unterschied zu denen von B1 und B3 aufweisen.

Stellvertretend für die nahezu identische Messung eines Winkels durch alle drei Behandler in beiden Röntgengeräten werden in Abbildung 27 zuerst Fehlerbalken für die Mittelwerte und die zugehörigen 95 % Konfidenzintervalle der Messungen des Winkels ANB gezeigt. Die Mittelwerte liegen bei B1 zwischen $3,33^\circ$ und $3,87^\circ$, bei B2 zwischen $3,67^\circ$ und $4,2^\circ$ und bei B3 zwischen $3,83^\circ$ und $4,25^\circ$. Damit beträgt der größte Unterschied weniger als 1° .

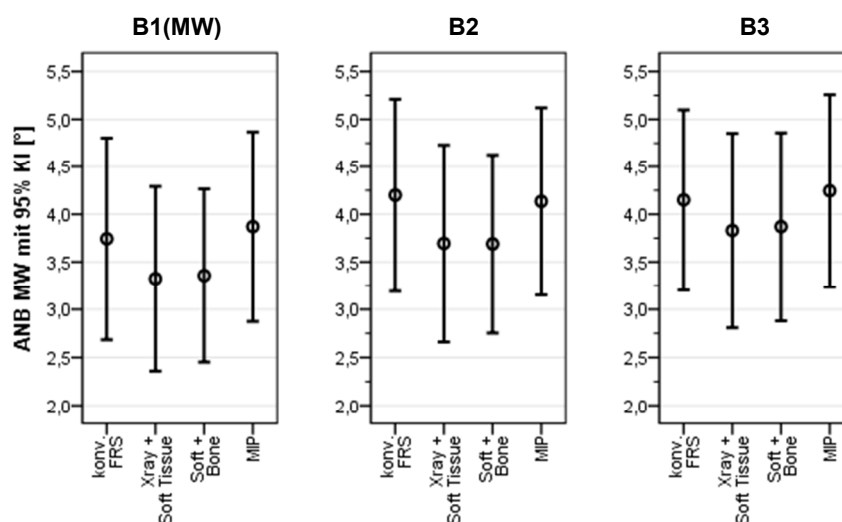


Abb. 27 Mittlerer ANB mit 95 % Konfidenzintervall [°] in allen vier Bildarten von B1(MW), B2 und B3

Entsprechend signifikant fallen die Ergebnisse der gepaarten Differenzen aus. Hier liegen die Mittelwerte zwischen $-0,13^\circ$ und $0,51^\circ$, die Messungen sind also äquivalent. In Tabelle 23 ist die vergleichende Statistik für den Winkel ANB aufgelistet.

Tabelle 23 Verteilung der Differenzen konv. FRS – IADR-DVT-Aufnahme für ANB

ANB [°] // Vergleich konv. FRS vs. IADR-DVT-Aufnahme	MW	SD	SE	95% KI	
				Untere	Obere
konv. FRS, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B1(MW)	0,42	0,89	0,20	0,00	0,84
konv. FRS, B1(MW) - Soft + Bone, B1(MW)	0,39	0,98	0,22	-0,07	0,84
konv. FRS, B1(MW) - MIP, B1(MW)	-0,13	1,38	0,31	-0,77	0,52
konv. FRS, B2 - Xray + Soft Tissue, B2	0,51	1,15	0,26	-0,03	1,04
konv. FRS, B2 - Soft + Bone, B2	0,51	1,40	0,31	-0,14	1,16
konv. FRS, B2 - MIP, B2	0,07	0,75	0,17	-0,28	0,41
konv. FRS, B3 - Xray + Soft Tissue, B3	0,32	1,13	0,25	-0,21	0,85
konv. FRS, B3 - Soft + Bone, B3	0,28	1,28	0,29	-0,32	0,88
konv. FRS, B3 - MIP, B3	-0,09	0,78	0,17	-0,46	0,27

MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung, SE = Standardfehler des Mittelwerts, 95% KI = 95% Konfidenzintervall

Beim Nasolabialwinkel hingegen liegen die Messreihen aller Behandler weit auseinander. Die Mittelwerte von B1 liegen zwischen $110,96^\circ$ und $114,19^\circ$, bei B2 liegen sie zwischen $114,52^\circ$ und $115,98^\circ$ und bei B3 zwischen $109,54^\circ$ und $112,71^\circ$; Abbildung 28 zeigt diese Unterschiede. Die Standardabweichungen sind bei allen drei Behandlern sehr groß. Sie liegen zwischen $8,84^\circ$ und $11,32^\circ$. Dadurch werden die 95 % Konfidenzintervalle sehr groß.

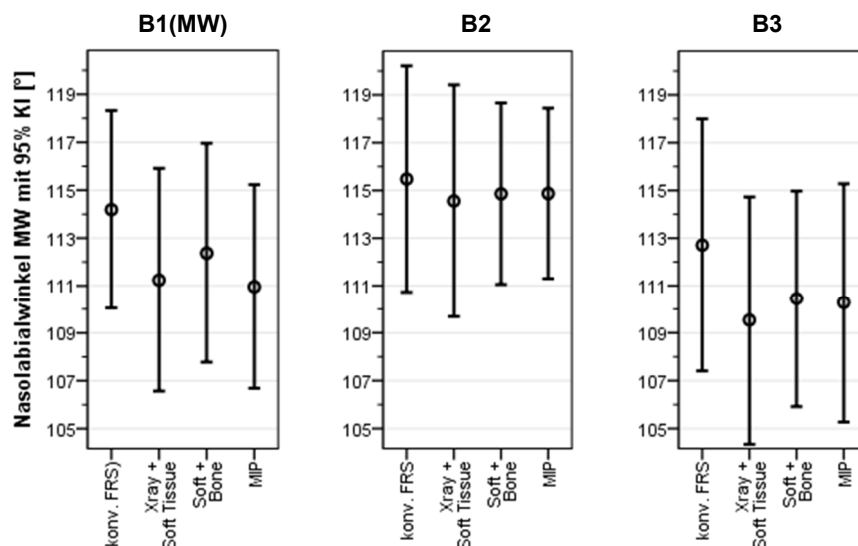


Abb. 28 Mittlerer Nasolabialwinkel mit 95 % Konfidenzintervall [°] in allen vier Bildarten von B1(MW), B2 und B3

Betrachtet man die Paardifferenzen der Messungen des Nasolabialwinkels, so liegt das 95 % Konfidenzintervall bei keinem Behandlervergleich innerhalb des ÄB, da die obere Grenze stets überschritten wird. In Tabelle 24 wird dies ersichtlich.

Tabelle 24 Verteilung der Differenzen konv. FRS – IADR-DVT-Aufnahme für den Nasolabialwinkel

Nasolabialwinkel [°] // konv. FRS vs. IADR-DVT-Aufnahme	MW	SD	SE	95 % KI	
				Untere	Obere
konv. FRS, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B1(MW)	2,95	6,65	1,49	-0,17	6,06
konv. FRS, B1(MW) - Soft + Bone, B1(MW)	1,82	5,99	1,34	-0,99	4,62
konv. FRS, B1(MW) - MIP, B1(MW)	3,23	5,87	1,31	0,48	5,97
konv. FRS, B2 - Xray + Soft Tissue, B2	0,92	8,11	1,81	-2,88	4,72
konv. FRS, B2 - Soft + Bone, B2	0,62	6,23	1,39	-2,30	3,53
konv. FRS, B2 - MIP, B2	0,61	7,50	1,68	-2,90	4,11
konv. FRS, B3 - Xray + Soft Tissue, B3	3,17	6,30	1,41	0,22	6,12
konv. FRS, B3 - Soft + Bone, B3	2,26	7,02	1,57	-1,03	5,55
konv. FRS, B3 - MIP, B3	2,43	5,01	1,12	0,09	4,77

MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung, SE = Standardfehler des Mittelwerts, 95 % KI = 95 % Konfidenzintervall

Beim Winkel NSBa stimmen die Messungen von B1 und B3 weitgehend überein, diejenigen von B2 weichen jedoch stark davon ab. Hierbei handelt es sich um den Parameter mit den höchsten Überschreitungen. Bei B1 liegen die Mittelwerte zwischen 128,79° und 130,19°, bei B3 zwischen 128,46° und 131,52°. Bei B2 ist dagegen ein erheblicher Unterschied zu finden: Die Mittelwerte schwanken zwischen 127,89° und

142,37°. Abbildung 29 zeigt Fehlerbalken für die Mittelwerte und die zugehörigen 95 % Konfidenzintervalle der Winkelmessungen von NSBa in allen vier Bildarten.

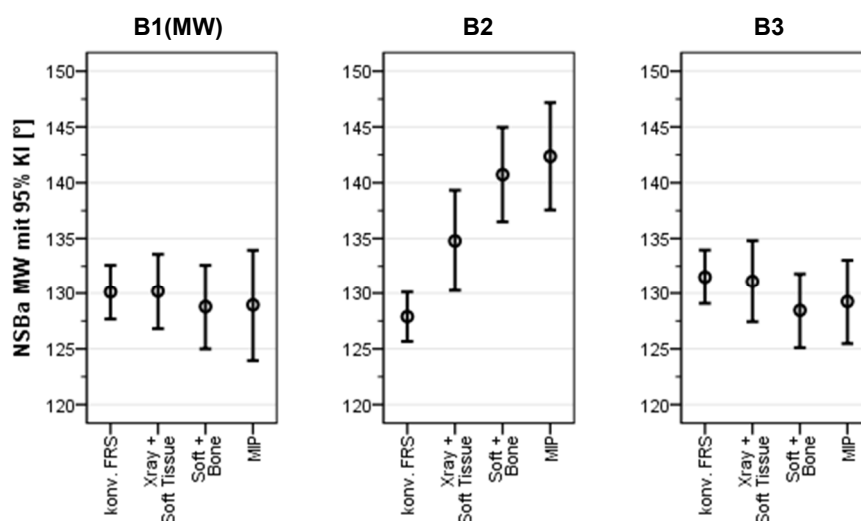


Abb. 29 Mittlerer NSBa mit 95 % Konfidenzintervall [°] in allen vier Bildarten von B1(MW), B2 und B3

Es fällt zudem auf, dass die Messungen von B1 und B2 jeweils im konventionellen Fernröntgenseitenbild und im Bildmodus *Xray + Soft Tissue* des IADR-DVT-Scans nahezu identisch sind. Auch beim Gerätevergleich wird dies noch einmal deutlich, wie in Tabelle 25 abzulesen ist. Es treten bei allen Vergleichen sehr hohe Überschreitungen der Grenzen des 95 % KI auf, bei B2 liegt die untere Grenze des 95 % KI bei -18,83°, die Überschreitung beträgt somit 15,83°. Einzig die Vergleiche zwischen konv. FRS und *Xray + Soft Tissue* bei B1(MW) und B3 können als gleich angesehen werden.

Tabelle 25 Verteilung der Differenzen konv. FRS – IADR-DVT-Aufnahme für NSBa

NSBa [°] // konv. FRS vs. IADR-DVT-Aufnahme	MW	SD	SE	95% KI	
				Untere	Obere
konv. FRS, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B1(MW)	-0,07	4,32	0,97	-2,09	1,95
konv. FRS, B1(MW) - Soft + Bone, B1(MW)	1,33	6,50	1,45	-1,71	4,37
konv. FRS, B1(MW) - MIP, B1(MW)	1,18	9,84	2,20	-3,43	5,78
konv. FRS, B2 - Xray + Soft Tissue, B2	-6,90	8,41	1,88	-10,83	-2,96
konv. FRS, B2 - Soft + Bone, B2	-12,84	8,26	1,85	-16,71	-8,97
konv. FRS, B2 - MIP, B2	-14,48	8,34	1,87	-18,38	-10,57
konv. FRS, B3 - Xray + Soft Tissue, B3	0,40	4,31	0,96	-1,62	2,42
konv. FRS, B3 - Soft + Bone, B3	3,06	6,17	1,38	0,17	5,95
konv. FRS, B3 - MIP, B3	2,27	7,96	1,78	-1,46	5,99

MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung, SE = Standardfehler des Mittelwerts, 95% KI = 95% Konfidenzintervall

Stellt man nun alle Messungen (M1, M2 und M3 von B1 sowie die Messreihen von B2 und B3) der drei Bildmodi des IADR-DVT-Datensatzes denen im konventionellen FRS gegenüber und errechnet, wieviel Prozent der Messungen als gleich im Sinne der Intervallinklusionsregel angesehen werden können, so ergeben sich die im Säulendiagramm der Abbildung 30 aufgeführten Prozentsätze. Bei *Xray + Soft Tissue* stimmen 77,1 % der Messungen mit denen im konv. FRS überein, bei *Soft + Bone* sind es 56,2 % und bei *MIP* dagegen nur 52,4 %.

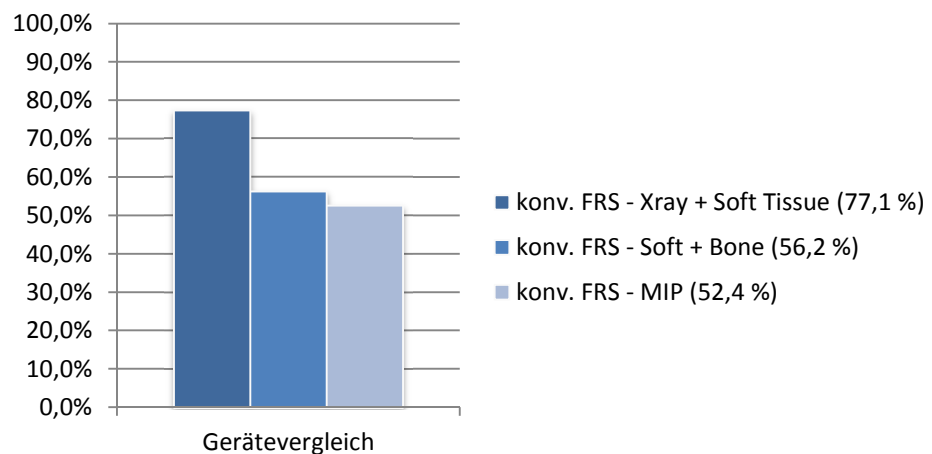


Abb. 30 Prozentsatz der als äquivalent getesteten Messungen im Gerätevergleich

Anschließend sollen die Testergebnisse der Gerätevergleiche zusätzlich nach den drei Behandlern aufgeschlüsselt werden. Es fällt auf, dass bei B2 die wenigsten Messreihen reproduzierbar sind. Behandler 1 und 3 haben annähernd gleich viele Übereinstimmungen. Sowohl in Tabelle 26 als auch in Abbildung 31 werden diese Ergebnisse deutlich. Beim Gerätevergleich kommt der Bildmodus *Xray + Soft Tissue* dem Goldstandard des konventionellen FRS am nächsten. So sind bei Behandler 1 85,7 % aller Messungen äquivalent und bei Behandler 3 81,0 %.

Tabelle 26 Prozentsatz reproduzierbarer Messreihen im Gerätevergleich

Gerätevergleich	B1(MW)	B2	B3
konv. FRS - Xray + Soft Tissue	85,7 %	47,6 %	81,0 %
konv. FRS - Soft + Bone	57,1 %	42,9 %	52,4 %
konv. FRS - MIP	57,1 %	42,9 %	52,4 %

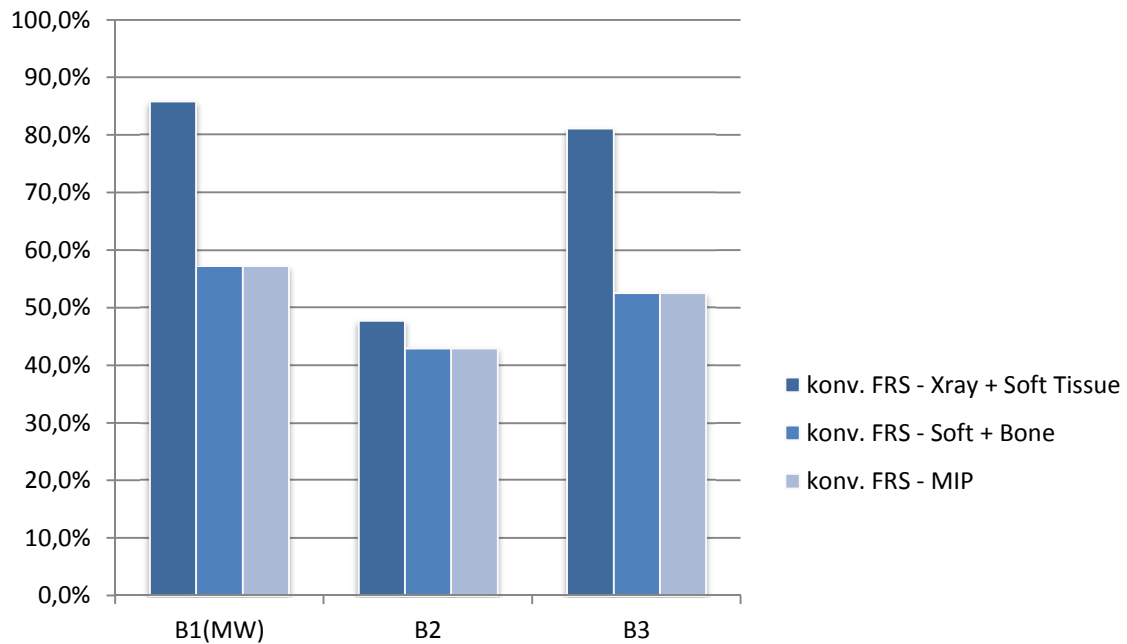


Abb. 31 Gerätevergleich, aufgeschlüsselt nach Behandlern

Für den interindividuellen Vergleich werden nur die Messungen der Winkel herangezogen. Dazu werden die Mittelwerte der Standardabweichungen aller Behandlervergleiche im konventionellen Fernröntgenseitenbild gebildet und mit denen der drei Bildmodi des IADR-DVT-Scans verglichen. Die unterschiedlichen Ergebnisse der Messungen in den drei Bildmodi werden hier besonders deutlich. Es ergeben sich die in Abbildung 32 dargestellten Graphen. Im Behandlervergleich B1(MW) – B3 zeigt sich eine Reproduzierbarkeit mit annähernd gleicher Streuung beim konv. FRS und bei dem Bildmodus *Xray + Soft Tissue*. Nur diese beiden können hier als gleich angesehen werden. Die Behandlervergleiche B1(MW) – B2 und B2 – B3 weisen in allen drei Bildmodi eine auffallend abweichende Streuung auf.

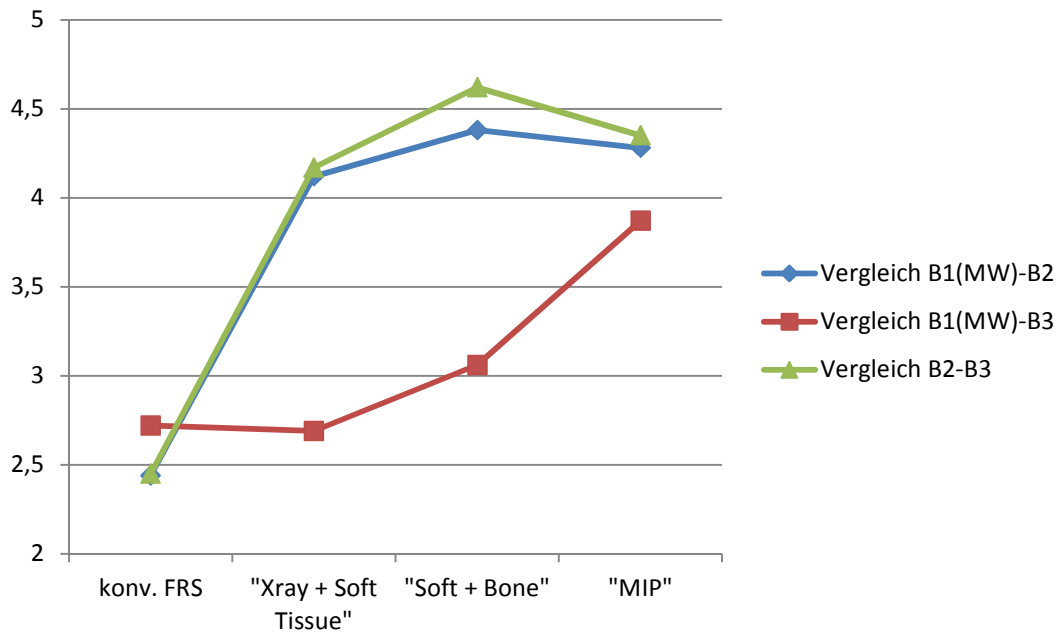


Abb. 32 Mittelwerte der Standardabweichungen aller Behandlervergleiche (Y-Achse) hinsichtlich der drei Bildmodi im Vergleich zum konv. FRS (Winkelmessungen)

4.4 Zusammenfassung der Ergebnisse

Im Hinblick auf das dreistufige Studiendesign kann Folgendes festgestellt werden:

Bei der intraindividuellen Erfassung der Winkel und Strecken am konventionellen FRS lässt sich für alle Parameter eine statistisch signifikante Äquivalenz feststellen. Die intraindividuellen Messungen in den aus den IADR-DVT-Datensätzen rekonstruierten Fernröntgenansichten sind, abgesehen vom Winkel NSBa in den Bildmodi *Xray + Soft Tissue* und *MIP*, ebenfalls gleich.

Der interindividuelle Vergleich im konventionellen FRS führt beim Behandlervergleich B1(MW) – B3 in 95,2 % der Messungen zu gleichen Resultaten. In den aus den IADR-DVT-Datensätzen rekonstruierten Fernröntgenansichten finden sich hier mit 84,1 % gleichen Messungen immer noch sehr gute Ergebnisse.

Der Gerätevergleich anhand der konventionellen FRS und den aus den IADR-DVT-Datensätzen rekonstruierten Fernröntgenansichten ergibt im Bildmodus *Xray + Soft Tissue* eine statistisch signifikante Äquivalenz bei 78,5 % aller Messungen. Im Bildmodus *Soft + Bone* sind es 56,4 %, im Bildmodus *MIP* liegt noch eine Übereinstimmung von 53,2 % der Messungen vor. Intraindividuell ergibt sich bezüglich der Behandler 1 und 3 ein positiveres Bild: Hier liegen im Bildmodus *Xray + Soft Tissue* sogar 85,7 % (B1(MW)) bzw. 81,0 % (B3) äquivalente Messungen vor.

5 Diskussion

Die der vorliegenden Arbeit zugrunde liegende Studie ergab die in Kapitel 4 aufgeführten Ergebnisse. Diese werden im Folgenden gewertet, wobei auch ein Zusammenhang mit ähnlichen Studien anderer Autoren hergestellt wird. Die fünf aufgestellten Hypothesen über den Vergleich der Bildqualität des konventionellen digitalen Röntgengerätes Orthophos Plus DS Ceph (Fa.Sirona, Wals, Österreich) und des Digitalen Volumentomographen ProMax 3D Mid (Fa. Planmeca, Helsinki, Finnland) sowie deren Verwendbarkeit für die kieferorthopädische Diagnostik werden in jeweils unterschiedlichem Maße bestätigt. Zuerst werden die angewandten Methoden, anschließend die Ergebnisse hinsichtlich der aufgestellten Hypothesen diskutiert.

5.1 Diskussion der Methoden

5.1.1 Auswahl der konventionellen Fernröntgenseitenbilder

Die konventionellen digitalen Fernröntgenseitenbilder wurden retrospektiv aus dem Pool der 9–17jährigen Patienten der kieferorthopädischen Fachpraxis von Fr. Dr. Kerstin Wiemer nach klar definierten Kriterien ausgewählt. Es handelte sich ausschließlich um Bilder, die im Rahmen der kieferorthopädischen Anfangsdiagnostik aufgenommen worden waren. Um später vergleichbare Aussagen zu erhalten, wurden nur Bilder mit Scanparametern von 69–77 kV Röntgenröhrenspannung und 14–15 mA Stromstärke bei einer Belichtungszeit von 0,27 s in die Studie eingeschlossen. Die Patienten waren vor dem Auslösen des Röntgenstrahls routinemäßig von einer dafür ausgebildeten und dazu ermächtigten zahnmedizinischen Fachangestellten darauf hingewiesen worden, die habituelle Okklusion einzunehmen und den Kopf während der Aufnahme ruhig zu halten. Eine aktuelle Studie von David et al. beweist zwar, dass konventionelle Fernröntgenseitenbilder trotz falscher Patientenpositionierung sowohl inter- als auch intraindividuell gleiche Ergebnisse liefern [82], dennoch wurden in diese Studie nur Röntgenbilder eingeschlossen, die Fehler wie beispielsweise Doppelkonturen durch eine geneigte Kopfhaltung oder Kopfbewegungen des Patienten nicht aufwiesen.

Um Fehlerquellen bei der sich anschließenden FRS-Analyse der konventionellen Fernröntgenseitenbilder zu minimieren, wurden nur Bilder, welche die oben genannten Kriterien erfüllten, eingeschlossen.

5.1.2 Auswahl der IADR-DVT-Datensätze und Rekonstruktion der Fernröntgenansichten

Für die Aufnahme in die Studie war es unabdingbare Voraussetzung, dass bei den vorausgewählten Patienten zusätzlich zu dem konventionellen FRS immer auch ein DVT-Scan vorlag, welcher mit einem maximalen Abstand von 30 Tagen angefertigt worden war. Es handelte sich also um IADR-DVT-Datensätze, die im Rahmen der Anfangsdiagnostik aufgenommen wurden. Zur Überprüfung des Therapieerfolges, also als Schlussdiagnostik, sind DVT-Aufnahmen generell sehr selten indiziert [58]. Die rechtfertigende Indikation wurde bei allen 20 Patienten individuell gestellt. Auch die Aufnahmeparameter waren nach dem Prinzip der indikationsabhängigen Dosisreduktion ausgewählt worden. Um im Rahmen der vorliegenden Arbeit eine Aussage über die DVT-Datensätze im Hinblick auf ihre Bildqualität treffen zu können, wurden diese dahingehend ausgewählt, dass die Scanparameter aller Patienten gleich waren (90 kV, 2 mA, 9 s, 0,6 voxel, 20 x 17 cm FoV, Schilddrüsenschutz). Die effektive Strahlendosis betrug immer **12,3 μ Sv** [20]. Im Gegensatz zur konventionellen Röntgentechnik des Fernröntgenseitenbildes wirkt sich die Position des Patienten im DVT-Gerät während der Aufnahme des dreidimensionalen Datensatzes nicht erheblich auf das Bild aus [83]. Um Verzerrungen (*distortion*) zu vermeiden, muss der Patient lediglich nach der Midsagittal-Ebene ausgerichtet und fest im Gerät fixiert sein [42], denn Kopfbewegungen würden bei der anschließenden Rekonstruktion zu Fehlern führen [84].

Um den dreidimensionalen Datensatz mit dem konventionellen FRS vergleichen zu können, wurde er durch Rekonstruktion in eine zweidimensionale Form umgewandelt, wodurch zwangsläufig Eigenschaften der DVT-Aufnahme verloren gehen. Während man sich in einem 3D-Datensatz virtuell in allen drei Ebenen – axial, koronal und sagittal – bewegen und so die Übergänge von Gewebearten verschiedener Dichte, beispielsweise von Wurzelspitze zu umliegendem Knochen, gut erkennen kann, ist diese Möglichkeit in der zweidimensionalen Projektion nicht mehr gegeben. Das Bild kann somit nicht mehr auf dynamische Weise betrachtet werden. Dafür bietet die

Software *InVivo Dental 5.1* (Fa. Anatomage Inc., San Jose, Kalifornien) diverse voreingestellte Filter (*Presets*) an, von denen hier aufgrund ihrer unterschiedlichen Eigenschaften *Xray + Soft Tissue*, *Soft + Bone* und *MIP* ausgewählt und untersucht wurden.

Die Rekonstruktion der Fernröntgenansichten ist zwingend notwendig, da nur in diesem Fall die klassische FRS-Analyse in gleicher Weise angewendet werden kann wie bei einem konventionellen FRS [85].

Da zweidimensionale Röntgenaufnahmen in der kieferorthopädischen Diagnostik seit Jahrzehnten aufgenommen und ausgewertet werden, hat das oben beschriebene Vorgehen die positive Folge, dass die Behandler die Arbeit mit seitlichen Fernröntgenbildern gewohnt sind [73].

5.1.3 Messmethodik

Sowohl die 20 konventionellen digitalen Fernröntgenseitenbilder als auch die 60 aus den IADR-DVT-Datensätzen generierten Fernröntgenansichten wurden digital vermessen. Dabei kam eine standardisierte FRS-Analyse zum Einsatz (vgl. Kapitel 3.1.6). Mithilfe eines mobilen Fadenkreuzes wurden in der Auswertungssoftware FR-WIN (Fa. Computer Konkret, Falkenstein, Deutschland) 22 kephalometrische Referenzpunkte eingezeichnet, aus denen anschließend 14 Winkel und 7 Strecken generiert wurden. Durch die vorherige, einheitliche Kalibrierung aller erstellten Bilder konnte die Entstehung von systematischen metrischen Messfehlern vermieden werden. Die Winkel- und Streckenmessungen wurden automatisch erstellt und gespeichert. Anschließend wurden sie zur statistischen Auswertung in eine Excel-Tabelle transferiert.

In vorausgegangenen Studien kam ein Versuchsaufbau zum Tragen, bei dem ebenfalls eine FRS-Analyse zur Überprüfung der Bildqualität von aus DVT-Aufnahmen generierten Fernröntgenansichten als Mittel verwendet worden ist [71, 86].

Dass die Normen, die zur Analyse von zweidimensional aufgenommenen Fernröntgenseitenbildern angewendet werden, auch für Projektionen aus dreidimensionalen DVT-Aufnahmen zugrunde gelegt werden können, gilt als bewiesen [70]. Die Winkel- und Streckenmessungen wurden mittels der etablierten Fernröntgenanalyse nach Segner und Hasund durchgeführt. Zusätzlich wurden zwei Strecken nach Ricketts gemessen (vgl. Tabelle 6). Die in der vorliegenden Studie

ausgewählten angulären und linearen Parameter wurden auch in ähnlich aufgebauten Studien so verwendet [72, 87].

Um die intraindividuelle Reproduzierbarkeit zu ermitteln, wurden die von Behandler 1 erstellten Messungen noch zwei Mal wiederholt. Für den interindividuellen Vergleich erstellten zwei weitere Behandler jeweils eine Messreihe. Cattaneo et al. führten ihre Studie ebenfalls mit drei Behandlern durch [72], Moshiri et al. ließen von zwei Behandlern jeweils drei Messreihen erstellen [88], Kumar et al. wiederholten die intraindividuellen Messungen ebenfalls drei Mal [73]. An dieser Methodik orientiert sich auch das Studiendesign der vorliegenden Arbeit.

Für die Durchführung dieser Studie war auf Seiten der Behandler Erfahrung im Umgang mit der Fernröntgenanalyse und mit verschiedenen Röntgenbildarten ein Auswahlkriterium. So besitzen alle drei beteiligten Fachzahnärzte für Kieferorthopädie die Fachkunde für DVT. Bei intraindividuellen Vergleichen von Messungen fällt allgemein auf, dass hier deutlich weniger Identifikationsfehler (*identification errors*) zu verzeichnen sind als bei interindividuellen [89, 90]. Als Hauptfehler bei der Untersuchung der Reproduzierbarkeit von Messungen werden von Baumrind et al. eine verminderte Bildqualität durch Projektions- und Identifikationsfehler genannt [91]. Handelt es sich um scharfe Knochenkanten, ist die Erkennbarkeit gut, ist die Knochenoberfläche jedoch gewölbt oder liegt eine kurvige Struktur vor, erhöht sich die Schwierigkeit der Erkennung. So ist Nasion beispielsweise leichter zu identifizieren als der B-Punkt [27]. Auch der Übergang von Wurzelspitzen zum kortikalen Knochen ist aufgrund der geringen Dichte der beiden Gewebearten in der DVT-Aufnahmen nicht immer eindeutig zu erkennen [90]. Eine verminderte Bildqualität könnte an einer zu geringen Strahlendosis oder – im Fall der vorliegenden Studie – an einem für die Darstellung der gewünschten Struktur ungeeigneten Bildmodus liegen. So ist z. B. der Nasolabialwinkel, ein Weichteilparameter, im Bildmodus *Soft + Bone* intraindividuell reproduzierbar gemessen worden, im Bildmodus *Xray + Soft Tissue* hingegen nicht (vgl. Tabelle 16).

Eine weitere Schwierigkeit besteht darin, den Mittelpunkt eines Körpers, der nicht mathematisch symmetrisch ist, eindeutig zu bestimmen. Dies tritt beispielsweise bei der Identifikation des Punktes Sella (S) auf, da die Fossa hypophysealis verschiedene anatomische Ausprägungen aufweist.

Bei interindividuellen Vergleichen treten zusätzlich zu oben genannten Gründen noch weitere hinzu. So liegen die Messwertunterschiede vermutlich im Wesentlichen am

unterschiedlichen Verständnis der Definitionen der kephalometrischen Referenzpunkte eines jeden Behandlers. Bezüglich des Nasolabialwinkels sollte von allen Behandlern folgende Definition des Punktes Subnasale ($\cdot sn \cdot$) verwendet werden: Der Punkt $\cdot sn \cdot$ liegt am Punkt des geringsten Kurvenradius am Übergang des Nasenstegs in die Oberlippe. Je nach individuellem Verständnis könnten so, abhängig vom jeweiligen Behandler, verschiedene Wendepunkte oder aber auch ein Punkt direkt unterhalb der Nase eingezeichnet worden sein, woraus eine erhebliche Veränderung der Größe des Nasolabialwinkels resultieren würde. Bei diesem Parameter liegen die gemessenen Mittelwerte aller Behandler in allen Bildmodi weit auseinander (vgl. Abbildung 27). Dass eine Fernröntgenanalyse niemals gänzlich ohne Identifikationsfehler durchgeführt werden kann, belegen auch die Ergebnisse einer anderen Studie [92].

5.1.4 Statistische Auswertung

Zur Überprüfung der angewandten Messmethode wurden der Methodenfehler δ nach Dahlberg und der Zuverlässigkeitskoeffizient R nach Houston berechnet. Die Ergebnisse zeigen, dass sich die Methode für den angestrebten Nachweis der Gleichheit der beiden Röntgengeräte eignet.

Betrachtet man den Methodenfehler nach Dahlberg, so zeigt sich, dass 20 von 21 δ -Werten unterhalb des geforderten Referenzwertes von 1,0 liegen. Bei den Winkeln liegen diese Werte dabei insgesamt etwas höher als bei den Strecken. Die Messmethode ist also für Streckenmessungen geeigneter als für Winkelmessungen. Aus der Formel lässt sich ableiten, dass die Streuungen der jeweiligen Messwertvergleiche – die Varianzen im Zähler – im Verhältnis zur eher niedrigen Anzahl der Röntgenbilder, Behandler und Messwiederholungen – im Nenner – für die Winkel höher als für die Strecken sind. Beim NSBa liegt δ knapp über 1,0, die Messmethode ist also für diesen Parameter nur bedingt geeignet. Es sei nämlich angemerkt, dass der Methodenfehler δ nicht zwischen systematischen und zufälligen Fehlern unterscheidet, was eine Interpretation der δ -Werte schwierig macht [79].

Betrachtet man die Zuverlässigkeitskoeffizienten R für die einzelnen Winkel- und Streckenmessungen, so findet sich kein Wert, der kleiner als 0,97 (97 %) ist. Es kann daraus geschlossen werden, dass die Varianzen der einzelnen Parameter verglichen mit der Gesamtvarianz gering sind.

Um die Gleichheit der beiden Röntgengeräte nachzuweisen, wurde ein Äquivalenztest durchgeführt. Dieser testet im Gegensatz zu verschiedenen Varianztests (engl. ANOVA = *analysis of variance*) nicht auf signifikante Unterschiede, sondern auf Gleichheit (Äquivalenz) zweier Messmethoden. Angewendet wird dabei die Intervallinklusionsregel, welche auf der Festlegung von klinisch relevanten Äquivalenzbereichen bei der Berechnung von Konfidenzintervallen mit einem Signifikanzniveau von $p = 5\%$ beruht. Die Konfidenzintervalle werden für alle Mittelwerte der gepaarten Differenzen berechnet. Liegt das den Mittelwerten zugehörige errechnete 95 % Konfidenzintervall innerhalb des Äquivalenzbereichs, so kann die zuvor aufgestellte Nullhypothese verworfen und stattdessen die Alternativhypothese angenommen werden. Dadurch wird die Äquivalenz der getesteten Methode bestätigt. Die Wahl der Größe des ÄB wird zum einen aufgrund der Überlegung, welche Messwertunterschiede als klinisch nicht relevant eingeschätzt werden, getroffen, zum anderen wird sie auch abhängig von der Anzahl der Beobachtungen (hier Messwiederholungen) festgelegt. Bei wenigen Messwiederholungen darf kein zu kleiner ÄB gewählt werden, da die Aussagekraft des Äquivalenztests dann abnimmt, was weniger differenzierte Überlegungen zu den Ursachen der Ergebnisse zulassen würde. Je mehr Messwiederholungen einer Studie zugrunde liegen, desto kleiner kann der ÄB gewählt werden. Da die hier getestete FRS-Analyse zum Teil aus kleinen, überwiegend aber aus mittleren und großen Parametern besteht, wurde mit $\pm 3^\circ$ bzw. ± 3 mm ein mittelgroßer ÄB im Hinblick auf die klinische Relevanz festgelegt. Auch die mit fünf eher geringe Anzahl an Messwiederholungen rechtfertigt diese Entscheidung. Bei der Auswertung der Ergebnisse zeigte sich im Nachhinein in vielen Fällen, dass der ÄB oftmals hätte kleiner gewählt werden können (vgl. Kapitel 4.3.1, 4.3.2 und 4.3.3), worauf in den entsprechenden Kapiteln der Diskussion auch hingewiesen wird (vgl. Kapitel 5.2.1 und 5.2.3). Unter diesem Gesichtspunkt könnten nachfolgende Studien mit einer höheren Anzahl an Messwiederholungen und einem kleineren ÄB, beispielsweise $\pm 2^\circ$ bzw. ± 2 mm, durchgeführt werden.

Der Vorteil des Äquivalenztests liegt in der übersichtlichen Auswertung, da es bereits anhand der Tabellen gut erkennbar ist, ob das errechnete KI innerhalb des ÄB liegt oder nicht.

Zur Visualisierung der Unterschiede zweier Messreihen bietet sich das Verfahren nach Bland-Altman an. Es besteht im graphischen Auftragen zweier Messergebnisse gegen ihren Mittelwert. Hieraus ist vor allem die Streuung der einzelnen Messwertepaare

ablesbar und die eindeutige Quantifizierung des Unterschiedes zwischen den beiden Messmethoden möglich [93].

5.2 Diskussion der Ergebnisse

5.2.1 Intraindividueller Vergleich konventioneller Fernröntgenseitenbilder

Die Hypothese 1, nämlich dass im konventionellen FRS Strecken und Winkel anhand von definierten kephalometrischen Referenzpunkten intraindividuell reproduzierbar erfasst werden können, wird durch die in dieser Studie ermittelten Ergebnisse uneingeschränkt bestätigt. Es zeigt sich eindeutig, dass Messwiederholungen, die von ein und demselben Behandler unter gleichen Rahmenbedingungen durchgeführt wurden, stets zu gleichen Ergebnissen führen. Die intraindividuelle Reproduzierbarkeit der FRS-Analyse am konventionellen Fernröntgenseitenbild ist also hoch.

Betrachtet man die Mittelwerte der gepaarten Differenzen der Messreihen M1 – M2, M1 – M3 und M2 – M3 von Behandler 1, so fällt auf, dass sie alle sehr nahe bei 0 liegen. Im Rahmen der hier angewendeten Intervallinklusionsregel können also alle drei durchgeführten Messreihen als äquivalent bezeichnet werden. Der vor der Auswertung der Daten festgelegte Äquivalenzbereich von $\pm 3^\circ$ bzw. ± 3 mm kann im Nachhinein sogar noch deutlich eingeschränkt werden. Bei den Winkelmessungen kann man den ÄB, außer bei den Ergebnissen des Nasolabialwinkels, auf $\pm 1,5^\circ$ halbieren. Bei den Streckenmessungen reicht ein ÄB von $\pm 0,5$ mm aus, um reproduzierbare Ergebnisse zu erhalten. Man kann somit davon ausgehen, dass wiederholte FRS-Analysen am konventionellen FRS durch ein und denselben Behandler zu stets gleichen Messwerten führen.

In einer Literaturstudie aus dem Jahr 2013 beschäftigen sich Durão et al. mit der Validität von seitlichen Fernröntgenbildern in der Kieferorthopädie [94]. Obwohl zahlreiche Studien den Eindruck erwecken, dass es keine Evidenz für den Mehrwert der durch eine FRS-Analyse treffbaren Aussagen gibt, bleibt sie dennoch ein Standardwerkzeug der kieferorthopädischen Diagnostik, denn sie liefert wichtige Informationen für die Therapieplanung. Die Entscheidung, ob ein Patient beispielsweise einer Extraktionstherapie von bleibenden Zähnen zugeführt wird, hängt entscheidend von den Ergebnissen der Fernröntgenanalyse ab [95].

Auch die DGZMK empfiehlt die Anfertigung eines Röntgenbildes zur Aufklärung über Schädel-, Kiefer- und Gesichtsskelettentwicklung und -morphologie vor, während und nach jeder kieferorthopädischen Behandlung [96]. Zur forensischen Absicherung des behandelnden Kieferorthopäden sind radiographische Unterlagen zur Dokumentation der Behandlung ebenfalls empfehlenswert. Von den gesetzlichen Krankenkassen werden sie aktuell zwei bis drei Mal je Behandlung erstattet.

Auf der Grundlage oben genannter Ergebnisse lässt sich also feststellen, dass die Bildqualität konventioneller digitaler Fernröntgenseitenbilder des Gerätes *Orthophos Plus DS Ceph* (Fa. Sirona, Wals, Österreich), wie vorher angenommen, so gut ist, dass intraindividuell Winkel- und Streckenmessungen reproduzierbar durchgeführt und als Bezugsgröße für die weiteren statistischen Untersuchungen herangezogen werden können.

5.2.2 Intraindividueller Vergleich rekonstruierter Fernröntgenansichten

Die in dieser Studie aufgestellte Hypothese 2, in drei verschiedenen, aus einem IADR-DVT-Datensatz rekonstruierten, seitlichen Fernröntgenansichten können Strecken und Winkel anhand von definierten kephalometrischen Referenzpunkten intraindividuell reproduzierbar erfasst werden, kann bestätigt werden. Mehrere Studien beschäftigten sich bereits mit der Messgenauigkeit verschiedener Parameter der FRS-Analyse an aus DVT-Aufnahmen mit höheren effektiven Strahlendosen rekonstruierten Fernröntgenansichten [71, 72, 97]. Außerdem wurden Messungen an DVT-Scans mit Messungen an menschlichen Schädeln verglichen. Dabei wurde gezeigt, dass in den DVT-Aufnahmen ermittelte Streckenmessungen den tatsächlichen Strecken am menschlichen Schädel entsprechen [88]. Die Ergebnisse des Äquivalenztests der für diese Arbeit durchgeführten Studie sind für die Streckenmessungen auch alle uneingeschränkt statistisch signifikant ausgefallen. Die Mittelwerte der gepaarten Differenzen liegen bei allen drei untersuchten Bildmodi sehr nahe bei 0, bei dem Parameter Sp'-Gn z. B. liegen sie im Bildmodus *Xray + Soft Tissue* bei -0,01, 0,06 und 0,07, im Bildmodus *Soft + Bone* bei 0,06, 0,07 und 0,01 und im Bildmodus *MIP* bei -0,01, 0,03 und 0,04. Alle drei Bildmodi eignen sich demnach für Streckenmessungen.

Bei den Winkelmessungen machen sich kleine Unterschiede zwischen den drei Bildmodi bemerkbar. Bei dem Parameter ML-NL zeigen die Messungen z. B. etwas größere Unterschiede. Obwohl die Messungen überall signifikant gleich sind, liegen die

Mittelwerte im Bildmodus *Xray + Soft Tissue* sehr dicht beieinander, im Bildmodus *Soft + Bone* streuen sie etwas mehr und im Bildmodus *MIP* sind sie ähnlich verteilt wie im Bildmodus *Xray + Soft Tissue*, jedoch leicht nach unten verschoben (vgl. Fehlerbalken in Abbildung 16). Der Grund hierfür könnte in der unterschiedlichen Gewebegewichtung der verwendeten *Presets* liegen. Bei ML-NL handelt es sich um einen Winkel, dessen Referenzpunkte Gnathion (Gn), Corpustangente (Ct), Pterygomandibulare (Pm) und Spina nasalis anterior (Spa) sind. Diese Punkte liegen allesamt ausschließlich im knöchernen Bereich, also im Hartgewebe. Der Bildmodus *Xray + Soft Tissue* bildet diesen Bereich sehr gut ab. Im Bildmodus *Soft + Bone* sind Hartgewebe etwas schlechter erkennbar, da dort die Weichgewebe besonders hervorgehoben werden. Der Bildmodus *MIP* eignet sich in dem Fall ebenfalls für die Darstellung der für diesen Parameter notwendigen knöchernen Strukturen.

Die einzige abweichende Messung wurde bei dem Messreihenvergleich des Nasolabialwinkels festgestellt. In den Bildmodi *Xray + Soft Tissue* sowie *MIP* treten kleine Überschreitungen des tolerierten Äquivalenzbereichs auf (vgl. Tabelle 16). Im Bildmodus *Soft + Bone* treten hingegen keine Überschreitungen des ÄB auf. Dieses lässt sich zum einen durch die Definition der Punkte Columella-Tangente ($\cdot ctg \cdot$), Subnasale ($\cdot sn \cdot$) und Labium superius ($\cdot ls \cdot$) erklären, die den Nasolabialwinkel definieren. So muss beispielsweise für $\cdot ctg \cdot$ der Übergang des geraden Anteils der Columella in die Konvexität der Nasenspitze identifiziert werden, was auch intraindividuell nicht immer auf identische Weise gelingt. Zum anderen wurde der Bildmodus *Soft + Bone* speziell für die Weichteildarstellung konzipiert, was das signifikant äquivalente Ergebnis insoweit erklärt, als dass die Gesichtskonturen hier deutlicher dargestellt sind. Klinisch sind die Abweichungen in den Bildmodi *Xray + Soft Tissue* und *MIP* bei den Messungen des Nasolabialwinkels aber unproblematisch, denn es stehen zur Vermessung des Patientenprofils meist zusätzlich Fotos zur Verfügung, anhand derer man die Weichteilverhältnisse überprüfen kann.

Abschließend ist festzustellen, dass die Ergebnisse in allen drei Bildmodi des jeweiligen IADR-DVT-Datensatzes signifikant gleich ausgefallen sind. Die Streuungen waren insgesamt etwas größer als bei den intraindividuellen Vergleichen am konventionellen Fernröntgenseitenbild. Das bedeutet, Behandler 1 konnte die FRS-Analyse in den aus den IADR-DVT-Datensätzen rekonstruierten Fernröntgenansichten reproduzierbar durchführen, die Unterschiede der einzelnen Messwerte waren bei der Mehrheit der

untersuchten Parameter jedoch geringfügig größer als bei den Messungen am konventionellen FRS.

5.2.3 Interindividueller Vergleich konventioneller Fernröntgenseitenbilder

Hypothese 3 besagt, dass im konventionellen FRS Strecken und Winkel anhand von definierten kephalometrischen Referenzpunkten interindividuell reproduzierbar erfasst werden können. Sie kann nicht ohne gewisse Einschränkungen bestätigt werden. Die Ergebnisse, die für diesen Teil der Studie ermittelt wurden, müssen deshalb differenziert betrachtet werden. Am konventionellen Fernröntgenseitenbild wurden die Messreihen von Behandler 1 (B1) mit denen von zwei weiteren Behandlern (B2 und B3) verglichen. Dabei stellten sich deutliche Unterschiede bezüglich der Übereinstimmung zwischen den einzelnen Behandlern heraus. Die Messreihen von Behandler 1 und Behandler 3 stimmen weitgehend überein, es sind insgesamt 95,2 % aller Messungen gleich; lediglich die Messungen des Parameters Nasolabialwinkel waren nicht äquivalent. Bei den Vergleichen der Messreihen von B1 mit B2 kam es hingegen zu einer etwas geringeren Übereinstimmung. Nur 66,7 % aller Messungen der FRS-Analyse sind hier gleich. Bei dem Vergleich von B2 mit B3 sind ebenfalls insgesamt lediglich 66,7 % aller Messungen äquivalent. Diese Unterschiede lassen sich vor allem auf die Ergebnisse der Winkelmessungen zurückführen, denn sämtliche untersuchten Streckenmessungen sind bei allen drei Behandlern äquivalent. Der Äquivalenzbereich kann, außer für den Parameter Sp'-Gn, sogar von ± 3 mm auf $\pm 1,5$ mm reduziert werden. Diese Übereinstimmungen waren nach den Ergebnissen des intraindividuellen Tests am konventionellen FRS auch zu erwarten.

Unterschiede traten ausschließlich bei den Vergleichen der Winkelmessungen auf. Hier sind zwar bei B1 und B3 insgesamt 92,9 % der Messungen gleich, jedoch können sowohl beim Vergleich von B1 mit B2 als auch beim Vergleich von B2 mit B3 nur 50 % aller Winkelmessungen als gleich gelten. Es fällt also auf, dass Behandler 2 offensichtlich abweichende Messungen erstellt hat. Beim Blick auf die entsprechenden Bland-Altman-Plots des Winkels NSBa kann dieser Verdacht auch bestätigt werden. B2 misst stets niedrigere Werte als B1 und B3 (vgl. Abbildungen 18-20).

Die größte Fehlerquelle bei der Auswertung von Fernröntgenseitenbildern ist die fehlerhafte Identifikation der kephalometrischen Referenzpunkte durch den Betrachter [98]. Eine Ursache für die hier erhaltenen Ergebnisse könnte in der Tatsache liegen,

dass sich Behandler nicht immer streng an die vorgegebenen Definitionen der Punkte halten. Das könnte in diesem Fall dazu geführt haben, dass die Referenzpunkte von den drei Behandlern jeweils etwas anders gesetzt worden sind. Bei dem Punkt Sella (S), der u.a. den Winkel NSBa mitdefiniert, wird dies besonders deutlich. Die Definition von S nach Hasund, die hier zur Anwendung kommen sollte, sieht vor, den größten Durchmesser der knöchernen Krypte der Sella turcica zu halbieren [28]. Womöglich wurde jedoch stattdessen die Mitte der Hypophysengrube festgelegt. Auch gibt es noch einen Punkt Sella-Eingang (Se), der etwas kranialer liegt und hier hätte verwechselt werden können. Die Behandler erhielten zwar vor der Einzeichnung der Punkte sowohl ein mündliches Briefing als auch eine schriftliche Zusammenfassung aller Punktdefinitionen, jedoch war die Kontrolle der Umsetzung kaum möglich. Sie wurden also trotz der Kalibrierung auf die Definitionen von Segner und Hasund eventuell anders gesetzt. Die Identifikation des Punktes Sella wies auch in der Studie von Pittayapat et al. Schwierigkeiten auf [99].

Für die Beschreibung des Wachstums und die Überprüfung des kieferorthopädischen Behandlungserfolgs ist Sella ein sehr wichtiger Punkt, der allerdings in der Natur in unterschiedlichen Variationen vorkommt [100]. In dieser Studie kommt Sella bei 6 Winkeln, also sehr häufig, vor. Wird er ungenau gesetzt, verändern sich die Werte der Parameter gravierend. Problematisch gestaltet sich hierbei, dass der Parameter nicht bloß als Punkt erkannt werden muss, sondern dass eine Konstruktion der Streckenhalbierenden des größten Durchmessers der Fossa hypophysealis gebildet werden muss. Dies bedeutet eine potentielle Gefahrenquelle für Fehler.

Durão et al. führten im Jahr 2015 ebenfalls eine Studie über die Erkennbarkeit von kephalometrischen Referenzpunkten im digitalen konventionellen Fernröntgenseitenbild durch und stellten dabei fest, dass die Referenzpunkte eine unterschiedlich hohe Reproduzierbarkeit aufweisen [101]. Die intraindividuelle Übereinstimmung der teilnehmenden Kieferorthopäden war auch hier höher als die interindividuelle.

5.2.4 Interindividueller Vergleich rekonstruierter Fernröntgenansichten

Mittels Hypothese 4 sollte überprüft werden, ob in drei verschiedenen, aus einem IADR-DVT-Datensatz rekonstruierten, seitlichen Fernröntgenansichten Strecken und Winkel anhand von definierten kephalometrischen Referenzpunkten interindividuell reproduzierbar erfasst werden können. Dies kann nur für einen Teil der angestellten

Vergleiche bestätigt werden. Die Ergebnisse lassen sowohl Rückschlüsse auf die Unterschiede zwischen den Behandlern als auch erste Vermutungen zur Eignung der drei ausgewählten Bildmodi zu.

Wie bei den Untersuchungen am konventionellen Fernröntgenseitenbild, traten auch bei den Messungen der Fernröntgenansichten Differenzen zwischen den drei Behandlern auf. Die Messreihe von Behandler 2 wich auch hier erheblich von denen der Behandler 1 und 3 ab. 84,1 % aller Messungen in allen untersuchten Bildmodi waren signifikant gleich. Im konventionellen FRS war die Übereinstimmung mit 95,2 % noch etwas höher. Für die klinische Verwendbarkeit ist dieser Unterschied allerdings wenig maßgeblich. Auch in einer Studie von Lagravère et al. war die Reproduzierbarkeit der Erkennbarkeit von diversen Landmarks im konventionellen FRS besser als in der DVT-Aufnahme [90]. Als mögliche Ursache kommt neben den individuellen Eigenheiten der Behandler bei der Durchzeichnung eines Fernröntgenseitenbildes auch die unterschiedliche Erfahrung mit der Auswertung von Digitalen Volumentomogrammen infrage. Ähnlich angelegte Studien zeigten ebenfalls eine Diskrepanz beim Vergleich von Messungen verschiedener Behandler untereinander [102]. Dabei fielen die Ausbildung (*background*), die Vertrautheit mit der Software und das Vermögen, die Landmarks genau nach Definition zu setzen, eine Rolle [99]. Obwohl alle Behandler die DVT-Fachkunde besitzen und Erfahrung mit der Auswertung von DVT-Datensätzen haben, fallen die großen Abweichungen der Messungen von Behandler 2 auch bei diesem Test wieder deutlich auf. Behandler 1 hat nicht nur am meisten Erfahrung im Umgang mit der DVT, es wurde auch das Studiendesign durch ihn festgelegt und die Definitionen der Parameter der FRS-Analyse zusammengestellt. Zudem wurden die Rekonstruktionen der zweidimensionalen Fernröntgenansichten von Behandler 1 erstellt. Den Ergebnissen der Überprüfung von Hypothese 3 zufolge kann man davon ausgehen, dass Behandler 3 die kephalometrischen Referenzpunkte genauso wie Behandler 1 setzt. Allerdings kommt es bei den unterschiedlichen Bildmodi dennoch zu Abweichungen. Daraus kann gefolgert werden, dass die unterschiedlichen Messungen nicht nur auf die Behandler, sondern auch auf die Bildqualität der drei rekonstruierten Fernröntgenansichten zurückgeführt werden müssen. In den in Kapitel 4.3.4 beispielhaft aufgeführten Bland-Altman-Plots (vgl. Abbildungen 24-26) wurden die Unterschiede bezüglich der drei Bildmodi bereits augenfällig. Anhand des Parameters NSBa sind hier die Verteilungen der Differenzen der Messungen von B1 und B3 für die Bildmodi *Xray + Soft Tissue*, *Soft + Bone* und *MIP* dargestellt worden. Die Punkte

entfernen sich von Bild zu Bild immer weiter von der mittleren Differenz, das heißt die Unterschiede der Messungen werden immer größer. Offensichtlich setzen die Behandler 1 und 3 die Referenzpunkte im Bildmodus *Xray + Soft Tissue* fast genauso wie im konventionellen FRS. Dies mag daran liegen, dass der Bildmodus *Xray + Soft Tissue* von der Farbgebung und dem Kontrast her dem konventionellen FRS am ähnlichsten ist. Die Behandler sind diesen Anblick gewohnt, weil sie in der täglichen Praxis damit Umgang haben. Die beiden anderen Bildmodi weisen eine andere Farbgebung auf, welche die Behandler im Gegensatz zu den Graustufen des Bildmodus *Xray + Soft Tissue* nicht gewohnt sind. Aus diesem Grund haben sie wahrscheinlich größere Schwierigkeiten, die Punkte exakt zu setzen.

5.2.5 Quantitativer Vergleich von konventionellen Fernröntgenseitenbildern mit rekonstruierten Fernröntgenansichten

Die letzte Hypothese dient der Überprüfung, ob quantitative Vermessungen in den aus IADR-DVT-Datensätzen rekonstruierten, seitlichen Fernröntgenansichten und in konventionellen Fernröntgenseitenbildern äquivalent, also gleich sind. Die Ergebnisse müssen auch hier wieder differenziert betrachtet und bewertet werden, denn die 5. Hypothese kann nicht uneingeschränkt bestätigt werden. Der intraindividuelle sowie interindividuelle Gerätevergleich am konventionellen Fernröntgenseitenbild und den drei rekonstruierten Fernröntgenansichten ergab unterschiedliche Ergebnisse, die nur teilweise signifikant gleich sind.

Bei den Vergleichen der Streckenmessungen sind die Ergebnisse erwartungsgemäß nahezu alle signifikant gleich. Als Erklärung hierfür gilt: Durch die relativ großen Abstände zwischen den zwei für eine Strecke notwendigen Referenzpunkte fallen kleine Abweichungen nicht allzu sehr ins Gewicht. Bei den Winkeln hingegen definieren jeweils drei oder vier Referenzpunkte einen Parameter, so dass es hier schwieriger ist, wiederholt die Punkte an der exakt gleichen Stelle einzuzeichnen. Allein dadurch entstehen bereits mehr potentielle Fehlerquellen. Für die Veränderung der Winkelgröße durch Punktabweichungen gibt es darüber hinaus noch eine augenfällige Erklärung. Die Länge der Schenkel hat nämlich maßgeblichen Einfluss auf den Fehler bei der Winkelmessung. Liegen die Referenzpunkte, die diese Schenkel bestimmen, weit entfernt vom Scheitelpunkt, so fällt eine kleine Abweichung nicht so gravierend ins Gewicht wie bei nah am Scheitelpunkt liegenden Referenzpunkten. Abbildung 33 zeigt

schematisch die Veränderung eines Referenzpunktes um denselben Betrag und die daraus resultierenden Auswirkungen auf den gemessenen Winkel.

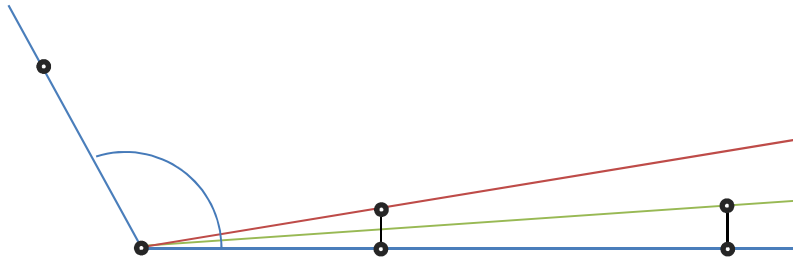


Abb. 33 Je näher der den Schenkel bestimmende Referenzpunkt am Scheitelpunkt liegt, desto folgenreicher ist eine Abweichung in Bezug auf die Winkelgröße.

Bei den Ergebnissen der Parameter ANB und Nasolabialwinkel wird dieser Unterschied sehr deutlich. Der Winkel ANB wird durch die Punkte A-Punkt (A), Nasale (N) und B-Punkt (B) definiert, welche verhältnismäßig weit auseinander liegen. Daraus ergeben sich lange Schenkel. Das Ergebnis zeigt, dass hier bei allen Vergleichen und allen Behandlern die Messungen als gleich gelten. Beim Nasolabialwinkel hingegen liegen die Punkte Columella-Tangente ($\cdot\text{ctg}\cdot$), Subnasale ($\cdot\text{sn}\cdot$) und Labium superius ($\cdot\text{ls}\cdot$) nah beieinander, was kurze Schenkel ergibt. Eine Abweichung der einzelnen Referenzpunkte wirkt sich also dahingehend aus, dass die tolerierten Messabweichungen schnell überschritten werden. Um diesen Unterschieden gerecht zu werden, hätte man für jeden Winkel einen anderen Äquivalenzbereich definieren müssen, was jedoch im vorliegenden Studiendesign nicht realisierbar war.

Die Tatsache, dass Messungen an Winkeln schwieriger zu reproduzieren sind als an Strecken, ist auch in einer vergleichbaren Studie bestätigt worden. Park et al. haben in ihren Untersuchungen ebenfalls mehr statistisch signifikante Unterschiede bei den Winkel- als bei den Streckenmessungen gefunden [87].

Der Grund für die Überschreitungen des Äquivalenzbereichs bei dem in dieser Arbeit ausführlich beschriebenen Parameter NSBa liegt hingegen vermutlich in der bereits in Kapitel 5.2.3 diskutierten Schwierigkeit des Setzens des Punktes Sella (S). Die Erkennbarkeit dieses kephalometrischen Referenzpunktes spielt eine wesentliche Rolle bei der Wahl des von der Software vorgegebenen *Presets* bei der Erstellung der Fernröntgenansichten. Die drei in dieser Studie ausgewählten *Presets* der Software InVivo Dental 5.1 (Fa. Anatomage Inc, San Jose, Kalifornien) bieten optisch einige

Unterschiede. Diese haben letztlich auch einen maßgeblichen Anteil daran, ob die kephalometrischen Referenzpunkte von den verschiedenen Behandlern einheitlich identifiziert werden können. Den Bildmodi *Xray + Soft Tissue*, *Soft + Bone* und *MIP* liegen unterschiedliche technische Parameter zugrunde. Welche genau das sind und wie sie sich zusammensetzen, wird von der Firma Anatomage Inc. verständlicherweise nicht vollends preisgegeben. Rein optisch lassen sich die Unterschiede jedoch bereits gut differenzieren und wie folgt zusammenfassen: Hinsichtlich der drei Gruppen, nach denen auch die kephalometrischen Referenzpunkte eingeteilt werden, kann man zwischen der Erkennbarkeit von knöchernen Strukturen, dentalen Strukturen und Weichteilstrukturen unterscheiden. *Xray + Soft Tissue* zeichnet sich durch eine gute Bildschärfe und den auch für das konventionelle FRS charakteristischen Kontrast der abgebildeten Graustufen aus. Die relevanten knöchernen, dentalen und Weichteilstrukturen sind gut erkennbar. Im Bildmodus *Soft + Bone* fällt eine bräunliche Farbgebung auf. Hier sind knöcherne und dentale Anteile ebenfalls gut differenzierbar, der Fokus liegt jedoch auf der Abbildung der Weichteile. Aufgrund der Tatsache, dass im Bildmodus *MIP* die Anteile mit höherer Dichte diejenigen mit geringerer Dichte überdecken, ist hier die Erkennbarkeit der gesamten mittleren Schädelgrube sowie der Kondylusregion stark eingeschränkt. Dentale und Weichteil-Strukturen sind auch hier in zufriedenstellender Qualität abgebildet (vgl. Abbildungen 9–11). Die Ergebnisse dieser Studie zeigen deutlich, dass die Bildqualität der IADR-DVT-Aufnahmen im Bildmodus *Xray + Soft Tissue* am besten ist.

In vergleichbaren Studien wurden ebenfalls aus DVT-Aufnahmen rekonstruierte Bilder in verschiedenen Bildmodi untersucht. *MIP* schnitt auch dort – obwohl das untersuchte DVT-Gerät eine wesentlich höhere Strahlendosis erzeugte – schlechter ab als andere Modi. Der vermutete Grund dafür liegt darin, dass, wie oben beschrieben, Strukturen mit höherer Dichte Strukturen mit geringerer Dichte überdecken und dadurch unkenntlich machen [72].

Bei einer Studie von Zamora et al. aus dem Jahr 2011 wurden keine signifikanten Unterschiede bei linearen oder angularen Messungen in konventionellen Fernröntgenseitenbildern und in konventionellen DVT-Aufnahmen gefunden [103]. Allerdings war die Strahlendosis höher als in der hier vorliegenden Studie. Auch Chang et al. fanden heraus, dass der Fehler beim Erkennen kephalometrischer Referenzpunkte (*landmark identification error*) im konventionellen FRS und einer DVT-Aufnahme gleich ist [104].

Auch im konventionellen Fernröntgenseitenbild gilt die Erkennung einiger Referenzpunkte als schwierig. So gab es bereits 1982 eine Untersuchung zur Erkennbarkeit der Punkte, die die Achsenstellung der Unterkiefer-Frontzähne bestimmen. Diese Studie ergab, dass die Punkte Inzision des unteren Schneidezahns (I_{s1}^-) und Apex des unteren Schneidezahns (A_{p1}^-), die die Achse des Unterkiefer-Inzisivus (IUK) definieren, schwierig zu erkennen sind. Vor allem die Wurzelspitzen können nicht eindeutig identifiziert werden [105]. Eine weitere Schwierigkeit besteht darin, dass die meisten Patienten einen Unterkiefer-Frontzahnengstand aufweisen, der das Erkennen der Punkte erschwert. Außerdem sind die Wurzeln sehr fein, so dass der Kontrast zwischen der Wurzelspitze und dem umgebenden Knochen oft nicht eindeutig zu erkennen ist [106]. Selbst in neueren Untersuchungen, in denen eine CT-Aufnahme untersucht wurde, konnten Winkelmessungen, bei denen Punkte des Unterkiefer-Frontzahnes eine Rolle spielten, nicht eindeutig erkannt werden [107].

5.3 Schlussfolgerung

In der vorliegenden Arbeit wurden Röntgenbilder zweier unterschiedlicher Röntgengeräte untersucht. Bei 20 kieferorthopädischen Patienten wurden je ein konventionelles FRS und drei Fernröntgenansichten, die aus einem um ca. 50 % dosisreduzierten IADR-DVT-Datensatz rekonstruiert wurden, mittels FRS-Analyse vermessen und hinsichtlich ihrer Bildqualität miteinander verglichen. Drei Behandler führten diese Analysen digital mit einer speziellen Auswertungssoftware an einem dafür geeigneten und kalibrierten Computer durch. Durch den Methodenfehler δ nach Dahlberg und den Zuverlässigkeitskoeffizienten R nach Houston konnte gezeigt werden, dass hier ein geeignetes Studiendesign gewählt wurde. In mehreren Schritten wurde mittels Äquivalenztest ermittelt, ob und inwieweit sich die Fernröntgenansichten der IADR-DVT-Aufnahmen für die FRS-Analyse zur kieferorthopädischen Diagnostik eignen. Die Ergebnisse fielen zwar unterschiedlich, jedoch insgesamt positiv aus.

Es lassen sich nun die folgenden Kernaussagen treffen:

1. Eine reproduzierbare Identifikation von kephalometrischen Referenzpunkten ist im konventionellen FRS intraindividuell durchführbar.

2. Eine reproduzierbare Identifikation von kephalometrischen Referenzpunkten ist in aus IADR-DVT-Datensätzen rekonstruierten Fernröntgenansichten intraindividuell durchführbar.
3. Die FRS-Analyse ist interindividuell im konventionellen FRS mit Einschränkungen im Hinblick auf die Behandler reproduzierbar.
4. Die FRS-Analyse ist interindividuell in aus IADR-DVT-Datensätzen rekonstruierten Fernröntgenansichten mit Einschränkungen im Hinblick auf die Behandler reproduzierbar.
5. Bei der direkten Gegenüberstellung der Röntgengeräte *Orthophos Plus DS Ceph* (Fa.Sirona, Wals, Österreich) und *ProMax 3D Mid* (Fa. Planmeca, Helsinki, Finnland) ergibt sich eine reproduzierbare Durchführbarkeit der FRS-Analyse im Bildmodus *Xray + Soft Tissue*.

Den Ergebnissen dieser Studie zufolge ist es also durchaus möglich, eine DVT-Aufnahme mit einer stark reduzierten Strahlendosis und dennoch ausreichend guter Bildqualität für die kieferorthopädische Diagnostik zu verwenden. Bei der Auswahl des DVT-Gerätes sollte aber unbedingt auf die Möglichkeit der Einstellung von IADR-Protokollen und bei der Rekonstruktion einer zweidimensionalen Fernröntgenansicht auf die Wahl eines geeigneten Bildmodus, z. B. *Xray + Soft Tissue*, geachtet werden.

Die vorliegende Arbeit ist als Pilotstudie zu verstehen, denn vergleichbare Untersuchungen zur Überprüfung der klinischen Verwendbarkeit von Digitalen Volumentomogrammen mit einer derart niedrigen Strahlendosis wurden bisher nicht durchgeführt. Um die in dieser Arbeit gewonnenen Erkenntnisse zu untermauern, sollten aber weitere, nachfolgende Studien unter Beibehaltung der Strahlendosis von **12,3 μ Sv** mit folgenden Modifikationen des Studiendesigns durchgeführt werden:

1. Weitere intraindividuelle Analysen zusätzlicher anderer Behandler
2. Weitere interindividuelle Analysen mit mehr Behandlern
3. Weitere intra- und interindividuelle Analysen zusätzlicher Parameter
4. Durchführung einer Studie mit höherer Patientenzahl
5. Durchführung einer Studie mit weiteren Bildmodi, beispielsweise durch Weiterentwicklung und technische Updates der Software *InVivo Dental 5.1* (Fa. Anatomage Inc., San Jose, Kalifornien).

Um die Vorteile der 3D-Bildgebung voll auszuschöpfen, könnte auch die Durchführung einer dreidimensionalen kephalometrischen Analyse im IADR-DVT-Datensatz in Betracht gezogen werden. Denn Strukturen, die sich im zweidimensionalen Röntgenbild überlappen, sind im dreidimensionalen Bild besser erkennbar [108, 109]. Auch für asymmetrische Patienten eignen sich Messungen in der multiplanaren Rekonstruktion besonders gut, da beide Seiten unabhängig voneinander vermessen und beurteilt werden können [110]. Dies hätte den Vorteil, dass der Umweg über die Rekonstruktion der zweidimensionalen Fernröntgenansichten entfielen. Es muss jedoch noch eine für den Behandler praktikable 3D-Analyse entwickelt werden, die sich ohne unverhältnismäßigen Aufwand in den klinischen Alltag integrieren lässt. Bei Digitalen Volumetomogrammen mit höherer Strahlendosis ist nämlich bereits vermutet worden, dass die 3D-Analyse bezüglich Messgenauigkeit [97, 111] und Reproduzierbarkeit der Erkennbarkeit von Landmarks [112, 113] der 2D-Analyse überlegen ist. In jedem Fall sollte die Strahlendosisreduktion bei der DVT aber auch hier unbedingt weiterhin im Fokus stehen, vor allem, weil sich in der vorliegenden Studie gezeigt hat, dass die Bildqualität der stark dosisreduzierten IADR-DVT-Aufnahmen für die kephalometrische Auswertung oftmals ausreicht.

Im Rahmen der zügig voranschreitenden Digitalisierung in der Zahnmedizin und der Kieferorthopädie werden zunehmend analoge Behandlungswerkzeuge durch digitale Methoden ersetzt. Es ist heute theoretisch möglich, vollständige digitale, dreidimensionale Unterlagen eines Patienten zu erstellen und so der *anatomic truth* sehr nahe zu kommen. Sowohl dreidimensionale Fotos [114] als auch durch intraorale Scans generierte dreidimensionale Modelle finden bei Praktikern bereits vermehrt Verwendung. So gesehen folgt die Digitale Volumetomographie mit ihren spezifischen Möglichkeiten zur Darstellung von dreidimensionalen Ansichten einem Trend, der aller Voraussicht nach die konventionelle Röntgentechnik und die klassische Computertomographie ablösen wird [44].

6 Literaturverzeichnis

1. Mischkowski RA, Ritter L, Neugebauer J, Dreiseidler T, Keeve E, Zöller JE. Diagnostic quality of panoramic views obtained by a newly developed digital volume tomography device for maxillofacial imaging. *Quintessence Int* 2007; 38(9):763–72.
2. Pasler FA. *Zahnärztliche Radiologie*. 4., unveränd. Aufl. Stuttgart: Thieme; 2003.
3. Quintero JC, Trosien A, Hatcher D, Kapila S. Craniofacial imaging in orthodontics: historical perspective, current status, and future developments. *Angle Orthod* 1999; 69(6):491–506.
4. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. *Br J Radiol* 1973; 46(552):1016–22.
5. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103. *Ann ICRP* 2007; 37(2-4):1–332.
6. Hofmann E, Schmid M, Lell M, Hirschfelder U. Cone beam computed tomography and low-dose multislice computed tomography in orthodontics and dentistry: a comparative evaluation on image quality and radiation exposure. *J Orofac Orthop* 2014; 75(5):384–98.
7. Loubele M, Jacobs R, Maes F, Schutyser F, Debaveye D, Bogaerts R, Coudyzer W, Vandermeulen D, van Cleynenbreugel J, Suetens P. Radiation dose vs. image quality for low-dose CT protocols of the head for maxillofacial surgery and oral implant planning. *Radiat Prot Dosimetry* 2005; 117(1-3):211–6.
8. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IB. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol* 1998; 8(9):1558–64.
9. Hilgers ML, Scarfe WC, Scheetz JP, Farman AP. Accuracy of linear temporomandibular joint measurements with cone beam computed tomography and digital cephalometric radiography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005; 128(6):803–11.

10. Pittayapat P, Bornstein MM, Imada TSN, Coucke W, Lambrichts I, Jacobs R. Accuracy of linear measurements using three imaging modalities: two lateral cephalograms and one 3D model from CBCT data. *Eur J Orthod* 2015;37(2):202–8.
11. Shokri A, Khajeh S, Khavid A. Evaluation of the accuracy of linear measurements on lateral cephalograms obtained from cone-beam computed tomography scans with digital lateral cephalometric radiography: an in vitro study. *J Craniofac Surg* 2014; 25(5):1710–3.
12. Harrell WE, Hatcher DC, Bolt RL. In search of anatomic truth: 3-dimensional digital modeling and the future of orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002; 122(3):325–30.
13. Möbes O, Becker J, Schnelle C, Ewen K, Kemper J, Cohnen M. Strahlenbelastung bei der digitalen Volumentomographie, Panoramaschichtaufnahme und Computertomographie. *Dtsch Zahnärztl Z* 2000; 26:336–9.
14. Schulze D, Heiland M, Blake F, Rother U, Schmelzle R. Evaluation of quality of reformatted images from two cone-beam computed tomographic systems. *J Craniomaxillofac Surg* 2005; 33(1):19–23.
15. Ziegler CM, Woertche R, Brief J, Hassfeld S. Clinical indications for digital volume tomography in oral and maxillofacial surgery. *Dentomaxillofac Radiol* 2002; 31(2):126–30.
16. Visser H, Rodig T, Hermann KP. Dose reduction by direct-digital cephalometric radiography. *Angle Orthod* 2001; 71(3):159–63.
17. Gijbels F, Jacobs R, Bogaerts R, Debaveye D, Verlinden S, Sanderink G. Dosimetry of digital panoramic imaging. Part I: Patient exposure. *Dentomaxillofac Radiol* 2005; 34(3):145–9.
18. Huang H-M, Hsiao I-T. Accelerating an Ordered-Subset Low-Dose X-Ray Cone Beam Computed Tomography Image Reconstruction with a Power Factor and Total Variation Minimization. *PLoS One* 2016; 11(4):e0153421.
19. Hofmann E, Schmid M, Sedlmair M, Banckwitz R, Hirschfelder U, Lell M. Comparative study of image quality and radiation dose of cone beam and low-dose multislice computed tomography--an in-vitro investigation. *Clin Oral Investig* 2014; 18(1):301–11.

20. Währisch K. Vergleich der Strahlenbelastung von konventionellen orthodontischen Röntgenaufnahmen mit konventionellen und indikationsabhängigen dosisreduzierten digitalen Volumentomographien [Dissertation]. Berlin: Freie Universität Berlin; 2015.
21. Farman AG. ALARA still applies. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005; 100(4):395–7.
22. Paatero Y. Pantomography and orthopantomography. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 1961; 14(8):947–53.
23. Diedrich P, Bauer W, Drescher D, Ehmer U, Fuhrmann RAW, Hirschfelder U, Kahl-Nieke B, Miethke R-R, Rudzki-Janson I, Sander F-G, Schmuth G, Schopf P, Thedens K, Tränkmann J. *Orofaziale Entwicklung und Diagnostik. Studienausg. der 4. Aufl.* 2000. München: Elsevier Urban & Fischer; 2000. (Praxis der Zahnheilkunde; Kieferorthopädie 1).
24. Broadbent BH. A new x-ray technique and its application to orthodontia. *Angle Orthod* 1931:45–66.
25. Hofrath H. Die Bedeutung der Röntgenfern- und Abstandsaufnahme für die Diagnostik der Kieferanomalien. *Fortschritte der Orthodontik* 1931; 1(2):232–58.
26. Korkaus G. Die Auswertung des Fernröntgenbildes in der Kieferorthopädie. *Deutsche Zahn-, Mund- u Kieferh* 1936; (3):715.
27. Baumrind S, Frantz RC. The reliability of head film measurements. 1. Landmark identification. *Am J Orthod* 1971; 60(2):111–27.
28. Segner D, Hasund A. *Individualisierte Kephalometrie. 3., unveränd. Aufl.* Hamburg: Segner; 1998.
29. Zöllner JE. Computergesteuerte dreidimensionale Bildgebung in der Zahnarztpraxis. *DZW* 2007; (4):12–3.
30. Miracle AC, Mukherji SK. Conebeam CT of the head and neck, part 1: physical principles. *AJNR Am J Neuroradiol* 2009; 30(6):1088–95.
31. Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work? *Dent Clin North Am* 2008; 52(4):707-30.

32. Schnelle C. Vergleich der Strahlenexposition bei der digitalen Volumentomographie, der Panoramaschichtaufnahme und der Computertomographie [Dissertation]. Düsseldorf: Heinrich Heine Universität; 2001.
33. Arai Y, Tammisalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol* 1999; 28(4):245–8.
34. Schulze D, Heiland M, Thurmann H, Adam G. Radiation exposure during midfacial imaging using 4- and 16-slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 2004; 33(2):83–6.
35. Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen (Röntgenverordnung - RöV); 1987.
36. Weber MT, Stratz N, Fleiner J, Schulze D, Hannig C. Möglichkeiten und Grenzen der Darstellung endodontischer Strukturen mit der DVT. *Swiss Dent J* 2015; 3(125):303–11.
37. Hirschfelder U. Stellungnahme: Radiologische 3D-Diagnostik in der Kieferorthopädie (CT/DVT). *J Orofac Orthop* 2008; 69:484–7.
38. Dogramaci EJ, Rossi-Fedele G, McDonald F. Clinical importance of incidental findings reported on small-volume dental cone beam computed tomography scans focused on impacted maxillary canine teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2014; 118(6):e205-9.
39. Gracco A, Incerti Parenti S, Ioele C, Alessandri Bonetti G, Stellini E. Prevalence of incidental maxillary sinus findings in Italian orthodontic patients: a retrospective cone-beam computed tomography study. *Korean J Orthod* 2012; 42(6):329–34.
40. Barghan S, Tetradis S, Nervina JM. Skeletal and soft-tissue incidental findings on cone-beam computed tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013; 143(6):888–92.
41. Barghan S, Tahmasbi Arashlow M, Nair MK. Incidental Findings on Cone Beam Computed Tomography Studies outside of the Maxillofacial Skeleton. *Int J Dent* 2016; 2016:9196503.

42. van Vlijmen, O J C, Maal T, Bergé SJ, Bronkhorst EM, Katsaros C, Kuijpers-Jagtman AM. A comparison between 2D and 3D cephalometry on CBCT scans of human skulls. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2010; 39(2):156–60.
43. Vos Wd, Casselman J, Swennen GRJ. Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2009; 38(6):609–25.
44. Bumann A, Wiemer K, Staribratova-Reister K, El-Teter N, Kamp N. Die digitale Volumentomographie - klinisch unterschätzt und wirtschaftlich überschätzt? *ZMK*; 2008(24):214–24.
45. Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodoraku C, Rogers J, Walker A, Cockmartin L, Bosmans H, Jacobs R, Bogaerts R, Horner K, The SEDENTEXCT Project Consortium. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *Eur J Radiol* 2012; 81(2):267–71.
46. Grünheid T, Kolbeck Schieck JR, Pliska BT, Ahmad M, Larson BE. Dosimetry of a cone-beam computed tomography machine compared with a digital x-ray machine in orthodontic imaging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012; 141(4):436–43.
47. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL. Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit. *Dentomaxillofac Radiol* 2003; 32(4):229–34.
48. Signorelli L, Patcas R, Peltomäki T, Schätzle M. Radiation dose of cone-beam computed tomography compared to conventional radiographs in orthodontics. *J Orofac Orthop* 2016; 77(1):9–15.
49. Patcas R, Signorelli L, Peltomäki T, Schätzle M. Is the use of the cervical vertebrae maturation method justified to determine skeletal age? A comparison of radiation dose of two strategies for skeletal age estimation. *Eur J Orthod* 2013; 35(5):604–9.
50. Hans MG, Palomo JM, Valiathan M. History of imaging in orthodontics from Broadbent to cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2015; 148(6):914–21.
51. Cohnen M, Kemper J, Möbes O, Pawelzik J, Mödder, U. Radiation dose in dental radiology. *Eur Radiol* 2002; 12(3):634–7.

52. Silva MAG, Wolf U, Heinicke F, Bumann A, Visser H, Hirsch E. Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: a radiation dose evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 133(5):640.e1-5.
53. Schulze Ralf. S2k-Leitlinie Dentale digitale Volumentomographie: Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde; 2013.
54. The SEDENTEXCT Project. Radiation protection: Cone Beam CT for Bental and Maxillofacial Radiology: Evidence Based Guidelines 2011 (v2.0 Final); Accessed 2012.
55. Theodorakou C, Walker A, Horner K, Pauwels R, Bogaerts R, Jacobs Dds R, The SEDENTEXCT Project Consortium. Estimation of paediatric organ and effective doses from dental cone beam CT using anthropomorphic phantoms. *Br J Radiol* 2012; 85(1010):153–60.
56. Nitsche T, Menzebach M, Wiltfang J. S2-k-Leitlinie: Indikationen zur implantologischen 3D-Röntgendiagnostik und navigationsgestützten Implantologie: Deutsche Gesellschaft für Implantologie; 2011.
57. American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. Clinical recommendations regarding use of cone beam computed tomography in orthodontics. corrected. Position statement by the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2013; 116(2):238–57.
58. Pauwels R. Cone beam CT for dental and maxillofacial imaging: dose matters. *Radiat Prot Dosimetry* 2015; 165(1-4):156–61.
59. Johnson KB, Ludlow JB, Mauriello SM, Platin E. Reducing the risk of intraoral radiographic imaging with collimation and thyroid shielding. *Gen Dent* 2014; 62(4):34–40.
60. Hidalgo A, Davies J, Horner K, Theodoraku C. Effectiveness of thyroid gland shielding in dental CBCT using a paediatric anthropomorphic phantom. *Dentomaxillofac Radiol* 2015; 44(3):20140285.
61. Jaju PP, Jaju SP. Cone-beam computed tomography: Time to move from ALARA to ALADA. *Imaging Sci Dent* 2015; 45(4):263–5.

62. Sperl J, Beque D, Claus B, De Man B, Senzig B, Brokate M. Computer-assisted scan protocol and reconstruction (CASPAR)-reduction of image noise and patient dose. *IEEE Trans Med Imaging* 2010; 29(3):724–32.
63. Wang AS, Stayman JW, Otake Y, Vogt S, Kleinszig G, Khanna AJ, Gallia GL, Siewerdsen JH. Low-dose preview for patient-specific, task-specific technique selection in cone-beam CT. *Med Phys* 2014; 41(7):71915.
64. Planmeca Ultra Low Dose™. Available from: URL:http://publications.planmeca.com/Brochures/3D/ULD_bro_de_low.pdf.
65. Loubele M, Guerrero ME, Jacobs R, Suetens P, van Steenberge D. A comparison of jaw dimensional and quality assessments of bone characteristics with cone-beam CT, spiral tomography, and multi-slice spiral CT. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22(3):446–54.
66. Holberg C, Steinhauser S, Geis P, Rudzki-Janson I. Cone-beam computed tomography in orthodontics: benefits and limitations. *J Orofac Orthop* 2005; 66(6):434–44.
67. Liang X, Jacobs R, Hassan B, Li L, Pauwels R, Corpas L, Souza PC, Martens W, Shahbazian M, Alonso A, Lambrichts I. A comparative evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT) Part I. On subjective image quality. *Eur J Radiol* 2010; 75(2):265–9.
68. Kobayashi K, Shimoda S, Nakagawa Y, Yamamoto A. Accuracy in measurement of distance using limited cone-beam computerized tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19(2):228–31.
69. Lascala CA, Panella J, Marques MM. Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom). *Dentomaxillofac Radiol* 2004; 33(5):291–4.
70. Jung P-K, Lee G-C, Moon C-H. Comparison of cone-beam computed tomography cephalometric measurements using a midsagittal projection and conventional two-dimensional cephalometric measurements. *Korean J Orthod* 2015; 45(6):282–8.
71. Navarro RdL, Oltramari-Navarro PVP, Fernandes TMF, Oliveira GFD, Conti ACDCF, Almeida MRD, Almeida RRD. Comparison of manual, digital and lateral CBCT cephalometric analyses. *J Appl Oral Sci* 2013; 21(2):167–76.

72. Cattaneo PM, Bloch CB, Calmar D, Hjortshøj M, Melsen B. Comparison between conventional and cone-beam computed tomography-generated cephalograms. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 134(6):798–802.
73. Kumar V, Ludlow JB, Mol A, Cevidanes L. Comparison of conventional and cone beam CT synthesized cephalograms. *Dentomaxillofac Radiol* 2007; 36(5):263–9.
74. Kumar V, Ludlow J, Soares Cevidanes LH, Mol H. In vivo comparison of conventional and cone beam CT synthesized cephalograms. *Angle Orthod* 2008; 78(5):873–9.
75. Ricketts RM. Cephalometric Analysis and Synthesis. *Angle Orthod* 1961; 31:141–56.
76. Nötzel F, Schultz C. Leitfaden der kieferorthopädischen Diagnostik: Analysen und Tabellen für die Praxis ; mit 75 Tabellen. 2., überarb. Aufl. Köln: Dt. Zahnärzte-Verl.; 2009.
77. Bland, J Martin, Altman Douglas G. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* 1986; 327(8476):307–10.
78. Dahlberg G. Statistical Methods for Medical and Biological Students. New York: Interscience Publications 1940:122–32.
79. Galvão MCdS, Sato JR, Coelho EC. Dahlberg formula: A novel approach for its evaluation. *Dental Press J. Orthod.* 2012; 17(1):115–24.
80. Houston WJ. The analysis of errors in orthodontic measurements. *Am J Orthod* 1983; 83(5):382–90.
81. Springate SD. The effect of sample size and bias on the reliability of estimates of error: a comparative study of Dahlberg's formula. *Eur J Orthod* 2012; 34(2):158–63.
82. David O-T, Tuce R-A, Munteanu O, Neagu A, Panainte I. Evaluation of the influence of patient positioning on the reliability of lateral cephalometry. *Radiol Med* 2017.
83. Ludlow JB, Laster WS, See M, Bailey LT, Hershey HG. Accuracy of measurements of mandibular anatomy in cone beam computed tomography images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007; 103(4):534–42.

84. Lee K-M, Song J-M, Cho J-H, Hwang H-S. Influence of Head Motion on the Accuracy of 3D Reconstruction with Cone-Beam CT: Landmark Identification Errors in Maxillofacial Surface Model. *PLoS One* 2016; 11(4):e0153210.
85. Lamichane M, Anderson NK, Rigali PH, Seldin EB, Will LA. Accuracy of reconstructed images from cone-beam computed tomography scans. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 136(2):156.e1-156.e6.
86. Rodriguez-Cardenas YA, Arriola-Guillen LE, Flores-Mir C. Bjork-Jarabak cephalometric analysis on CBCT synthesized cephalograms with different dentofacial sagittal skeletal patterns. *Dental Press J Orthod* 2014; 19(6):46–53.
87. Park C-S, Park J-K, Kim H, Han S-S, Jeong H-G, Park H. Comparison of conventional lateral cephalograms with corresponding CBCT radiographs. *Imaging Sci Dent* 2012; 42(4):201–5.
88. Moshiri M, Scarfe WC, Hilgers ML, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG. Accuracy of linear measurements from imaging plate and lateral cephalometric images derived from cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 132(4):550–60.
89. Gravely JF, Benzie PM. The clinical significance of tracing error in cephalometry. *Br J Orthod* 1974; 1(3):95–101.
90. Lagravere MO, Low C, Flores-Mir C, Chung R, Carey JP, Heo G, Major PW. Intraexaminer and interexaminer reliabilities of landmark identification on digitized lateral cephalograms and formatted 3-dimensional cone-beam computerized tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010; 137(5):598–604.
91. Baumrind S, Frantz RC. The reliability of head film measurements. 2. Conventional angular and linear measures. *Am J Orthod* 1971; 60(5):505–17.
92. Chen Y-J, Chen S-K, Yao JC-C, Chang HF. The effects of differences in landmark identification on the cephalometric measurements in traditional versus digitized cephalometry. *Angle Orthod* 2004; 74(2):155–61.
93. Grouven U, Bender R, Ziegler A, Lange S. Vergleich von Messmethoden. *Dtsch Med Wochenschr* 2007; 132 Suppl 1:e69-73.

94. Duraõ AR, Pittayapat P, Rockenbach MIB, Olszewski R, Ng S, Ferreira AP, Jacobs R. Validity of 2D lateral cephalometry in orthodontics: a systematic review. *Prog Orthod* 2013; 14:31.
95. Silling G, Rauch MA, Pentel L, Garfinkel L, Halberstadt G. The significance of cephalometrics in treatment planning. *Angle Orthod* 1979; 49(4):259–62.
96. Sitzmann F. Wissenschaftliche Stellungnahme: Wann sind zur Sicherung von Diagnose und Therapie Röntgenaufnahmen nötig? *DGZMK* 1993; 2:147–8.
97. Periago DR, Scarfe WC, Moshiri M, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG. Linear accuracy and reliability of cone beam CT derived 3-dimensional images constructed using an orthodontic volumetric rendering program. *Angle Orthod* 2008; 78(3):387–95.
98. Athanasiou AE, Miethke R, van der Meij AJ. Random errors in localization of landmarks in postero-anterior cephalograms. *Br J Orthod* 1999; 26(4):273–84.
99. Pittayapat P, Jacobs R, Odri GA, Vasconcelos KDF, Willems G, Olszewski R. Reproducibility of the sella turcica landmark in three dimensions using a sella turcica-specific reference system. *Imaging Sci Dent* 2015; 45(1):15–22.
100. Kjaer I. Sella turcica morphology and the pituitary gland—a new contribution to craniofacial diagnostics based on histology and neuroradiology. *Eur J Orthod* 2015; 37(1):28–36.
101. Duraõ APR, Morosolli A, Pittayapat P, Bolstad N, Ferreira AP, Jacobs R. Cephalometric landmark variability among orthodontists and dentomaxillofacial radiologists: a comparative study. *Imaging Sci Dent* 2015; 45(4):213–20.
102. Neiva MBd, Soares AC, Lisboa CdO, Vasconcelos Vilella Od, Motta AT. Evaluation of cephalometric landmark identification on CBCT multiplanar and 3D reconstructions. *Angle Orthod* 2015; 85(1):11–7.
103. Zamora N, Llamas JM, Cibrian R, Gandia JL, Paredes V. Cephalometric measurements from 3D reconstructed images compared with conventional 2D images. *Angle Orthod* 2011; 81(5):856–64.
104. Chang Z-C, Hu F-C, Lai E, Yao C-C, Chen M-H, Chen Y-J. Landmark identification errors on cone-beam computed tomography-derived cephalograms and

- conventional digital cephalograms. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011; 140(6):e289-97.
105. Stabrun AE, Danielsen K. Precision in cephalometric landmark identification. *Eur J Orthod* 1982; 4(3):185–96.
106. Chan CK, Tng TH, Hägg U, Cooke MS. Effects of cephalometric landmark validity on incisor angulation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994; 106(5):487–95.
107. Nalcaci R, Ozturk F, Sokucu O. A comparison of two-dimensional radiography and three-dimensional computed tomography in angular cephalometric measurements. *Dentomaxillofac Radiol* 2010; 39(2):100–6.
108. Farronato G, Salvadori S, Nolet F, Zoia A, Farronato D. Assessment of inter- and intra-operator cephalometric tracings on cone beam CT radiographs: comparison of the precision of the cone beam CT versus the latero-lateral radiograph tracing. *Prog Orthod* 2014; 15:1.
109. Oh S, Kim C-Y, Hong J. A comparative study between data obtained from conventional lateral cephalometry and reconstructed three-dimensional computed tomography images. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg* 2014; 40(3):123–9.
110. Gribel BF, Gribel MN, Manzi FR, Brooks SL, McNamara Jr. JA. From 2D to 3D: an algorithm to derive normal values for 3-dimensional computerized assessment. *Angle Orthod* 2011; 81(1):3–10.
111. Brown AA, Scarfe WC, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG. Linear accuracy of cone beam CT derived 3D images. *Angle Orthod* 2009; 79(1):150–7.
112. Olszewski R, Frison L, Wisniewski M, Denis JM, Vynckier S, Cosnard G, Zech F, Reyhler H. Reproducibility of three-dimensional cephalometric landmarks in cone-beam and low-dose computed tomography. *Clin Oral Investig* 2013; 17(1):285–92.
113. Pittayapat P, Limchaichana-Bolstad N, Willems G, Jacobs R. Three-dimensional cephalometric analysis in orthodontics: a systematic review. *Orthod Craniofac Res* 2014; 17(2):69–91.
114. Kragt L, Hermus AM, Wolvius EB, Ongkosuwito EM. Three-dimensional photographs for determining the Index of Orthodontic Treatment Need in scientific studies. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2016; 150(1):64–70.

7 Anhang

7.1 Abkürzungsverzeichnis

2D	zweidimensional
3D	dreidimensional
A/mA	Ampere/Milliampere
Abb.	Abbildung
ALADA	<i>As Low As Diagnostically Acceptable</i>
ALARA	<i>As Low As Reasonably Achievable</i>
ÄL	Ästhetiklinie
B	Behandler
BEMA	Bewertungsmaßstab zahnärztlicher Leistungen
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
CCD	<i>Charge-Coupled Device</i>
CT	Computertomographie
CBCT	<i>Cone-Beam Computed Tomography</i>
cm	Zentimeter
COR	<i>Conventional Orthodontic Radiographs</i>
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
DVT	Digitale Volumetomographie
E	Effektive Dosis
FRS	Fernröntgenseitenbild
FoV	<i>Field of View</i>
ggf.	gegebenenfalls
IADR	Indikationsabhängige Dosisreduktion
IADR-DVT	Indikationsabhängige dosisreduzierte Digitale Volumetomographie
IDDR	<i>Indication-Dependent Dose Reduction</i>
ID	Identifikationsnummer
KFO	Kieferorthopädie
KIG	Kieferorthopädische Indikationsgruppen
konv.	konventionell

KOR	Konventionelle Orthodontische Röntgenaufnahmen
LKGS	Lippen-Kiefer-Gaumen-Segelspalte
M	Messung
mAs	Miliamperesekunde
Max	Maximum
Min	Minimum
mm	Millimeter
MW	Mittelwert
OK	Oberkiefer
p.a.	posterior-anterior
PSA	Panoramaschichtaufnahme
RoI	<i>Region of Interest</i>
SD	Standardabweichung
SE	Standardfehler des Mittelwerts
SPSS	<i>Statistical Package of Social Science</i>
Sv/mSv/ μ Sv	Sievert/Millisievert/Mikrosievert
TSDR	<i>Task-Specific Dose Reduction</i>
UK	Unterkiefer
ULD	<i>Ultra Low Dose</i>
V/kV	Volt/Kilovolt
vgl.	vergleiche
vs.	versus
z. B.	zum Beispiel

7.2 Statistische Auswertung

Statistische Analysen zu Kapitel 4.3.1:

Tabelle 27 Deskriptive Statistiken aller erhobenen Messungen im konv. FRS von Behandler 1 (B1). Erfasst sind die Messungen M1, M2 und M3.

	N	MW	SD	Min	Max	Perzentile		
						25.	50.	75.
SNA [°], konv. FRS, B1, M1	20	82,21	4,20	73,5	89,3	80,43	82,80	85,08
SNA [°], konv. FRS, B1, M2	20	82,38	4,21	72,7	88,8	80,73	82,95	84,85
SNA [°], konv. FRS, B1, M3	20	82,14	4,07	73,5	88,6	79,93	82,55	84,95
SNB [°], konv. FRS, B1, M1	20	78,50	4,43	69,6	86,4	74,88	79,60	81,70
SNB [°], konv. FRS, B1, M2	20	78,52	4,47	69,7	87,0	74,93	79,95	81,68
SNB [°], konv. FRS, B1, M3	20	78,48	4,33	69,8	86,6	74,68	80,05	81,70
ANB [°], konv. FRS, B1, M1	20	3,72	2,33	-0,6	7,0	1,45	4,00	5,70
ANB [°], konv. FRS, B1, M2	20	3,86	2,23	-0,1	7,1	1,73	4,50	5,83
ANB [°], konv. FRS, B1, M3	20	3,65	2,27	-0,5	6,8	1,55	4,35	5,48
SNPg [°], konv. FRS, B1, M1	20	79,27	4,11	71,6	85,8	74,98	80,00	82,60
SNPg [°], konv. FRS, B1, M2	20	79,37	4,13	71,8	86,3	75,50	80,30	82,50
SNPg [°], konv. FRS, B1, M3	20	79,31	3,95	71,8	86,1	75,20	80,50	82,43
NSBa [°], konv. FRS, B1, M1	20	130,02	5,14	121,7	141,2	125,88	130,45	133,25
NSBa [°], konv. FRS, B1, M2	20	130,38	5,33	121,1	141,0	125,63	130,65	134,83
NSBa [°], konv. FRS, B1, M3	20	129,97	5,42	119,5	141,0	125,33	130,95	133,78
Kieferwinkel [°], konv. FRS, B1, M1	20	122,71	6,61	107,7	135,9	118,30	123,65	126,93
Kieferwinkel [°], konv. FRS, B1, M2	20	122,88	7,13	107,6	136,4	118,75	124,45	127,60
Kieferwinkel [°], konv. FRS, B1, M3	20	122,67	7,22	105,1	134,3	118,58	124,35	126,93
ML-NSL [°], konv. FRS, B1, M1	20	27,89	5,09	17,6	39,0	24,03	28,20	30,88
ML-NSL [°], konv. FRS, B1, M2	20	27,94	4,96	18,1	39,1	24,25	28,10	30,98
ML-NSL [°], konv. FRS, B1, M3	20	27,86	5,24	17,6	39,4	23,63	28,10	30,93
NL-NSL [°], konv. FRS, B1, M1	20	5,15	3,22	-1,4	13,5	3,53	4,90	7,03
NL-NSL [°], konv. FRS, B1, M2	20	5,21	3,53	-1,0	14,4	3,50	4,20	7,60
NL-NSL [°], konv. FRS, B1, M3	20	5,04	3,32	-1,0	12,9	2,90	4,20	7,55
ML-NL [°], konv. FRS, B1, M1	20	22,78	4,38	14,1	31,0	19,93	22,50	25,75
ML-NL [°], konv. FRS, B1, M2	20	22,73	4,33	14,6	31,2	19,88	22,70	25,60
ML-NL [°], konv. FRS, B1, M3	20	22,83	4,69	14,4	31,9	19,90	22,55	26,28
Holdaway-Winkel [°], konv. FRS, B1, M1	20	13,63	4,79	5,7	21,2	9,88	14,30	17,55
Holdaway-Winkel [°], konv. FRS, B1, M2	20	13,59	4,66	5,6	19,9	9,50	14,00	18,43
Holdaway-Winkel [°], konv. FRS, B1, M3	20	13,58	4,82	5,4	20,4	9,25	14,25	17,85
Nasolabialwinkel [°], konv. FRS, B1, M1	20	114,43	9,21	92,8	129,3	106,93	113,85	123,63
Nasolabialwinkel [°], konv. FRS, B1, M2	20	114,44	8,66	95,6	128,2	106,50	116,60	120,13
Nasolabialwinkel [°], konv. FRS, B1, M3	20	113,70	9,44	90,2	126,8	109,18	116,90	121,50
Interinzisalwinkel [°], konv. FRS, B1, M1	20	127,68	9,30	113,2	149,7	121,45	127,25	133,50
Interinzisalwinkel [°], konv. FRS, B1, M2	20	128,02	9,27	112,5	149,9	122,35	127,25	133,53
Interinzisalwinkel [°], konv. FRS, B1, M3	20	127,95	8,89	114,6	149,2	122,23	126,60	133,20
IOK-NA [°], konv. FRS, B1, M1	20	24,90	8,27	2,8	40,2	20,58	27,35	30,13

IOK-NA [°], konv. FRS, B1, M2	20	24,74	8,28	2,2	35,7	19,90	26,90	29,98
IOK-NA [°], konv. FRS, B1, M3	20	25,13	7,69	4,9	35,9	20,58	27,70	30,50
IUK-NB [°], konv. FRS, B1, M1	20	23,19	5,67	8,6	31,8	21,05	24,15	25,68
IUK-NB [°], konv. FRS, B1, M2	20	23,40	5,74	8,5	32,5	20,55	24,25	26,38
IUK-NB [°], konv. FRS, B1, M3	20	23,27	5,85	7,1	31,0	20,58	24,90	26,78
IOK-NA [mm], konv. FRS, B1, M1	20	4,36	3,21	-1,6	9,4	1,78	4,65	7,40
IOK-NA [mm], konv. FRS, B1, M2	20	4,20	3,13	-1,7	9,7	2,13	4,30	6,83
IOK-NA [mm], konv. FRS, B1, M3	20	4,37	2,96	-1,0	9,3	2,15	4,45	7,33
IUK-NB [mm], konv. FRS, B1, M1	20	3,49	1,36	1,2	6,2	2,43	3,35	4,38
IUK-NB [mm], konv. FRS, B1, M2	20	3,51	1,38	1,2	6,0	2,45	3,40	4,78
IUK-NB [mm], konv. FRS, B1, M3	20	3,49	1,44	1,1	6,2	2,23	3,50	4,63
Pg-NB [mm], konv. FRS, B1, M1	20	1,36	1,55	-0,9	4,6	-0,03	1,20	2,48
Pg-NB [mm], konv. FRS, B1, M2	20	1,46	1,63	-1,2	4,5	0,35	1,30	2,73
Pg-NB [mm], konv. FRS, B1, M3	20	1,41	1,62	-0,9	5,1	0,23	1,15	2,35
N-Sp' [mm], konv. FRS, B1, M1	20	46,40	3,34	42,0	56,9	44,35	45,90	48,38
N-Sp' [mm], konv. FRS, B1, M2	20	46,34	3,45	42,2	57,5	44,18	45,50	48,35
N-Sp' [mm], konv. FRS, B1, M3	20	46,38	3,14	42,0	56,4	44,73	45,50	48,08
Sp'-Gn [mm], konv. FRS, B1, M1	20	56,88	5,04	49,9	65,6	51,13	57,95	59,60
Sp'-Gn [mm], konv. FRS, B1, M2	20	56,82	5,05	49,6	65,8	50,98	57,95	59,68
Sp'-Gn [mm], konv. FRS, B1, M3	20	56,91	5,16	49,9	65,3	50,80	58,30	59,88
OL-ÄL [mm], konv. FRS, B1, M1	20	-1,14	2,40	-7,1	3,8	-2,80	-0,40	0,43
OL-ÄL [mm], konv. FRS, B1, M2	20	-1,17	2,26	-6,8	2,8	-2,48	-0,65	0,30
OL-ÄL [mm], konv. FRS, B1, M3	20	-1,13	2,35	-7,0	3,4	-2,58	-0,45	0,65
UL-ÄL [mm], konv. FRS, B1, M1	20	-0,33	2,06	-4,0	4,2	-1,90	-0,75	0,60
UL-ÄL [mm], konv. FRS, B1, M2	20	-0,44	2,02	-3,7	4,3	-1,90	-0,85	0,68
UL-ÄL [mm], konv. FRS, B1, M3	20	-0,29	2,02	-3,5	3,7	-1,70	-0,70	0,58

N= Anzahl der Patienten, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Min= Minimum, Max= Maximum

Tabelle 28 Vergleichende Statistiken aller erhobenen Messungen im konv. FRS von Behandler 1 (B1). Erfasst sind die Messungen M1 vs. M2 vs. M3.

	MW	SD	SE	95 % KI	
				Untere	Obere
SNA [°], konv. FRS, B1, M1 - SNA [°], konv. FRS, B1, M2	-0,17	0,73	0,16	-0,51	0,17
SNA [°], konv. FRS, B1, M1 - SNA [°], konv. FRS, B1, M3	0,07	0,59	0,13	-0,20	0,34
SNA [°], konv. FRS, B1, M2 - SNA [°], konv. FRS, B1, M3	0,24	0,60	0,13	-0,04	0,52
SNB [°], konv. FRS, B1, M1 - SNB [°], konv. FRS, B1, M2	-0,02	0,42	0,09	-0,21	0,17
SNB [°], konv. FRS, B1, M1 - SNB [°], konv. FRS, B1, M3	0,02	0,41	0,09	-0,18	0,21
SNB [°], konv. FRS, B1, M2 - SNB [°], konv. FRS, B1, M3	0,04	0,40	0,09	-0,15	0,22
ANB [°], konv. FRS, B1, M1 - ANB [°], konv. FRS, B1, M2	-0,14	0,48	0,11	-0,37	0,09
ANB [°], konv. FRS, B1, M1 - ANB [°], konv. FRS, B1, M3	0,07	0,46	0,10	-0,15	0,29
ANB [°], konv. FRS, B1, M2 - ANB [°], konv. FRS, B1, M3	0,21	0,35	0,08	0,04	0,38
SNPg [°], konv. FRS, B1, M1 - SNPg [°], konv. FRS, B1, M2	-0,09	0,44	0,10	-0,30	0,11
SNPg [°], konv. FRS, B1, M1 - SNPg [°], konv. FRS, B1, M3	-0,03	0,43	0,10	-0,24	0,17
SNPg [°], konv. FRS, B1, M2 - SNPg [°], konv. FRS, B1, M3	0,06	0,52	0,12	-0,18	0,30
NSBa [°], konv. FRS, B1, M1 - NSBa [°], konv. FRS, B1, M2	-0,36	1,12	0,25	-0,88	0,16
NSBa [°], konv. FRS, B1, M1 - NSBa [°], konv. FRS, B1, M3	0,05	1,21	0,27	-0,51	0,62
NSBa [°], konv. FRS, B1, M2 - NSBa [°], konv. FRS, B1, M3	0,41	1,22	0,27	-0,15	0,98

KieferW [°], konv. FRS, B1, M1 - KieferW [°], konv. FRS, B1, M2	-0,16	1,47	0,33	-0,86	0,53
KieferW [°], konv. FRS, B1, M1 - KieferW [°], konv. FRS, B1, M3	0,04	2,21	0,49	-1,00	1,08
KieferW [°], konv. FRS, B1, M2 - KieferW [°], konv. FRS, B1, M3	0,20	1,68	0,38	-0,58	0,99
ML-NSL [°], konv. FRS, B1, M1 - ML-NSL [°], konv. FRS, B1, M2	-0,05	0,65	0,15	-0,35	0,25
ML-NSL [°], konv. FRS, B1, M1 - ML-NSL [°], konv. FRS, B1, M3	0,03	0,64	0,14	-0,27	0,33
ML-NSL [°], konv. FRS, B1, M2 - ML-NSL [°], konv. FRS, B1, M3	0,08	0,79	0,18	-0,29	0,45
NL-NSL [°], konv. FRS, B1, M1 - NL-NSL [°], konv. FRS, B1, M2	-0,07	0,90	0,20	-0,49	0,36
NL-NSL [°], konv. FRS, B1, M1 - NL-NSL [°], konv. FRS, B1, M3	0,11	1,01	0,23	-0,36	0,58
NL-NSL [°], konv. FRS, B1, M2 - NL-NSL [°], konv. FRS, B1, M3	0,18	0,79	0,18	-0,19	0,54
ML-NL [°], konv. FRS, B1, M1 - ML-NL [°], konv. FRS, B1, M2	0,05	0,89	0,20	-0,37	0,46
ML-NL [°], konv. FRS, B1, M1 - ML-NL [°], konv. FRS, B1, M3	-0,05	1,16	0,26	-0,59	0,49
ML-NL [°], konv. FRS, B1, M2 - ML-NL [°], konv. FRS, B1, M3	-0,10	0,90	0,20	-0,52	0,33
HoldW [°], konv. FRS, B1, M1 - HoldW [°], konv. FRS, B1, M2	0,04	0,77	0,17	-0,32	0,40
HoldW [°], konv. FRS, B1, M1 - HoldW [°], konv. FRS, B1, M3	0,05	0,54	0,12	-0,21	0,30
HoldW [°], konv. FRS, B1, M2 - HoldW [°], konv. FRS, B1, M3	0,01	0,62	0,14	-0,29	0,30
NasolabW [°], konv. FRS, B1, M1 - NasolabW [°], konv. FRS, B1, M2	0,00	4,11	0,92	-1,93	1,92
NasolabW [°], konv. FRS, B1, M1 - NasolabW [°], konv. FRS, B1, M3	0,73	4,25	0,95	-1,25	2,72
NasolabW [°], konv. FRS, B1, M2 - NasolabW [°], konv. FRS, B1, M3	0,74	3,03	0,68	-0,68	2,16
IntW [°], konv. FRS, B1, M1 - IntW [°], konv. FRS, B1, M2	-0,34	1,56	0,35	-1,07	0,39
IntW [°], konv. FRS, B1, M1 - IntW [°], konv. FRS, B1, M3	-0,27	1,91	0,43	-1,16	0,62
IntW [°], konv. FRS, B1, M2 - IntW [°], konv. FRS, B1, M3	0,07	1,53	0,34	-0,65	0,79
IOK-NA [°], konv. FRS, B1, M1 - IOK-NA [°], konv. FRS, B1, M2	0,16	2,56	0,57	-1,04	1,35
IOK-NA [°], konv. FRS, B1, M1 - IOK-NA [°], konv. FRS, B1, M3	-0,23	2,33	0,52	-1,32	0,85
IOK-NA [°], konv. FRS, B1, M2 - IOK-NA [°], konv. FRS, B1, M3	-0,39	0,99	0,22	-0,85	0,07
IUK-NB [°], konv. FRS, B1, M1 - IUK-NB [°], konv. FRS, B1, M2	-0,21	0,68	0,15	-0,53	0,11
IUK-NB [°], konv. FRS, B1, M1 - IUK-NB [°], konv. FRS, B1, M3	-0,09	1,10	0,25	-0,60	0,43
IUK-NB [°], konv. FRS, B1, M2 - IUK-NB [°], konv. FRS, B1, M3	0,13	1,11	0,25	-0,39	0,64
IOK-NA [mm], konv. FRS, B1, M1 - IOK-NA [mm], konv. FRS, B1, M2	0,17	0,68	0,15	-0,15	0,48
IOK-NA [mm], konv. FRS, B1, M1 - IOK-NA [mm], konv. FRS, B1, M3	-0,01	0,60	0,13	-0,29	0,27
IOK-NA [mm], konv. FRS, B1, M2 - IOK-NA [mm], konv. FRS, B1, M3	-0,18	0,47	0,10	-0,39	0,04
IUK-NB [mm], konv. FRS, B1, M1 - IUK-NB [mm], konv. FRS, B1, M2	-0,02	0,24	0,05	-0,13	0,09
IUK-NB [mm], konv. FRS, B1, M1 - IUK-NB [mm], konv. FRS, B1, M3	0,00	0,38	0,09	-0,17	0,18
IUK-NB [mm], konv. FRS, B1, M2 - IUK-NB [mm], konv. FRS, B1, M3	0,02	0,32	0,07	-0,13	0,18
Pg-NB [mm], konv. FRS, B1, M1 - Pg-NB [mm], konv. FRS, B1, M2	-0,10	0,30	0,07	-0,24	0,04
Pg-NB [mm], konv. FRS, B1, M1 - Pg-NB [mm], konv. FRS, B1, M3	-0,05	0,35	0,08	-0,21	0,11
Pg-NB [mm], konv. FRS, B1, M2 - Pg-NB [mm], konv. FRS, B1, M3	0,05	0,34	0,08	-0,11	0,21
N-Sp' [mm], konv. FRS, B1, M1 - N-Sp' [mm], konv. FRS, B1, M2	0,06	0,36	0,08	-0,11	0,23
N-Sp' [mm], konv. FRS, B1, M1 - N-Sp' [mm], konv. FRS, B1, M3	0,02	0,47	0,10	-0,20	0,24
N-Sp' [mm], konv. FRS, B1, M2 - N-Sp' [mm], konv. FRS, B1, M3	-0,04	0,55	0,12	-0,30	0,22
Sp'-Gn [mm], konv. FRS, B1, M1 - Sp'-Gn [mm], konv. FRS, B1, M2	0,06	0,38	0,09	-0,12	0,24
Sp'-Gn [mm], konv. FRS, B1, M1 - Sp'-Gn [mm], konv. FRS, B1, M3	-0,03	0,58	0,13	-0,30	0,24
Sp'-Gn [mm], konv. FRS, B1, M2 - Sp'-Gn [mm], konv. FRS, B1, M3	-0,09	0,66	0,15	-0,40	0,22
OL-ÄL [mm], konv. FRS, B1, M1 - OL-ÄL [mm], konv. FRS, B1, M2	0,04	0,43	0,10	-0,17	0,24
OL-ÄL [mm], konv. FRS, B1, M1 - OL-ÄL [mm], konv. FRS, B1, M3	-0,01	0,31	0,07	-0,15	0,14
OL-ÄL [mm], konv. FRS, B1, M2 - OL-ÄL [mm], konv. FRS, B1, M3	-0,04	0,30	0,07	-0,18	0,10
UL-ÄL [mm], konv. FRS, B1, M1 - UL-ÄL [mm], konv. FRS, B1, M2	0,11	0,46	0,10	-0,10	0,32
UL-ÄL [mm], konv. FRS, B1, M1 - UL-ÄL [mm], konv. FRS, B1, M3	-0,03	0,33	0,07	-0,19	0,12
UL-ÄL [mm], konv. FRS, B1, M2 - UL-ÄL [mm], konv. FRS, B1, M3	-0,15	0,38	0,09	-0,32	0,03

MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, SE= Standardfehler des Mittelwerts, 95 % KI= 95 % Konfidenzintervall

Statistische Analysen zur Kapitel 4.3.2:

Tabelle 29 Deskriptive Statistiken aller erhobenen Messungen in aus IADR-DVT-Datensätzen rekonstruierten Fernröntgenansichten im Bildmodus *Xray + Soft Tissue* von Behandler 1 (B1). Erfasst sind die Messungen M1, M2 und M3.

Xray + Soft Tissue // Deskriptive Statistiken // B1: M1, M2, M3

	N	MW	SD	Min	Max	Perzentile		
						25.	50.	75.
SNA [°], Xray + Soft Tissue, B1, M1	20	83,22	4,56	72,8	92,5	80,55	84,10	86,30
SNA [°], Xray + Soft Tissue, B1, M2	20	82,73	4,24	73,1	89,9	80,13	83,05	85,85
SNA [°], Xray + Soft Tissue, B1, M3	20	82,84	4,34	73,2	90,8	80,70	83,85	85,50
SNB [°], Xray + Soft Tissue, B1, M1	20	79,84	4,29	71,2	86,3	77,08	80,05	82,53
SNB [°], Xray + Soft Tissue, B1, M2	20	79,43	4,25	71,1	85,8	76,55	79,65	82,35
SNB [°], Xray + Soft Tissue, B1, M3	20	79,54	4,22	71,6	85,9	77,00	79,30	82,83
ANB [°], Xray + Soft Tissue, B1, M1	20	3,38	2,16	0,3	6,8	1,30	3,55	5,33
ANB [°], Xray + Soft Tissue, B1, M2	20	3,30	1,89	0,3	7,1	1,50	3,45	4,70
ANB [°], Xray + Soft Tissue, B1, M3	20	3,30	2,23	-0,2	7,3	1,33	3,00	5,00
SNPg [°], Xray + Soft Tissue, B1, M1	20	80,75	3,78	74,0	86,4	77,58	80,85	83,73
SNPg [°], Xray + Soft Tissue, B1, M2	20	80,25	3,75	73,5	85,2	77,05	80,55	83,78
SNPg [°], Xray + Soft Tissue, B1, M3	20	80,37	3,67	74,2	85,0	77,38	80,80	83,93
NSBa [°], Xray + Soft Tissue, B1, M1	20	129,67	7,66	106,9	141,6	126,20	129,80	134,90
NSBa [°], Xray + Soft Tissue, B1, M2	20	130,59	7,06	110,2	141,4	127,95	130,55	134,70
NSBa [°], Xray + Soft Tissue, B1, M3	20	130,32	7,08	110,7	141,2	127,63	130,40	135,05
Kieferwinkel [°], Xray + Soft Tissue, B1, M1	20	123,19	6,25	110,2	135,7	120,35	123,95	126,30
Kieferwinkel [°], Xray + Soft Tissue, B1, M2	20	123,52	6,64	107,2	137,5	119,93	124,70	126,78
Kieferwinkel [°], Xray + Soft Tissue, B1, M3	20	123,43	5,51	113,1	134,3	119,80	123,75	126,58
ML-NSL [°], Xray + Soft Tissue, B1, M1	20	26,98	4,99	19,9	39,3	23,75	27,20	30,20
ML-NSL [°], Xray + Soft Tissue, B1, M2	20	27,52	4,77	19,6	38,9	24,38	27,10	30,48
ML-NSL [°], Xray + Soft Tissue, B1, M3	20	27,27	4,91	19,3	39,3	24,38	27,65	29,50
NL-NSL [°], Xray + Soft Tissue, B1, M1	20	4,61	4,39	-0,8	14,3	0,30	4,65	7,23
NL-NSL [°], Xray + Soft Tissue, B1, M2	20	4,73	4,29	-0,7	13,8	0,80	4,65	6,95
NL-NSL [°], Xray + Soft Tissue, B1, M3	20	4,40	3,84	-1,8	12,5	1,73	3,90	5,98
ML-NL [°], Xray + Soft Tissue, B1, M1	20	22,39	5,77	14,0	35,1	17,83	21,80	26,65
ML-NL [°], Xray + Soft Tissue, B1, M2	20	22,80	5,34	13,6	35,3	18,48	22,75	25,98
ML-NL [°], Xray + Soft Tissue, B1, M3	20	22,87	5,29	13,9	36,1	19,43	22,40	26,35
H-Winkel [°], Xray + Soft Tissue, B1, M1	20	12,34	4,64	2,3	22,8	9,53	12,90	14,88
H-Winkel [°], Xray + Soft Tissue, B1, M2	20	12,18	4,43	3,0	21,7	9,83	12,85	14,55
H-Winkel [°], Xray + Soft Tissue, B1, M3	20	12,61	4,45	3,9	23,0	9,35	13,15	15,03
Nasol.winkel [°], Xray + Soft Tissue, B1, M1	20	110,51	10,99	81,2	122,0	107,90	111,65	119,18
Nasol.winkel [°], Xray + Soft Tissue, B1, M2	20	112,08	10,62	86,2	124,7	106,28	115,35	120,48
Nasol.winkel [°], Xray + Soft Tissue, B1, M3	20	111,14	9,46	85,5	124,8	107,20	112,70	117,10
Interin.winkel [°], Xray + Soft Tissue, B1, M1	20	126,39	9,00	112,6	145,1	120,43	126,30	130,35
Interin.winkel [°], Xray + Soft Tissue, B1, M2	20	126,94	9,07	113,0	146,7	121,75	125,85	130,75
Interin.winkel [°], Xray + Soft Tissue, B1, M3	20	126,79	9,33	113,3	146,0	120,43	126,55	132,75
IOK-NA [°], Xray + Soft Tissue, B1, M1	20	26,49	8,60	6,8	39,5	21,03	29,55	32,95
IOK-NA [°], Xray + Soft Tissue, B1, M2	20	26,46	8,25	7,2	38,2	22,38	27,60	32,73
IOK-NA [°], Xray + Soft Tissue, B1, M3	20	26,47	9,09	3,1	40,5	21,65	28,10	33,05

IUK-NB [°], Xray + Soft Tissue, B1, M1	20	23,76	5,61	12,2	30,5	19,98	24,25	28,55
IUK-NB [°], Xray + Soft Tissue, B1, M2	20	23,31	5,21	14,0	33,6	20,03	23,35	26,85
IUK-NB [°], Xray + Soft Tissue, B1, M3	20	23,46	4,88	13,5	31,5	20,00	23,80	26,45
IOK-NA [mm], Xray + Soft Tissue, B1, M1	20	5,03	3,05	-0,9	11,5	2,53	5,75	7,38
IOK-NA [mm], Xray + Soft Tissue, B1, M2	20	5,01	2,89	-0,5	10,9	2,85	5,45	7,03
IOK-NA [mm], Xray + Soft Tissue, B1, M3	20	5,04	3,11	-1,5	11,5	3,20	5,60	7,20
IUK-NB [mm], Xray + Soft Tissue, B1, M1	20	3,42	1,39	0,7	6,2	2,33	3,50	4,23
IUK-NB [mm], Xray + Soft Tissue, B1, M2	20	3,24	1,38	1,2	5,6	2,18	3,35	4,10
IUK-NB [mm], Xray + Soft Tissue, B1, M3	20	3,21	1,23	1,2	5,1	2,35	3,35	4,20
Pg-NB [mm], Xray + Soft Tissue, B1, M1	20	1,51	1,89	-2,5	5,1	-0,10	1,50	2,78
Pg-NB [mm], Xray + Soft Tissue, B1, M2	20	1,40	1,86	-2,2	4,7	0,18	1,35	2,40
Pg-NB [mm], Xray + Soft Tissue, B1, M3	20	1,41	1,73	-2,2	4,6	0,25	1,25	2,38
N-Sp' [mm], Xray + Soft Tissue, B1, M1	20	45,77	3,20	40,0	52,0	43,18	45,60	47,45
N-Sp' [mm], Xray + Soft Tissue, B1, M2	20	46,00	3,14	41,0	52,7	44,00	45,55	48,40
N-Sp' [mm], Xray + Soft Tissue, B1, M3	20	45,92	3,06	41,2	52,0	43,58	45,95	47,85
Sp'-Gn [mm], Xray + Soft Tissue, B1, M1	20	55,82	4,68	48,5	65,6	50,90	56,45	58,35
Sp'-Gn [mm], Xray + Soft Tissue, B1, M2	20	55,83	4,77	48,2	65,6	50,70	56,65	58,55
Sp'-Gn [mm], Xray + Soft Tissue, B1, M3	20	55,76	4,78	48,7	65,6	50,90	56,20	58,88
OL-ÄL [mm], Xray + Soft Tissue, B1, M1	20	-1,87	2,23	-7,8	1,2	-3,38	-1,55	-0,03
OL-ÄL [mm], Xray + Soft Tissue, B1, M2	20	-1,87	2,21	-7,6	1,4	-3,23	-1,50	0,03
OL-ÄL [mm], Xray + Soft Tissue, B1, M3	20	-1,73	2,20	-7,5	1,5	-3,33	-1,45	0,10
UL-ÄL [mm], Xray + Soft Tissue, B1, M1	20	-0,78	1,95	-4,6	2,8	-2,35	-0,45	0,78
UL-ÄL [mm], Xray + Soft Tissue, B1, M2	20	-0,82	1,95	-4,3	2,5	-2,30	-0,50	0,85
UL-ÄL [mm], Xray + Soft Tissue, B1, M3	20	-0,65	2,00	-4,7	2,8	-2,13	-0,25	0,78

N= Anzahl der Patienten, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Min= Minimum, Max= Maximum

Tabelle 30 Deskriptive Statistiken aller erhobenen Messungen in aus IADR-DVT-Datensätzen rekonstruierten Fernröntgenansichten im Bildmodus *Soft + Bone* von Behandler 1 (B1). Erfasst sind die Messungen M1, M2 und M3.

Soft + Bone // Deskriptive Statistiken // B1: M1, M2, M3

	N	MW	SD	Min	Max	Perzentile		
						25.	50.	75.
SNA [°], Soft + Bone, B1, M1	20	83,67	4,19	73,7	91,5	80,45	84,20	86,93
SNA [°], Soft + Bone, B1, M2	20	83,89	4,29	74,9	92,8	81,40	83,80	87,18
SNA [°], Soft + Bone, B1, M3	20	83,17	4,19	73,5	90,3	80,18	83,35	86,78
SNB [°], Soft + Bone, B1, M1	20	80,27	4,23	72,0	86,7	76,95	81,05	83,00
SNB [°], Soft + Bone, B1, M2	20	80,41	4,11	73,0	86,7	76,63	80,80	83,60
SNB [°], Soft + Bone, B1, M3	20	79,98	4,27	71,6	87,1	76,53	80,45	82,90
ANB [°], Soft + Bone, B1, M1	20	3,42	1,94	0,0	7,0	1,88	3,35	4,93
ANB [°], Soft + Bone, B1, M2	20	3,49	1,91	0,3	7,6	2,53	3,15	5,15
ANB [°], Soft + Bone, B1, M3	20	3,17	2,02	-0,1	8,1	1,95	3,00	4,58
SNPg [°], Soft + Bone, B1, M1	20	80,92	3,71	74,5	86,4	77,83	81,15	84,08
SNPg [°], Soft + Bone, B1, M2	20	81,19	3,55	74,7	86,7	78,90	81,00	84,28
SNPg [°], Soft + Bone, B1, M3	20	80,77	3,72	74,4	86,8	77,58	80,85	84,05
NSBa [°], Soft + Bone, B1, M1	20	129,12	8,41	111,3	139,8	124,43	130,90	135,35
NSBa [°], Soft + Bone, B1, M2	20	128,44	7,98	111,1	138,2	124,35	129,50	134,85
NSBa [°], Soft + Bone, B1, M3	20	128,82	8,45	109,8	139,3	123,85	130,50	134,68
Kieferwinkel [°], Soft + Bone, B1, M1	20	124,55	6,49	109,9	135,3	120,05	123,55	129,58

Kieferwinkel [°], Soft + Bone, B1, M2	20	124,37	5,25	115,2	134,2	120,60	122,90	127,68
Kieferwinkel [°], Soft + Bone, B1, M3	20	124,42	5,57	112,1	135,6	120,00	124,10	128,15
ML-NSL [°], Soft + Bone, B1, M1	20	26,92	5,39	19,0	39,4	22,35	26,25	30,28
ML-NSL [°], Soft + Bone, B1, M2	20	26,41	5,03	19,0	39,1	22,85	26,10	30,33
ML-NSL [°], Soft + Bone, B1, M3	20	26,90	5,34	19,3	39,7	22,53	26,60	29,90
NL-NSL [°], Soft + Bone, B1, M1	20	3,42	4,59	-4,4	11,9	0,85	2,65	7,33
NL-NSL [°], Soft + Bone, B1, M2	20	3,91	5,28	-5,3	12,8	0,98	3,20	7,63
NL-NSL [°], Soft + Bone, B1, M3	20	3,95	4,41	-3,1	13,1	1,20	3,00	6,55
ML-NL [°], Soft + Bone, B1, M1	20	23,50	4,77	17,4	36,0	19,95	22,70	26,25
ML-NL [°], Soft + Bone, B1, M2	20	22,51	4,74	13,6	35,8	19,80	22,75	24,00
ML-NL [°], Soft + Bone, B1, M3	20	22,93	4,72	16,6	35,8	19,50	22,90	24,28
H-Winkel [°], Soft + Bone, B1, M1	20	12,52	4,56	2,7	22,4	9,73	13,35	14,80
H-Winkel [°], Soft + Bone, B1, M2	20	12,51	4,43	3,5	22,2	10,00	13,45	15,50
H-Winkel [°], Soft + Bone, B1, M3	20	12,53	4,43	3,7	22,4	10,13	13,10	14,78
Nasol.winkel [°], Soft + Bone, B1, M1	20	111,89	10,37	83,8	125,1	106,85	113,90	118,63
Nasol.winkel [°], Soft + Bone, B1, M2	20	112,34	10,30	81,4	122,4	109,50	114,75	120,13
Nasol.winkel [°], Soft + Bone, B1, M3	20	112,88	9,32	88,1	125,7	109,05	113,45	120,33
Interin.winkel [°], Soft + Bone, B1, M1	20	128,76	8,18	116,0	144,8	120,95	130,55	133,33
Interin.winkel [°], Soft + Bone, B1, M2	20	128,69	9,09	116,0	151,0	120,70	129,65	133,78
Interin.winkel [°], Soft + Bone, B1, M3	20	128,81	7,93	117,9	143,2	120,85	129,70	135,65
IOK-NA [°], Soft + Bone, B1, M1	20	24,78	8,18	4,6	36,1	19,15	26,90	31,08
IOK-NA [°], Soft + Bone, B1, M2	20	24,60	8,27	3,1	36,4	20,30	25,60	29,10
IOK-NA [°], Soft + Bone, B1, M3	20	25,21	7,96	6,7	36,6	21,50	26,05	31,05
IUK-NB [°], Soft + Bone, B1, M1	20	23,08	4,60	12,9	32,4	20,10	24,25	25,98
IUK-NB [°], Soft + Bone, B1, M2	20	23,24	5,04	11,3	32,0	19,95	22,85	27,73
IUK-NB [°], Soft + Bone, B1, M3	20	22,81	4,80	11,5	32,4	19,85	22,95	26,70
IOK-NA [mm], Soft + Bone, B1, M1	20	4,77	2,67	-1,0	8,7	2,58	5,25	6,83
IOK-NA [mm], Soft + Bone, B1, M2	20	4,88	2,73	-0,9	9,3	2,88	5,40	6,70
IOK-NA [mm], Soft + Bone, B1, M3	20	5,28	2,87	-1,0	9,8	2,95	5,85	7,28
IUK-NB [mm], Soft + Bone, B1, M1	20	3,25	1,31	0,9	5,7	2,35	3,20	4,20
IUK-NB [mm], Soft + Bone, B1, M2	20	3,43	1,35	1,0	6,3	2,48	3,00	4,78
IUK-NB [mm], Soft + Bone, B1, M3	20	3,30	1,37	0,9	6,1	2,33	3,10	4,48
Pg-NB [mm], Soft + Bone, B1, M1	20	1,13	1,98	-2,8	4,7	-0,18	1,20	2,35
Pg-NB [mm], Soft + Bone, B1, M2	20	1,30	1,91	-2,3	4,6	0,03	1,45	2,60
Pg-NB [mm], Soft + Bone, B1, M3	20	1,31	2,01	-2,8	5,0	0,13	1,50	2,65
N-Sp' [mm], Soft + Bone, B1, M1	20	45,67	2,80	40,3	50,6	44,05	45,35	47,80
N-Sp' [mm], Soft + Bone, B1, M2	20	45,75	3,09	39,7	50,5	44,15	45,70	48,45
N-Sp' [mm], Soft + Bone, B1, M3	20	45,65	3,01	40,3	50,3	43,70	45,40	47,90
Sp'-Gn [mm], Soft + Bone, B1, M1	20	55,76	4,56	48,7	65,1	51,23	56,45	58,15
Sp'-Gn [mm], Soft + Bone, B1, M2	20	55,70	4,58	48,0	65,3	50,93	56,30	57,98
Sp'-Gn [mm], Soft + Bone, B1, M3	20	55,69	4,47	48,7	65,1	50,70	56,70	57,78
OL-ÄL [mm], Soft + Bone, B1, M1	20	-1,77	2,19	-7,4	1,6	-3,10	-1,25	-0,13
OL-ÄL [mm], Soft + Bone, B1, M2	20	-1,75	2,19	-7,5	1,0	-3,20	-1,40	0,13
OL-ÄL [mm], Soft + Bone, B1, M3	20	-1,75	2,18	-7,6	1,5	-2,88	-1,55	-0,03
UL-ÄL [mm], Soft + Bone, B1, M1	20	-0,80	1,93	-4,4	3,0	-2,30	-0,50	0,73
UL-ÄL [mm], Soft + Bone, B1, M2	20	-0,73	1,97	-4,6	2,8	-2,40	-0,30	0,75
UL-ÄL [mm], Soft + Bone, B1, M3	20	-0,83	2,03	-4,5	3,1	-2,38	-0,40	0,48

N= Anzahl der Patienten, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Min= Minimum, Max= Maximum

Tabelle 31 Deskriptive Statistiken aller erhobenen Messungen in aus IADR-DVT-Datensätzen rekonstruierten Fernröntgenansichten im Bildmodus *MIP* von Behandler 1 (B1). Erfasst sind die Messungen M1, M2 und M3.

	N	MW	SD	Min	Max	Perzentile		
						25.	50.	75.
SNA [°], MIP, B1, M1	20	83,88	4,26	76,6	92,3	79,75	84,00	87,48
SNA [°], MIP, B1, M2	20	84,24	3,80	77,8	92,0	81,73	84,15	87,18
SNA [°], MIP, B1, M3	20	84,03	3,53	77,4	89,8	80,80	84,05	87,20
SNB [°], MIP, B1, M1	20	80,05	4,10	73,0	87,9	76,48	80,45	83,30
SNB [°], MIP, B1, M2	20	80,33	3,96	73,5	87,5	76,83	80,20	83,78
SNB [°], MIP, B1, M3	20	80,17	3,84	73,6	88,2	76,60	80,40	83,48
ANB [°], MIP, B1, M1	20	3,84	2,22	-0,4	7,9	2,15	4,15	5,53
ANB [°], MIP, B1, M2	20	3,92	2,12	-0,1	7,1	2,35	4,65	5,43
ANB [°], MIP, B1, M3	20	3,86	2,11	-0,6	7,7	2,10	4,45	5,38
SNPg [°], MIP, B1, M1	20	80,70	3,55	75,0	87,6	77,13	80,50	83,70
SNPg [°], MIP, B1, M2	20	81,05	3,60	75,3	87,3	77,83	80,70	83,80
SNPg [°], MIP, B1, M3	20	80,96	3,33	75,6	87,9	77,98	81,20	82,98
NSBa [°], MIP, B1, M1	20	129,31	10,28	110,1	147,8	123,05	128,60	136,70
NSBa [°], MIP, B1, M2	20	128,77	11,18	109,2	149,8	121,93	126,40	137,58
NSBa [°], MIP, B1, M3	20	128,77	10,67	108,8	149,4	122,43	126,70	137,00
Kieferwinkel [°], MIP, B1, M1	20	121,54	6,83	107,4	135,8	117,05	120,55	126,70
Kieferwinkel [°], MIP, B1, M2	20	121,44	7,00	106,0	135,3	117,43	121,00	126,40
Kieferwinkel [°], MIP, B1, M3	20	121,26	6,87	107,9	135,6	116,98	120,85	126,68
ML-NSL [°], MIP, B1, M1	20	26,23	5,36	16,8	36,8	21,45	27,60	29,93
ML-NSL [°], MIP, B1, M2	20	25,75	5,52	16,6	36,5	20,15	25,85	29,40
ML-NSL [°], MIP, B1, M3	20	25,95	5,38	16,8	36,1	20,50	26,75	29,35
NL-NSL [°], MIP, B1, M1	20	5,14	4,89	-3,1	12,9	0,18	6,10	9,63
NL-NSL [°], MIP, B1, M2	20	4,41	4,83	-4,3	12,1	0,25	3,95	8,93
NL-NSL [°], MIP, B1, M3	20	4,40	4,51	-3,1	11,7	-0,10	4,25	7,45
ML-NL [°], MIP, B1, M1	20	21,08	5,07	13,2	34,6	17,53	20,30	24,05
ML-NL [°], MIP, B1, M2	20	21,34	4,97	14,4	35,7	18,60	20,10	23,88
ML-NL [°], MIP, B1, M3	20	21,55	5,19	12,3	35,4	18,03	20,65	24,58
H-Winkel [°], MIP, B1, M1	20	12,48	4,65	2,6	22,0	9,73	13,65	14,83
H-Winkel [°], MIP, B1, M2	20	12,72	4,50	3,5	22,9	9,90	13,30	14,83
H-Winkel [°], MIP, B1, M3	20	12,78	4,62	3,6	22,3	10,05	12,95	15,13
Nasol.winkel [°], MIP, B1, M1	20	110,42	8,79	84,7	125,1	104,98	111,90	116,30
Nasol.winkel [°], MIP, B1, M2	20	110,59	10,14	80,5	122,1	104,95	113,70	117,93
Nasol.winkel [°], MIP, B1, M3	20	111,87	9,68	91,3	126,9	105,20	111,05	120,90
Interin.winkel [°], MIP, B1, M1	20	130,10	7,81	118,4	146,5	123,28	129,60	137,65
Interin.winkel [°], MIP, B1, M2	20	130,23	7,76	120,3	146,8	124,03	127,00	136,18
Interin.winkel [°], MIP, B1, M3	20	129,72	7,16	118,8	144,9	124,00	128,85	136,18
IOK-NA [°], MIP, B1, M1	20	24,09	7,58	5,5	35,1	18,98	25,65	30,60
IOK-NA [°], MIP, B1, M2	20	24,73	7,67	5,7	35,7	20,08	28,00	30,15
IOK-NA [°], MIP, B1, M3	20	24,79	7,45	6,6	35,4	19,95	27,00	30,48
IUK-NB [°], MIP, B1, M1	20	21,99	5,31	11,1	29,9	18,90	21,55	26,90
IUK-NB [°], MIP, B1, M2	20	21,14	4,70	11,8	27,9	19,05	21,15	25,70
IUK-NB [°], MIP, B1, M3	20	21,63	4,50	11,6	31,1	18,55	21,80	23,78

IOK-NA [mm], MIP, B1, M1	20	4,16	2,60	-1,4	8,3	2,33	4,55	5,83
IOK-NA [mm], MIP, B1, M2	20	4,11	2,35	-1,1	7,4	2,75	4,75	5,95
IOK-NA [mm], MIP, B1, M3	20	4,22	2,58	-0,7	7,6	2,28	4,90	6,43
IUK-NB [mm], MIP, B1, M1	20	2,98	1,55	-0,2	5,7	1,83	3,25	4,00
IUK-NB [mm], MIP, B1, M2	20	2,92	1,31	0,2	5,2	1,98	3,10	3,60
IUK-NB [mm], MIP, B1, M3	20	3,04	1,38	0,5	5,5	2,00	3,35	3,70
Pg-NB [mm], MIP, B1, M1	20	1,10	1,80	-2,6	4,4	0,13	1,05	2,28
Pg-NB [mm], MIP, B1, M2	20	1,23	1,74	-2,1	4,7	-0,10	1,30	2,20
Pg-NB [mm], MIP, B1, M3	20	1,34	1,77	-2,2	4,7	0,28	1,35	2,40
N-Sp' [mm], MIP, B1, M1	20	46,44	2,94	40,7	51,2	44,53	46,40	49,10
N-Sp' [mm], MIP, B1, M2	20	46,36	2,97	40,5	51,4	44,73	46,50	49,25
N-Sp' [mm], MIP, B1, M3	20	46,45	2,95	41,0	50,7	44,60	46,75	49,10
Sp'-Gn [mm], MIP, B1, M1	20	55,89	4,60	47,8	65,7	51,35	56,70	58,60
Sp'-Gn [mm], MIP, B1, M2	20	55,90	4,71	48,6	64,8	50,55	57,10	58,65
Sp'-Gn [mm], MIP, B1, M3	20	55,86	4,85	48,6	65,0	50,73	56,70	58,68
OL-ÄL [mm], MIP, B1, M1	20	-1,79	2,25	-7,6	1,3	-3,15	-1,55	0,15
OL-ÄL [mm], MIP, B1, M2	20	-1,67	2,21	-7,3	1,8	-3,00	-1,40	0,33
OL-ÄL [mm], MIP, B1, M3	20	-1,67	2,32	-7,8	1,4	-3,15	-1,35	0,15
UL-ÄL [mm], MIP, B1, M1	20	-0,73	2,10	-4,8	2,8	-2,45	-0,55	1,15
UL-ÄL [mm], MIP, B1, M2	20	-0,70	2,04	-4,3	3,4	-2,28	-0,70	0,90
UL-ÄL [mm], MIP, B1, M3	20	-0,75	2,09	-4,9	2,9	-2,15	-0,70	0,75

N= Anzahl der Patienten, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Min= Minimum, Max= Maximum

Tabelle 32 Vergleichende Statistiken aller erhobenen Messungen in aus IADR-DVT-Datensätzen rekonstruierten Fernröntgenansichten in den Bildmodi *Xray + Soft Tissue*, *Soft + Bone* und *MIP* von Behandler 1 (B1). Erfasst sind jeweils die Vergleiche der Messungen M1 vs. M2 vs. M3.

Vergleich der Messungen von B1 im IADR-DVT-Datensatz: M1 vs. M2 vs. M3

	MW	SD	SE	95 % KI	
				Untere	Obere
SNA [°]					
Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M2	0,49	1,17	0,26	-0,05	1,04
Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	0,38	0,94	0,21	-0,06	0,82
Xray + Soft Tissue, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	-0,11	0,76	0,17	-0,47	0,24
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M2	-0,22	1,60	0,36	-0,97	0,54
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M3	0,51	0,85	0,19	0,11	0,90
Soft + Bone, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M3	0,72	1,52	0,34	0,01	1,43
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M2	-0,37	1,29	0,29	-0,97	0,24
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M3	-0,15	1,38	0,31	-0,80	0,50
MIP, B1, M2 - MIP, B1, M3	0,21	0,91	0,20	-0,21	0,64
SNB [°]					
Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M2	0,42	0,70	0,16	0,09	0,74
Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	0,30	0,80	0,18	-0,08	0,68
Xray + Soft Tissue, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	-0,12	0,59	0,13	-0,39	0,16
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M2	-0,14	1,52	0,34	-0,85	0,56
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M3	0,29	0,49	0,11	0,06	0,51
Soft + Bone, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M3	0,43	1,52	0,34	-0,28	1,14

MIP, B1, M1 - MIP, B1, M2	-0,28	1,24	0,28	-0,85	0,30
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M3	-0,12	1,20	0,27	-0,68	0,44
MIP, B1, M2 - MIP, B1, M3	0,16	0,74	0,17	-0,19	0,50
ANB [°]					
Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M2	0,09	0,68	0,15	-0,23	0,40
Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	0,08	0,69	0,15	-0,24	0,40
Xray + Soft Tissue, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	-0,01	0,65	0,14	-0,31	0,30
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M2	-0,07	0,55	0,12	-0,33	0,18
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M3	0,25	0,57	0,13	-0,02	0,51
Soft + Bone, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M3	0,32	0,37	0,08	0,15	0,49
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M2	-0,08	0,48	0,11	-0,30	0,15
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M3	-0,02	0,55	0,12	-0,27	0,24
MIP, B1, M2 - MIP, B1, M3	0,06	0,55	0,12	-0,20	0,32
SNPg [°]					
Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M2	0,50	0,66	0,15	0,19	0,81
Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	0,37	0,73	0,16	0,03	0,72
Xray + Soft Tissue, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	-0,13	0,42	0,09	-0,32	0,07
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M2	-0,26	1,50	0,33	-0,97	0,44
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M3	0,16	0,44	0,10	-0,05	0,36
Soft + Bone, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M3	0,42	1,49	0,33	-0,28	1,12
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M2	-0,35	1,16	0,26	-0,89	0,19
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M3	-0,27	1,13	0,25	-0,79	0,26
MIP, B1, M2 - MIP, B1, M3	0,08	0,78	0,17	-0,28	0,45
NSBa [°]					
Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M2	-0,92	1,17	0,26	-1,47	-0,37
Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	-0,65	1,34	0,30	-1,27	-0,02
Xray + Soft Tissue, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	0,27	0,78	0,17	-0,09	0,64
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M2	0,68	3,57	0,80	-0,99	2,35
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M3	0,31	1,37	0,31	-0,34	0,95
Soft + Bone, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M3	-0,38	3,53	0,79	-2,03	1,28
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M2	0,54	2,08	0,47	-0,44	1,52
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M3	0,53	1,96	0,44	-0,38	1,45
MIP, B1, M2 - MIP, B1, M3	-0,01	1,16	0,26	-0,55	0,54
Kieferwinkel [°]					
Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M2	-0,34	1,42	0,32	-1,00	0,33
Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	-0,25	1,45	0,32	-0,92	0,43
Xray + Soft Tissue, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	0,09	2,27	0,51	-0,97	1,15
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M2	0,19	2,36	0,53	-0,92	1,29
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M3	0,14	1,94	0,43	-0,77	1,04
Soft + Bone, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M3	-0,05	1,46	0,33	-0,74	0,64
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M2	0,10	1,53	0,34	-0,62	0,81
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M3	0,28	2,01	0,45	-0,66	1,21
MIP, B1, M2 - MIP, B1, M3	0,18	1,78	0,40	-0,65	1,01
ML-NSL [°]					
Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M2	-0,54	0,97	0,22	-1,00	-0,08
Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	-0,28	0,85	0,19	-0,68	0,11
Xray + Soft Tissue, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	0,26	0,72	0,16	-0,08	0,59
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M2	0,50	1,83	0,41	-0,35	1,36
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M3	0,02	0,64	0,14	-0,28	0,32
Soft + Bone, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M3	-0,48	1,52	0,34	-1,19	0,22
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M2	0,48	1,43	0,32	-0,19	1,15

MIP, B1, M1 - MIP, B1, M3	0,28	1,49	0,33	-0,42	0,97
MIP, B1, M2 - MIP, B1, M3	-0,20	0,90	0,20	-0,63	0,22

NL-NSL [°]

Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M2	-0,12	2,02	0,45	-1,07	0,83
Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	0,20	1,83	0,41	-0,65	1,06
Xray + Soft Tissue, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	0,32	1,37	0,31	-0,32	0,97
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M2	-0,49	2,32	0,52	-1,58	0,60
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M3	-0,54	1,25	0,28	-1,12	0,05
Soft + Bone, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M3	-0,04	2,15	0,48	-1,05	0,96
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M2	0,73	1,82	0,41	-0,12	1,58
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M3	0,74	1,48	0,33	0,05	1,44
MIP, B1, M2 - MIP, B1, M3	0,01	1,17	0,26	-0,53	0,56

ML-NL [°]

Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M2	-0,42	1,97	0,44	-1,34	0,51
Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	-0,49	1,68	0,38	-1,27	0,30
Xray + Soft Tissue, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	-0,07	1,29	0,29	-0,67	0,53
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M2	0,99	1,66	0,37	0,22	1,77
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M3	0,57	1,23	0,28	-0,01	1,15
Soft + Bone, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M3	-0,42	1,43	0,32	-1,09	0,24
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M2	-0,26	1,21	0,27	-0,82	0,30
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M3	-0,46	1,43	0,32	-1,13	0,20
MIP, B1, M2 - MIP, B1, M3	-0,20	1,33	0,30	-0,83	0,42

Holdaway-Winkel [°]

Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M2	0,16	0,86	0,19	-0,25	0,56
Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	-0,27	0,73	0,16	-0,61	0,07
Xray + Soft Tissue, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	-0,43	0,83	0,18	-0,81	-0,04
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M2	0,00	0,69	0,15	-0,32	0,33
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M3	-0,01	0,57	0,13	-0,28	0,26
Soft + Bone, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M3	-0,01	0,71	0,16	-0,35	0,32
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M2	-0,24	0,91	0,20	-0,67	0,19
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M3	-0,30	0,75	0,17	-0,64	0,05
MIP, B1, M2 - MIP, B1, M3	-0,05	0,62	0,14	-0,34	0,23

Nasolabialwinkel [°]

Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M2	-1,57	4,82	1,08	-3,83	0,69
Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	-0,63	5,48	1,22	-3,20	1,93
Xray + Soft Tissue, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	0,94	4,38	0,98	-1,11	2,98
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M2	-0,45	3,26	0,73	-1,98	1,08
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M3	-0,99	3,69	0,83	-2,71	0,74
Soft + Bone, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M3	-0,54	3,35	0,75	-2,10	1,03
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M2	-0,17	4,64	1,04	-2,34	2,00
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M3	-1,45	4,76	1,06	-3,68	0,78
MIP, B1, M2 - MIP, B1, M3	-1,28	5,18	1,16	-3,71	1,15

Interinzisalwinkel [°]

Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M2	-0,55	2,13	0,48	-1,55	0,45
Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	-0,40	2,53	0,57	-1,58	0,79
Xray + Soft Tissue, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	0,16	1,82	0,41	-0,70	1,01
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M2	0,07	2,76	0,62	-1,22	1,36
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M3	-0,06	2,87	0,64	-1,40	1,29
Soft + Bone, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M3	-0,13	2,79	0,62	-1,43	1,18
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M2	-0,13	2,08	0,47	-1,10	0,84

MIP, B1, M1 - MIP, B1, M3	0,38	2,40	0,54	-0,74	1,50
MIP, B1, M2 - MIP, B1, M3	0,51	2,42	0,54	-0,62	1,64

IOK-NA [°]

Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M2	0,03	2,03	0,45	-0,92	0,98
Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	0,03	1,78	0,40	-0,81	0,86
Xray + Soft Tissue, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	0,00	1,62	0,36	-0,76	0,75
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M2	0,18	1,58	0,35	-0,57	0,92
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M3	-0,43	1,75	0,39	-1,25	0,39
Soft + Bone, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M3	-0,60	1,54	0,34	-1,32	0,11
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M2	-0,64	1,47	0,33	-1,33	0,04
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M3	-0,70	1,75	0,39	-1,53	0,12
MIP, B1, M2 - MIP, B1, M3	-0,06	1,39	0,31	-0,71	0,59

IUK-NB [°]

Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M2	0,45	1,77	0,40	-0,38	1,28
Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	0,30	2,11	0,47	-0,69	1,29
Xray + Soft Tissue, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	-0,15	1,76	0,39	-0,98	0,68
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M2	-0,17	1,79	0,40	-1,00	0,67
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M3	0,27	2,02	0,45	-0,67	1,21
Soft + Bone, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M3	0,44	2,18	0,49	-0,59	1,46
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M2	0,85	1,44	0,32	0,17	1,52
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M3	0,36	2,11	0,47	-0,63	1,35
MIP, B1, M2 - MIP, B1, M3	-0,49	1,94	0,43	-1,39	0,42

IOK-NA [mm]

Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M2	0,02	0,91	0,20	-0,40	0,44
Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	-0,01	0,93	0,21	-0,45	0,43
Xray + Soft Tissue, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	-0,03	0,75	0,17	-0,38	0,32
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M2	-0,11	0,83	0,18	-0,50	0,28
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M3	-0,51	0,78	0,18	-0,88	-0,14
Soft + Bone, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M3	-0,40	0,54	0,12	-0,65	-0,15
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M2	0,04	0,69	0,15	-0,28	0,37
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M3	-0,06	0,65	0,14	-0,36	0,24
MIP, B1, M2 - MIP, B1, M3	-0,10	0,62	0,14	-0,40	0,19

IUK-NB [mm]

Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M2	0,18	0,46	0,10	-0,04	0,40
Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	0,21	0,39	0,09	0,02	0,39
Xray + Soft Tissue, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	0,03	0,32	0,07	-0,12	0,17
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M2	-0,18	0,47	0,11	-0,40	0,05
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M3	-0,05	0,45	0,10	-0,26	0,16
Soft + Bone, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M3	0,13	0,28	0,06	-0,01	0,26
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M2	0,06	0,40	0,09	-0,13	0,25
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M3	-0,06	0,49	0,11	-0,29	0,17
MIP, B1, M2 - MIP, B1, M3	-0,12	0,37	0,08	-0,29	0,05

Pg-NB [mm]

Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M2	0,11	0,46	0,10	-0,11	0,33
Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	0,10	0,53	0,12	-0,16	0,35
Xray + Soft Tissue, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	-0,01	0,66	0,15	-0,32	0,29
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M2	-0,17	0,50	0,11	-0,40	0,06
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M3	-0,18	0,38	0,08	-0,35	0,00
Soft + Bone, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M3	-0,01	0,45	0,10	-0,22	0,21
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M2	-0,13	0,48	0,11	-0,35	0,10

MIP, B1, M1 - MIP, B1, M3	-0,24	0,37	0,08	-0,41	-0,06
MIP, B1, M2 - MIP, B1, M3	-0,11	0,62	0,14	-0,40	0,18
<u>N-Sp' [mm]</u>					
Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M2	-0,23	0,69	0,16	-0,55	0,09
Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	-0,15	0,65	0,15	-0,45	0,16
Xray + Soft Tissue, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	0,09	0,52	0,12	-0,16	0,33
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M2	-0,07	0,78	0,17	-0,44	0,29
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M3	0,02	0,71	0,16	-0,31	0,35
Soft + Bone, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M3	0,09	0,67	0,15	-0,22	0,41
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M2	0,09	0,74	0,17	-0,26	0,43
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M3	-0,01	0,36	0,08	-0,18	0,16
MIP, B1, M2 - MIP, B1, M3	-0,09	0,64	0,14	-0,39	0,20
<u>Sp'-Gn [mm]</u>					
Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M2	-0,01	0,54	0,12	-0,26	0,24
Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	0,06	0,51	0,11	-0,18	0,30
Xray + Soft Tissue, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	0,07	0,34	0,08	-0,09	0,23
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M2	0,06	0,49	0,11	-0,17	0,29
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M3	0,07	0,50	0,11	-0,16	0,30
Soft + Bone, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M3	0,01	0,52	0,12	-0,23	0,25
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M2	-0,01	0,98	0,22	-0,47	0,45
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M3	0,03	0,86	0,19	-0,37	0,43
MIP, B1, M2 - MIP, B1, M3	0,04	0,67	0,15	-0,27	0,35
<u>Oberlippe-Ästhetiklinie [mm]</u>					
Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M2	0,01	0,39	0,09	-0,18	0,19
Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	-0,14	0,28	0,06	-0,26	-0,01
Xray + Soft Tissue, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	-0,14	0,35	0,08	-0,30	0,02
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M2	-0,01	0,29	0,06	-0,15	0,12
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M3	-0,02	0,38	0,09	-0,20	0,16
Soft + Bone, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M3	-0,01	0,36	0,08	-0,17	0,16
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M2	-0,13	0,39	0,09	-0,31	0,06
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M3	-0,12	0,29	0,07	-0,26	0,02
MIP, B1, M2 - MIP, B1, M3	0,01	0,35	0,08	-0,16	0,17
<u>Unterlippe-Ästhetiklinie [mm]</u>					
Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M2	0,04	0,42	0,09	-0,16	0,23
Xray + Soft Tissue, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	-0,14	0,33	0,07	-0,29	0,02
Xray + Soft Tissue, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	-0,17	0,34	0,08	-0,33	-0,01
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M2	-0,07	0,32	0,07	-0,22	0,08
Soft + Bone, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M3	0,03	0,35	0,08	-0,14	0,19
Soft + Bone, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M3	0,10	0,27	0,06	-0,03	0,22
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M2	-0,03	0,41	0,09	-0,22	0,16
MIP, B1, M1 - MIP, B1, M3	0,02	0,46	0,10	-0,20	0,24
MIP, B1, M2 - MIP, B1, M3	0,05	0,42	0,09	-0,15	0,25

MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, SE= Standardfehler des Mittelwerts, 95 % KI= 95 % Konfidenzintervall

Statistische Analysen zu Kapitel 4.3.3:

Tabelle 33 Deskriptive Statistiken der Mittelwerte aller erhobenen Messungen im konv. FRS von Behandler 1 [B1(MW)]

konv. FRS // Deskriptive Statistiken // B1(MW)								
	N	MW	SD	Min	Max	Perzentile		
						25.	50.	75.
SNA [°], konv. FRS, B1(MW)	20	82,24	4,15	73,3	88,8	80,34	82,68	84,86
SNB [°], konv. FRS, B1(MW)	20	78,50	4,41	69,7	86,7	74,83	79,93	81,72
ANB [°], konv. FRS, B1(MW)	20	3,74	2,26	-0,4	6,8	1,55	4,28	5,59
SNPg [°], konv. FRS, B1(MW)	20	79,31	4,06	71,7	86,1	75,23	80,35	82,46
NSBa [°], konv. FRS, B1(MW)	20	130,12	5,25	121,1	141,1	125,38	130,65	133,97
Kieferwinkel [°], konv. FRS, B1(MW)	20	122,75	6,91	106,8	135,5	118,83	124,32	126,96
ML-NSL [°], konv. FRS, B1(MW)	20	27,90	5,08	17,8	39,2	23,97	28,30	30,83
NL-NSL [°], konv. FRS, B1(MW)	20	5,13	3,32	-1,1	13,6	3,43	4,65	7,62
ML-NL [°], konv. FRS, B1(MW)	20	22,78	4,43	14,4	31,3	19,91	22,63	25,73
Holdaway-Winkel [°], konv. FRS, B1(MW)	20	13,60	4,74	5,6	20,1	9,59	14,18	18,04
Nasolabialwinkel [°], konv. FRS, B1(MW)	20	114,19	8,84	92,9	126,6	108,50	115,58	121,92
Interinzisalwinkel [°], konv. FRS, B1(MW)	20	127,88	9,11	113,9	149,6	122,12	126,57	133,39
IOK-NA [°], konv. FRS, B1(MW)	20	24,92	8,00	3,3	37,2	20,63	27,78	30,10
IUK-NB [°], konv. FRS, B1(MW)	20	23,28	5,72	8,1	31,8	21,09	24,45	26,13
IOK-NA [mm], konv. FRS, B1(MW)	20	4,31	3,08	-1,4	9,5	2,25	4,53	7,16
IUK-NB [mm], konv. FRS, B1(MW)	20	3,50	1,38	1,2	6,1	2,27	3,40	4,66
Pg-NB [mm], konv. FRS, B1(MW)	20	1,41	1,59	-0,9	4,7	0,12	1,23	2,39
N-Sp' [mm], konv. FRS, B1(MW)	20	46,37	3,30	42,1	56,9	44,31	45,63	48,25
Sp'-Gn [mm], konv. FRS, B1(MW)	20	56,87	5,08	49,8	65,5	50,93	58,18	59,58
OL-ÄL [mm], konv. FRS, B1(MW)	20	-1,15	2,33	-7,0	3,3	-2,55	-0,48	0,53
UL-ÄL [mm], konv. FRS, B1(MW)	20	-0,35	2,02	-3,7	4,1	-1,76	-0,77	0,58

N= Anzahl der Patienten, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Min= Minimum, Max= Maximum

Tabelle 34 Deskriptive Statistiken der erhobenen Messungen im konv. FRS von Behandler 2 (B2)

konv. FRS // Deskriptive Statistiken // B2								
	N	MW	SD	Min	Max	Perzentile		
						25.	50.	75.
SNA [°], konv. FRS, B2	20	83,35	3,88	74,4	89,7	81,55	84,10	85,28
SNB [°], konv. FRS, B2	20	79,14	4,64	69,8	87,3	76,40	79,45	82,28
ANB [°], konv. FRS, B2	20	4,20	2,16	-0,5	6,5	3,00	4,85	6,08
SNPg [°], konv. FRS, B2	20	80,06	4,14	72,2	86,4	77,00	80,35	83,18
NSBa [°], konv. FRS, B2	20	127,89	4,75	119,9	138,5	124,35	127,90	131,35
Kieferwinkel [°], konv. FRS, B2	20	125,06	7,09	109,8	137,4	121,80	124,85	128,88

ML-NSL [°], konv. FRS, B2	20	27,68	5,47	17,1	40,2	24,10	26,95	32,58
NL-NSL [°], konv. FRS, B2	20	7,66	4,17	-1,8	15,2	4,95	7,90	10,20
ML-NL [°], konv. FRS, B2	20	20,02	5,25	12,2	30,4	15,15	20,15	23,93
Holdaway-Winkel [°], konv. FRS, B2	20	13,20	4,52	5,0	19,0	9,90	14,10	17,38
Nasolabialwinkel [°], konv. FRS, B2	20	115,48	10,14	91,0	131,6	110,90	114,60	122,35
Interinzisalwinkel [°], konv. FRS, B2	20	123,39	10,12	103,8	145,9	115,88	122,35	129,80
IOK-NA [°], konv. FRS, B2	20	26,14	9,34	2,7	40,6	18,95	29,95	32,33
IUK-NB [°], konv. FRS, B2	20	26,27	5,28	16,5	33,6	21,05	26,85	31,13
IOK-NA [mm], konv. FRS, B2	20	4,13	2,53	-1,3	7,4	2,35	4,50	6,28
IUK-NB [mm], konv. FRS, B2	20	3,49	1,23	1,5	5,6	2,30	3,50	4,60
Pg-NB [mm], konv. FRS, B2	20	1,57	1,81	-2,2	5,6	0,65	1,60	2,58
N-Sp' [mm], konv. FRS, B2	20	46,53	3,72	41,5	58,4	44,25	45,70	48,40
Sp'-Gn [mm], konv. FRS, B2	20	56,33	5,23	48,4	65,5	50,95	57,40	58,98
OL-ÄL [mm], konv. FRS, B2	20	-1,26	2,25	-7,2	1,9	-2,50	-0,50	0,43
UL-ÄL [mm], konv. FRS, B2	20	-0,47	2,01	-4,1	4,0	-2,05	-0,95	0,50

N= Anzahl der Patienten, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Min= Minimum, Max= Maximum

Tabelle 35 Deskriptive Statistiken der erhobenen Messungen im konv. FRS von Behandler 3 (B3)

	konv. FRS // Deskriptive Statistiken // B3							
	N	MW	SD	Min	Max	Perzentile		
						25.	50.	75.
SNA [°], konv. FRS, B3	20	81,86	3,21	75,0	87,5	80,33	82,45	84,00
SNB [°], konv. FRS, B3	20	77,71	3,91	70,6	84,5	74,45	78,55	80,60
ANB [°], konv. FRS, B3	20	4,15	2,03	-0,3	6,9	2,85	4,85	5,65
SNPg [°], konv. FRS, B3	20	78,49	3,70	71,0	83,6	75,23	78,55	81,68
NSBa [°], konv. FRS, B3	20	131,52	5,20	121,8	140,7	127,35	132,30	136,10
Kieferwinkel [°], konv. FRS, B3	20	123,74	6,58	111,3	137,1	118,85	123,80	128,15
ML-NSL [°], konv. FRS, B3	20	29,86	5,22	21,5	42,7	25,75	31,05	33,25
NL-NSL [°], konv. FRS, B3	20	5,69	3,38	0,5	14,1	3,50	4,75	8,48
ML-NL [°], konv. FRS, B3	20	24,15	4,78	16,7	32,9	19,93	24,05	28,33
Holdaway-Winkel [°], konv. FRS, B3	20	13,67	4,54	5,0	20,1	9,83	14,35	16,93
Nasolabialwinkel [°], konv. FRS, B3	20	112,71	11,32	85,6	133,7	106,15	110,90	121,80
Interinzisalwinkel [°], konv. FRS, B3	20	128,26	8,12	113,8	144,6	123,08	126,55	134,85
IOK-NA [°], konv. FRS, B3	20	25,64	7,90	5,5	38,0	20,60	27,10	30,88
IUK-NB [°], konv. FRS, B3	20	21,95	4,22	12,9	30,6	18,95	22,60	24,93
IOK-NA [mm], konv. FRS, B3	20	3,87	2,53	-1,2	8,8	1,73	4,30	5,70
IUK-NB [mm], konv. FRS, B3	20	3,87	1,30	1,7	6,7	3,03	4,05	4,65
Pg-NB [mm], konv. FRS, B3	20	1,35	1,78	-2,0	4,0	0,20	1,25	2,95
N-Sp' [mm], konv. FRS, B3	20	46,91	3,30	41,9	57,2	44,88	46,75	48,25
Sp'-Gn [mm], konv. FRS, B3	20	58,30	5,55	49,7	67,2	52,45	59,15	60,38
OL-ÄL [mm], konv. FRS, B3	20	-1,19	2,56	-8,2	3,4	-2,83	-0,55	0,28
UL-ÄL [mm], konv. FRS, B3	20	-0,15	2,26	-4,2	5,2	-1,78	-0,80	0,78

N= Anzahl der Patienten, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Min= Minimum, Max= Maximum

Tabelle 36 Vergleichende Statistiken der Messungen im konv. FRS. Erfasst sind B1(MW) vs. B2 vs. B3.

	MW	SD	SE	95 % KI	
				Untere	Obere
SNA [°], konv. FRS, B1(MW) - SNA [°], konv. FRS, B2	-1,10	1,92	0,43	-2,00	-0,20
SNA [°], konv. FRS, B1(MW) - SNA [°], konv. FRS, B3	0,38	2,27	0,51	-0,68	1,45
SNA [°], konv. FRS, B2 - SNA [°], konv. FRS, B3	1,48	1,27	0,28	0,89	2,08
SNB [°], konv. FRS, B1(MW) - SNB [°], konv. FRS, B2	-0,64	1,41	0,32	-1,30	0,02
SNB [°], konv. FRS, B1(MW) - SNB [°], konv. FRS, B3	0,79	1,20	0,27	0,23	1,36
SNB [°], konv. FRS, B2 - SNB [°], konv. FRS, B3	1,43	1,30	0,29	0,83	2,04
ANB [°], konv. FRS, B1(MW) - ANB [°], konv. FRS, B2	-0,46	1,26	0,28	-1,05	0,13
ANB [°], konv. FRS, B1(MW) - ANB [°], konv. FRS, B3	-0,41	1,52	0,34	-1,12	0,31
ANB [°], konv. FRS, B2 - ANB [°], konv. FRS, B3	0,05	0,84	0,19	-0,34	0,44
SNPg [°], konv. FRS, B1(MW) - SNPg [°], konv. FRS, B2	-0,75	1,37	0,31	-1,39	-0,11
SNPg [°], konv. FRS, B1(MW) - SNPg [°], konv. FRS, B3	0,82	1,26	0,28	0,23	1,41
SNPg [°], konv. FRS, B2 - SNPg [°], konv. FRS, B3	1,57	1,25	0,28	0,99	2,15
NSBa [°], konv. FRS, B1(MW) - NSBa [°], konv. FRS, B2	2,23	2,91	0,65	0,87	3,59
NSBa [°], konv. FRS, B1(MW) - NSBa [°], konv. FRS, B3	-1,40	1,87	0,42	-2,27	-0,52
NSBa [°], konv. FRS, B2 - NSBa [°], konv. FRS, B3	-3,63	2,23	0,50	-4,67	-2,59
KieferW [°], konv. FRS, B1(MW) - KieferW [°], konv. FRS, B2	-2,31	2,95	0,66	-3,69	-0,93
KieferW [°], konv. FRS, B1(MW) - KieferW [°], konv. FRS, B3	-0,99	2,48	0,55	-2,15	0,17
KieferW [°], konv. FRS, B2 - KieferW [°], konv. FRS, B3	1,32	3,12	0,70	-0,14	2,78
ML-NSL [°], konv. FRS, B1(MW) - ML-NSL [°], konv. FRS, B2	0,22	1,60	0,36	-0,53	0,97
ML-NSL [°], konv. FRS, B1(MW) - ML-NSL [°], konv. FRS, B3	-1,96	1,77	0,40	-2,79	-1,13
ML-NSL [°], konv. FRS, B2 - ML-NSL [°], konv. FRS, B3	-2,19	1,87	0,42	-3,06	-1,31
NL-NSL [°], konv. FRS, B1(MW) - NL-NSL [°], konv. FRS, B2	-2,53	2,59	0,58	-3,74	-1,32
NL-NSL [°], konv. FRS, B1(MW) - NL-NSL [°], konv. FRS, B3	-0,56	1,28	0,29	-1,15	0,04
NL-NSL [°], konv. FRS, B2 - NL-NSL [°], konv. FRS, B3	1,98	2,34	0,52	0,88	3,07
ML-NL [°], konv. FRS, B1(MW) - ML-NL [°], konv. FRS, B2	2,76	2,42	0,54	1,63	3,90
ML-NL [°], konv. FRS, B1(MW) - ML-NL [°], konv. FRS, B3	-1,37	2,07	0,46	-2,34	-0,41
ML-NL [°], konv. FRS, B2 - ML-NL [°], konv. FRS, B3	-4,14	1,61	0,36	-4,89	-3,38
HoldW [°], konv. FRS, B1(MW) - HoldW [°], konv. FRS, B2	0,40	0,79	0,18	0,03	0,77
HoldW [°], konv. FRS, B1(MW) - HoldW [°], konv. FRS, B3	-0,07	0,99	0,22	-0,53	0,39
HoldW [°], konv. FRS, B2 - HoldW [°], konv. FRS, B3	-0,47	1,05	0,23	-0,96	0,03
NasolabW [°], konv. FRS, B1(MW) - NasolabW [°], konv. FRS, B2	-1,29	4,40	0,98	-3,35	0,77
NasolabW [°], konv. FRS, B1(MW) - NasolabW [°], konv. FRS, B3	1,48	6,05	1,35	-1,35	4,32
NasolabW [°], konv. FRS, B2 - NasolabW [°], konv. FRS, B3	2,77	6,77	1,51	-0,40	5,94
IntW [°], konv. FRS, B1(MW) - IntW [°], konv. FRS, B2	4,49	4,61	1,03	2,34	6,65
IntW [°], konv. FRS, B1(MW) - IntW [°], konv. FRS, B3	-0,38	3,82	0,85	-2,16	1,41
IntW [°], konv. FRS, B2 - IntW [°], konv. FRS, B3	-4,87	4,67	1,05	-7,06	-2,68
IOK-NA [°], konv. FRS, B1(MW) - IOK-NA [°], konv. FRS, B2	-1,22	3,40	0,76	-2,81	0,37
IOK-NA [°], konv. FRS, B1(MW) - IOK-NA [°], konv. FRS, B3	-0,71	2,96	0,66	-2,10	0,67
IOK-NA [°], konv. FRS, B2 - IOK-NA [°], konv. FRS, B3	0,50	3,36	0,75	-1,07	2,08
IUK-NB [°], konv. FRS, B1(MW) - IUK-NB [°], konv. FRS, B2	-2,98	2,55	0,57	-4,18	-1,79
IUK-NB [°], konv. FRS, B1(MW) - IUK-NB [°], konv. FRS, B3	1,33	3,06	0,68	-0,10	2,77
IUK-NB [°], konv. FRS, B2 - IUK-NB [°], konv. FRS, B3	4,32	2,67	0,60	3,07	5,56

IOK-NA [mm], konv. FRS, B1(MW) - IOK-NA [mm], konv. FRS, B2	0,18	1,60	0,36	-0,56	0,93
IOK-NA [mm], konv. FRS, B1(MW) - IOK-NA [mm], konv. FRS, B3	0,44	2,11	0,47	-0,55	1,42
IOK-NA [mm], konv. FRS, B2 - IOK-NA [mm], konv. FRS, B3	0,26	0,91	0,20	-0,17	0,68
IUK-NB [mm], konv. FRS, B1(MW) - IUK-NB [mm], konv. FRS, B2	0,01	0,47	0,10	-0,21	0,22
IUK-NB [mm], konv. FRS, B1(MW) - IUK-NB [mm], konv. FRS, B3	-0,37	0,46	0,10	-0,59	-0,15
IUK-NB [mm], konv. FRS, B2 - IUK-NB [mm], konv. FRS, B3	-0,38	0,45	0,10	-0,59	-0,16
PgNB [mm], konv. FRS, B1(MW) - PgNB [mm], konv. FRS, B2	-0,16	0,58	0,13	-0,43	0,12
PgNB [mm], konv. FRS, B1(MW) - PgNB [mm], konv. FRS, B3	0,06	0,71	0,16	-0,27	0,40
PgNB [mm], konv. FRS, B2 - PgNB [mm], konv. FRS, B3	0,22	0,72	0,16	-0,12	0,56
N-Sp' [mm], konv. FRS, B1(MW) - N-Sp' [mm], konv. FRS, B2	-0,16	1,35	0,30	-0,80	0,47
N-Sp' [mm], konv. FRS, B1(MW) - N-Sp' [mm], konv. FRS, B3	-0,54	1,50	0,33	-1,24	0,16
N-Sp' [mm], konv. FRS, B2 - N-Sp' [mm], konv. FRS, B3	-0,37	1,88	0,42	-1,25	0,50
Sp'-Gn [mm], konv. FRS, B1(MW) - Sp'-Gn [mm], konv. FRS, B2	0,54	0,79	0,18	0,17	0,91
Sp'-Gn [mm], konv. FRS, B1(MW) - Sp'-Gn [mm], konv. FRS, B3	-1,43	1,65	0,37	-2,20	-0,65
Sp'-Gn [mm], konv. FRS, B2 - Sp'-Gn [mm], konv. FRS, B3	-1,97	1,61	0,36	-2,72	-1,21
OL-ÄL [mm], konv. FRS, B1(MW) - OL-ÄL [mm], konv. FRS, B2	0,12	0,45	0,10	-0,09	0,32
OL-ÄL [mm], konv. FRS, B1(MW) - OL-ÄL [mm], konv. FRS, B3	0,04	0,49	0,11	-0,19	0,27
OL-ÄL [mm], konv. FRS, B2 - OL-ÄL [mm], konv. FRS, B3	-0,08	0,59	0,13	-0,35	0,20
UL-ÄL [mm], konv. FRS, B1(MW) - UL-ÄL [mm], konv. FRS, B2	0,12	0,34	0,08	-0,04	0,28
UL-ÄL [mm], konv. FRS, B1(MW) - UL-ÄL [mm], konv. FRS, B3	-0,20	0,39	0,09	-0,38	-0,02
UL-ÄL [mm], konv. FRS, B2 - UL-ÄL [mm], konv. FRS, B3	-0,32	0,42	0,09	-0,52	-0,12

MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, SE= Standardfehler des Mittelwerts, 95 % KI= 95 % Konfidenzintervall

Statistische Analysen zu Kapitel 4.3.4:

Tabelle 37 Deskriptive Statistiken der Mittelwerte aller erhobenen Messungen in aus IADR-DVT-Datensätzen rekonstruierten Fernröntgenansichten im Bildmodus *Xray + Soft Tissue* von B1(MW)

	N	MW	SD	Min	Max	Perzentile		
						25.	50.	75.
SNA [°], Xray + Soft Tissue, B1(MW)	20	82,93	4,34	73,0	91,1	80,54	83,78	85,85
SNB [°], Xray + Soft Tissue, B1(MW)	20	79,60	4,24	71,4	85,8	76,89	79,75	82,51
ANB [°], Xray + Soft Tissue, B1(MW)	20	3,33	2,06	0,2	7,1	1,23	3,18	5,20
SNPg [°], Xray + Soft Tissue, B1(MW)	20	80,45	3,71	74,0	85,5	77,26	80,72	83,81
NSBa [°], Xray + Soft Tissue, B1(MW)	20	130,19	7,24	109,3	141,3	127,33	130,52	134,76
KieferW [°], Xray + Soft Tissue, B1(MW)	20	123,38	6,07	110,3	135,8	120,43	123,82	126,54
ML-NSL [°], Xray + Soft Tissue, B1(MW)	20	27,26	4,86	19,6	39,2	24,20	27,40	30,15
NL-NSL [°], Xray + Soft Tissue, B1(MW)	20	4,58	4,06	-0,6	13,3	1,35	4,70	6,53
ML-NL [°], Xray + Soft Tissue, B1(MW)	20	22,69	5,38	14,1	35,5	18,83	22,23	26,43
H-Winkel [°], Xray + Soft Tissue, B1(MW)	20	12,37	4,49	3,1	22,5	9,60	13,07	14,79
Nasol.W [°], Xray + Soft Tissue, B1(MW)	20	111,24	9,98	85,9	122,9	108,18	113,68	118,33
Interin.W [°], Xray + Soft Tissue, B1(MW)	20	126,71	9,05	113,0	145,6	120,89	126,08	131,06
IOK-NA [°], Xray + Soft Tissue, B1(MW)	20	26,47	8,59	5,7	39,0	21,86	28,27	32,93
IUK-NB [°], Xray + Soft Tissue, B1(MW)	20	23,51	5,13	13,7	31,8	20,04	23,52	27,86
IOK-NA [mm], Xray + Soft Tissue, B1(MW)	20	5,02	2,98	-1,0	11,3	2,91	5,58	6,97
IUK-NB [mm], Xray + Soft Tissue, B1(MW)	20	3,29	1,32	1,0	5,6	2,38	3,47	4,12

Pg-NB [mm], Xray + Soft Tissue, B1(MW)	20	1,44	1,80	-2,3	4,8	0,11	1,48	2,57
N-Sp' [mm], Xray + Soft Tissue, B1(MW)	20	45,90	3,11	40,8	52,2	43,51	45,85	47,87
Sp'-Gn [mm], Xray + Soft Tissue, B1(MW)	20	55,80	4,74	48,5	65,6	50,83	56,45	58,65
OL-ÄL [mm], Xray + Soft Tissue, B1(MW)	20	-1,82	2,21	-7,6	1,4	-3,26	-1,58	0,03
UL-ÄL [mm], Xray + Soft Tissue, B1(MW)	20	-0,75	1,95	-4,5	2,7	-2,23	-0,37	0,88

N= Anzahl der Patienten, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Min= Minimum, Max= Maximum

Tabelle 38 Deskriptive Statistiken der Mittelwerte aller erhobenen Messungen in aus IADR-DVT-Datensätzen rekonstruierten Fernröntgenansichten im Bildmodus *Soft + Bone* von B1(MW)

	N	MW	SD	Min	Max	Perzentile		
						25.	50.	75.
SNA [°], Soft + Bone, B1(MW)	20	83,57	4,15	74,0	91,5	80,32	83,70	87,01
SNB [°], Soft + Bone, B1(MW)	20	80,22	4,14	72,2	86,8	76,67	80,77	82,88
ANB [°], Soft + Bone, B1(MW)	20	3,36	1,94	0,1	7,6	2,10	3,13	4,64
SNPg [°], Soft + Bone, B1(MW)	20	80,96	3,59	74,7	86,6	77,54	80,93	84,07
NSBa [°], Soft + Bone, B1(MW)	20	128,79	8,10	111,3	138,9	124,46	130,62	134,61
Kieferwinkel [°], Soft + Bone, B1(MW)	20	124,44	5,68	112,4	135,0	120,07	122,73	128,11
ML-NSL [°], Soft + Bone, B1(MW)	20	26,74	5,20	19,2	39,4	22,58	26,40	30,23
NL-NSL [°], Soft + Bone, B1(MW)	20	3,76	4,64	-3,7	12,1	1,34	3,18	7,00
ML-NL [°], Soft + Bone, B1(MW)	20	22,98	4,67	16,1	35,9	20,09	23,13	24,33
Holdaway-Winkel [°], Soft + Bone, B1(MW)	20	12,52	4,46	3,3	22,3	9,91	13,45	15,01
Nasolabialwinkel [°], Soft + Bone, B1(MW)	20	112,37	9,81	84,4	123,7	108,08	114,32	119,53
Interinzisalwinkel [°], Soft + Bone, B1(MW)	20	128,75	8,26	117,1	146,3	121,23	131,05	133,36
IOK-NA [°], Soft + Bone, B1(MW)	20	24,86	8,08	4,8	35,9	20,26	26,05	29,66
IUK-NB [°], Soft + Bone, B1(MW)	20	23,04	4,68	11,9	31,6	20,19	23,07	26,78
IOK-NA [mm], Soft + Bone, B1(MW)	20	4,97	2,73	-0,7	9,3	2,76	5,57	6,89
IUK-NB [mm], Soft + Bone, B1(MW)	20	3,33	1,32	0,9	6,0	2,50	3,07	4,47
Pg-NB [mm], Soft + Bone, B1(MW)	20	1,25	1,95	-2,6	4,8	0,08	1,42	2,58
N-Sp' [mm], Soft + Bone, B1(MW)	20	45,69	2,94	40,1	50,3	43,99	45,47	48,04
Sp'-Gn [mm], Soft + Bone, B1(MW)	20	55,71	4,53	48,6	65,2	50,93	56,53	57,97
OL-ÄL [mm], Soft + Bone, B1(MW)	20	-1,75	2,18	-7,5	1,4	-3,09	-1,43	0,08
UL-ÄL [mm], Soft + Bone, B1(MW)	20	-0,79	1,97	-4,5	3,0	-2,31	-0,37	0,73

N= Anzahl der Patienten, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Min= Minimum, Max= Maximum

Tabelle 39 Deskriptive Statistiken der Mittelwerte aller erhobenen Messungen in aus IADR-DVT-Datensätzen rekonstruierten Fernröntgenansichten im Bildmodus *MIP* von B1(MW)

	N	MW	SD	Min	Max	Perzentile		
						25.	50.	75.
SNA [°], MIP, B1(MW)	20	84,05	3,81	77,3	91,4	81,21	84,33	87,32
SNB [°], MIP, B1(MW)	20	80,18	3,92	73,4	87,9	76,74	80,10	83,65
ANB [°], MIP, B1(MW)	20	3,87	2,13	-0,3	7,6	2,05	4,37	5,35

SNPg [°], MIP, B1(MW)	20	80,90	3,45	75,3	87,6	77,75	80,55	83,46
NSBa [°], MIP, B1(MW)	20	128,95	10,67	109,4	148,9	122,41	127,68	136,63
Kieferwinkel [°], MIP, B1(MW)	20	121,41	6,82	107,1	135,6	117,36	120,97	126,43
ML-NSL [°], MIP, B1(MW)	20	25,97	5,37	16,7	36,5	20,73	27,40	29,36
NL-NSL [°], MIP, B1(MW)	20	4,65	4,66	-3,5	11,9	0,24	5,18	7,74
ML-NL [°], MIP, B1(MW)	20	21,32	5,02	13,3	35,2	18,07	20,43	24,13
Holdaway-Winkel [°], MIP, B1(MW)	20	12,66	4,57	3,2	22,4	9,97	13,22	14,62
Nasolabialwinkel [°], MIP, B1(MW)	20	110,96	9,13	85,5	124,6	105,38	111,70	117,71
Interinzisalwinkel [°], MIP, B1(MW)	20	130,01	7,47	120,0	146,1	123,68	128,45	136,43
IOK-NA [°], MIP, B1(MW)	20	24,54	7,52	5,9	35,1	19,84	27,15	30,49
IUK-NB [°], MIP, B1(MW)	20	21,58	4,73	11,7	29,5	19,20	21,78	25,73
IOK-NA [mm], MIP, B1(MW)	20	4,16	2,48	-1,0	7,7	2,62	4,78	5,91
IUK-NB [mm], MIP, B1(MW)	20	2,98	1,40	0,2	5,4	1,97	3,33	3,83
Pg-NB [mm], MIP, B1(MW)	20	1,22	1,75	-2,3	4,6	0,49	1,15	2,22
N-Sp' [mm], MIP, B1(MW)	20	46,42	2,93	40,8	51,1	44,69	46,60	49,23
Sp'-Gn [mm], MIP, B1(MW)	20	55,88	4,69	48,9	65,1	50,85	56,93	58,55
OL-ÄL [mm], MIP, B1(MW)	20	-1,71	2,25	-7,6	1,5	-3,12	-1,43	0,21
UL-ÄL [mm], MIP, B1(MW)	20	-0,73	2,06	-4,7	3,0	-2,24	-0,57	0,82

N= Anzahl der Patienten, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, Min= Minimum, Max= Maximum

Tabelle 40 Vergleichende Statistiken aller erhobenen Messungen in aus IADR-DVT-Datensätzen rekonstruierten Fernröntgenansichten in den Bildmodi *Xray + Soft Tissue*, *Soft + Bone* und *MIP*. Erfasst sind jeweils die Messreihen von B1(MW) vs. B2 vs. B3.

Vergleich der Messungen von B1(MW) - B2, B1(MW) - B3, B2 - B3 im IADR-DVT-Datensatz

	MW	SD	SE	95 % KI	
				Untere	Obere
SNA [°]					
Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B2	2,09	4,21	0,94	0,12	4,06
Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B3	0,33	1,92	0,43	-0,57	1,23
Xray + Soft Tissue, B2 - Xray + Soft Tissue, B3	-1,76	3,51	0,79	-3,40	-0,11
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B2	4,15	4,60	1,03	1,99	6,30
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B3	-0,25	2,58	0,58	-1,45	0,96
Soft + Bone, B2 - Soft + Bone, B3	-4,40	4,63	1,04	-6,56	-2,23
MIP, B1(MW) - MIP, B2	5,53	3,58	0,80	3,85	7,21
MIP, B1(MW) - MIP, B3	0,33	4,09	0,91	-1,58	2,24
MIP, B2 - MIP, B3	-5,20	3,88	0,87	-7,01	-3,39
SNB [°]					
Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B2	2,46	3,78	0,85	0,69	4,23
Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B3	0,83	1,75	0,39	0,01	1,65
Xray + Soft Tissue, B2 - Xray + Soft Tissue, B3	-1,63	3,16	0,71	-3,11	-0,15
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B2	4,48	4,59	1,03	2,34	6,63
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B3	0,28	2,73	0,61	-1,00	1,56
Soft + Bone, B2 - Soft + Bone, B3	-4,21	4,25	0,95	-6,20	-2,21
MIP, B1(MW) - MIP, B2	5,80	3,67	0,82	4,08	7,52
MIP, B1(MW) - MIP, B3	0,71	4,05	0,90	-1,19	2,60
MIP, B2 - MIP, B3	-5,10	4,22	0,94	-7,07	-3,12
ANB [°]					
Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B2	-0,37	1,27	0,28	-0,96	0,22

Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B2	-0,50	1,06	0,24	-1,00	-0,01
Xray + Soft Tissue, B2 - Xray + Soft Tissue, B3	-0,14	1,27	0,28	-0,73	0,46
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B2	-0,33	1,12	0,25	-0,86	0,19
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B3	-0,51	1,01	0,23	-0,99	-0,04
Soft + Bone, B2 - Soft + Bone, B3	-0,18	1,08	0,24	-0,69	0,33
MIP, B1(MW) - MIP, B2	-0,27	0,47	0,11	-0,49	-0,04
MIP, B1(MW) - MIP, B3	-0,37	0,61	0,14	-0,66	-0,09
MIP, B2 - MIP, B3	-0,11	0,75	0,17	-0,46	0,24
SNPg [°]					
Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B2	2,18	3,66	0,82	0,46	3,89
Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B3	0,72	1,85	0,41	-0,14	1,59
Xray + Soft Tissue, B2 - Xray + Soft Tissue, B3	-1,46	3,18	0,71	-2,95	0,04
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B2	4,22	4,55	1,02	2,09	6,35
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B3	-0,01	2,51	0,56	-1,18	1,17
Soft + Bone, B2 - Soft + Bone, B3	-4,23	4,18	0,94	-6,19	-2,27
MIP, B1(MW) - MIP, B2	5,65	3,49	0,78	4,01	7,28
MIP, B1(MW) - MIP, B3	0,62	4,01	0,90	-1,25	2,50
MIP, B2 - MIP, B3	-5,02	4,11	0,92	-6,94	-3,10
NSBa [°]					
Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B2	-4,59	10,08	2,26	-9,31	0,13
Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B3	-0,93	4,17	0,93	-2,88	1,02
Xray + Soft Tissue, B2 - Xray + Soft Tissue, B3	3,67	10,97	2,45	-1,47	8,80
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B2	-11,94	11,37	2,54	-17,26	-6,62
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B3	0,33	5,72	1,28	-2,35	3,01
Soft + Bone, B2 - Soft + Bone, B3	12,27	12,28	2,74	6,52	18,02
MIP, B1(MW) - MIP, B2	-13,42	11,36	2,54	-18,73	-8,10
MIP, B1(MW) - MIP, B3	-0,31	11,96	2,67	-5,90	5,29
MIP, B2 - MIP, B3	13,11	10,76	2,41	8,07	18,15
Kieferwinkel [°]					
Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B2	-2,88	4,33	0,97	-4,90	-0,85
Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B3	-1,94	2,40	0,54	-3,06	-0,81
Xray + Soft Tissue, B2 - Xray + Soft Tissue, B3	0,94	3,89	0,87	-0,88	2,76
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B2	-1,61	3,70	0,83	-3,34	0,12
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B3	-1,50	3,03	0,68	-2,92	-0,08
Soft + Bone, B2 - Soft + Bone, B3	0,11	4,21	0,94	-1,86	2,08
MIP, B1(MW) - MIP, B2	-2,97	4,99	1,12	-5,31	-0,64
MIP, B1(MW) - MIP, B3	-1,71	2,40	0,54	-2,83	-0,58
MIP, B2 - MIP, B3	1,27	4,61	1,03	-0,89	3,42
ML-NSL [°]					
Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B2	-2,11	4,26	0,95	-4,10	-0,11
Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B3	-1,65	2,03	0,45	-2,60	-0,71
Xray + Soft Tissue, B2 - Xray + Soft Tissue, B3	0,45	4,17	0,93	-1,50	2,40
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B2	-3,98	5,15	1,15	-6,39	-1,57
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B3	-0,69	2,30	0,51	-1,77	0,38
Soft + Bone, B2 - Soft + Bone, B3	3,29	5,36	1,20	0,78	5,79
MIP, B1(MW) - MIP, B2	-5,23	4,20	0,94	-7,20	-3,27
MIP, B1(MW) - MIP, B3	-1,50	4,33	0,97	-3,52	0,53
MIP, B2 - MIP, B3	3,74	4,15	0,93	1,79	5,68
NL-NSL [°]					
Xray + Soft Tissue, B1 (MW) - Xray + Soft Tissue, B2	-7,44	4,68	1,05	-9,64	-5,25
Xray + Soft Tissue, B1 (MW) - Xray + Soft Tissue, B3	-0,35	3,34	0,75	-1,91	1,22
Xray + Soft Tissue, B2 - Xray + Soft Tissue, B3	7,10	4,22	0,94	5,12	9,07

Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B2	-9,91	6,66	1,49	-13,03	-6,80
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B3	-0,77	3,96	0,89	-2,62	1,08
Soft + Bone, B2 - Soft + Bone, B3	9,15	6,19	1,38	6,25	12,04
MIP, B1(MW) - MIP, B2	-9,94	5,17	1,16	-12,36	-7,52
MIP, B1(MW) - MIP, B3	-1,93	4,97	1,11	-4,26	0,39
MIP, B2 - MIP, B3	8,01	4,94	1,10	5,69	10,32
<u>ML-NL [°]</u>					
Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B2	4,83	3,89	0,87	3,01	6,65
Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B3	-1,30	3,16	0,71	-2,78	0,18
Xray + Soft Tissue, B2 - Xray + Soft Tissue, B3	-6,13	2,96	0,66	-7,52	-4,74
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B2	5,64	4,38	0,98	3,59	7,69
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B3	0,11	2,67	0,60	-1,14	1,36
Soft + Bone, B2 - Soft + Bone, B3	-5,53	3,71	0,83	-7,26	-3,80
MIP, B1(MW) - MIP, B2	4,82	2,92	0,67	3,41	6,23
MIP, B1(MW) - MIP, B3	0,44	2,90	0,65	-0,92	1,79
MIP, B2 - MIP, B3	-4,41	2,77	0,64	-5,75	-3,08
<u>Holdaway-Winkel [°]</u>					
Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B2	0,27	0,73	0,16	-0,07	0,61
Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B3	-0,23	0,77	0,17	-0,59	0,14
Xray + Soft Tissue, B2 - Xray + Soft Tissue, B3	-0,50	0,85	0,19	-0,89	-0,10
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B2	0,48	0,83	0,19	0,09	0,87
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B3	0,30	0,78	0,17	-0,07	0,66
Soft + Bone, B2 - Soft + Bone, B3	-0,18	1,14	0,26	-0,71	0,35
MIP, B1(MW) - MIP, B2	0,19	0,96	0,21	-0,26	0,64
MIP, B1(MW) - MIP, B3	-0,07	0,78	0,17	-0,44	0,29
MIP, B2 - MIP, B3	-0,26	0,98	0,22	-0,72	0,19
<u>Nasolabialwinkel [°]</u>					
Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B2	-3,32	8,58	1,92	-7,33	0,70
Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B3	1,70	6,34	1,42	-1,26	4,67
Xray + Soft Tissue, B2 - Xray + Soft Tissue, B3	5,02	9,40	2,10	0,62	9,42
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B2	-2,49	5,50	1,23	-5,07	0,08
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B3	1,92	4,52	1,01	-0,19	4,04
Soft + Bone, B2 - Soft + Bone, B3	4,42	7,83	1,75	0,75	8,08
MIP, B1(MW) - MIP, B2	-3,91	6,56	1,47	-6,98	-0,84
MIP, B1(MW) - MIP, B3	0,69	4,37	0,98	-1,36	2,73
MIP, B2 - MIP, B3	4,60	7,53	1,68	1,07	8,12
<u>Interinzisalwinkel [°]</u>					
Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B2	4,51	4,00	0,89	2,63	6,38
Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B3	0,28	4,24	0,95	-1,70	2,26
Xray + Soft Tissue, B2 - Xray + Soft Tissue, B3	-4,22	4,99	1,12	-6,56	-1,89
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B2	1,55	4,13	0,92	-0,39	3,48
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B3	-1,32	4,71	1,05	-3,53	0,88
Soft + Bone, B2 - Soft + Bone, B3	-2,87	4,16	0,93	-4,82	-0,92
MIP, B1(MW) - MIP, B2	2,74	5,14	1,15	0,33	5,14
MIP, B1(MW) - MIP, B3	-1,12	3,87	0,86	-2,93	0,69
MIP, B2 - MIP, B3	-3,86	4,98	1,11	-6,19	-1,53
<u>IOK-NA [°]</u>					
Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B2	-1,87	2,11	0,47	-2,86	-0,89
Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B3	-0,85	2,39	0,53	-1,97	0,27
Xray + Soft Tissue, B2 - Xray + Soft Tissue, B3	1,02	3,00	0,67	-0,39	2,43
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B2	0,20	2,55	0,57	-0,99	1,39
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B3	0,35	2,65	0,59	-0,89	1,60

Soft + Bone, B2 - Soft + Bone, B3	0,15	2,56	0,57	-1,05	1,36
MIP, B1(MW) - MIP, B2	0,32	3,08	0,69	-1,12	1,76
MIP, B1(MW) - MIP, B3	1,22	3,14	0,70	-0,25	2,69
MIP, B2 - MIP, B3	0,90	3,25	0,73	-0,62	2,42
<u>IUK-NB [°]</u>					
Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B2	-2,25	2,90	0,65	-3,60	-0,89
Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B3	1,07	2,19	0,49	0,05	2,09
Xray + Soft Tissue, B2 - Xray + Soft Tissue, B3	3,32	2,93	0,66	1,94	4,69
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B2	-1,41	2,79	0,62	-2,72	-0,10
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B3	1,49	3,67	0,82	-0,23	3,21
Soft + Bone, B2 - Soft + Bone, B3	2,90	3,10	0,69	1,45	4,35
MIP, B1(MW) - MIP, B2	-2,79	4,35	0,97	-4,82	-0,75
MIP, B1(MW) - MIP, B3	0,26	2,83	0,63	-1,06	1,58
MIP, B2 - MIP, B3	3,05	3,96	0,88	1,19	4,90
<u>IOK-NA [mm]</u>					
Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B2	-0,24	1,47	0,33	-0,93	0,45
Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B3	0,33	1,26	0,28	-0,26	0,92
Xray + Soft Tissue, B2 - Xray + Soft Tissue, B3	0,57	1,44	0,32	-0,10	1,24
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B2	0,06	1,26	0,28	-0,53	0,65
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B3	0,48	1,30	0,29	-0,13	1,08
Soft + Bone, B2 - Soft + Bone, B3	0,42	1,12	0,25	-0,11	0,94
MIP, B1(MW) - MIP, B2	-0,02	0,92	0,21	-0,45	0,41
MIP, B1(MW) - MIP, B3	0,46	0,97	0,22	0,00	0,91
MIP, B2 - MIP, B3	0,48	1,17	0,26	-0,07	1,02
<u>IUK-NB [mm]</u>					
Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B2	-0,12	0,60	0,13	-0,41	0,16
Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B3	-0,55	0,57	0,13	-0,82	-0,29
Xray + Soft Tissue, B2 - Xray + Soft Tissue, B3	-0,43	0,63	0,14	-0,73	-0,13
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B2	-0,05	0,67	0,15	-0,36	0,26
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B3	-0,33	0,73	0,16	-0,67	0,01
Soft + Bone, B2 - Soft + Bone, B3	-0,28	0,58	0,13	-0,55	-0,01
MIP, B1(MW) - MIP, B2	0,09	0,78	0,17	-0,27	0,46
MIP, B1(MW) - MIP, B3	-0,38	0,69	0,15	-0,70	-0,05
MIP, B2 - MIP, B3	-0,47	0,85	0,19	-0,87	-0,07
<u>Pg-NB [mm]</u>					
Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B2	-0,51	0,54	0,12	-0,76	-0,26
Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B3	-0,20	0,75	0,17	-0,55	0,15
Xray + Soft Tissue, B2 - Xray + Soft Tissue, B3	0,31	0,82	0,18	-0,08	0,70
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B2	-0,46	0,64	0,14	-0,76	-0,15
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B3	-0,50	0,63	0,14	-0,79	-0,20
Soft + Bone, B2 - Soft + Bone, B3	-0,04	0,70	0,16	-0,37	0,29
MIP, B1(MW) - MIP, B2	-0,27	0,54	0,12	-0,52	-0,01
MIP, B1(MW) - MIP, B3	-0,16	0,57	0,13	-0,42	0,11
MIP, B2 - MIP, B3	0,11	0,84	0,19	-0,28	0,50
<u>N-Sp' [mm]</u>					
Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B2	-0,61	1,74	0,39	-1,43	0,21
Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B3	1,18	1,64	0,37	0,41	1,94
Xray + Soft Tissue, B2 - Xray + Soft Tissue, B3	1,79	1,61	0,36	1,03	2,54
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B2	-0,59	1,83	0,41	-1,44	0,27
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B3	0,60	2,16	0,48	-0,41	1,61
Soft + Bone, B2 - Soft + Bone, B3	1,19	2,04	0,46	0,24	2,14

MIP, B1(MW) - MIP, B2	-0,19	1,08	0,24	-0,69	0,31
MIP, B1(MW) - MIP, B3	-0,24	1,67	0,37	-1,02	0,54
MIP, B2 - MIP, B3	-0,05	1,63	0,36	-0,81	0,71
<u>Sp'-Gn [mm]</u>					
Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B2	0,45	1,62	0,36	-0,31	1,21
Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B3	-2,52	2,24	0,50	-3,57	-1,47
Xray + Soft Tissue, B2 - Xray + Soft Tissue, B3	-2,97	2,15	0,48	-3,98	-1,96
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B2	0,47	1,93	0,43	-0,43	1,37
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B3	-1,91	1,93	0,43	-2,82	-1,01
Soft + Bone, B2 - Soft + Bone, B3	-2,39	2,25	0,50	-3,44	-1,33
MIP, B1(MW) - MIP, B2	0,56	0,99	0,22	0,10	1,02
MIP, B1(MW) - MIP, B3	-1,46	1,06	0,24	-1,96	-0,97
MIP, B2 - MIP, B3	-2,02	1,30	0,29	-2,63	-1,41
<u>OL-ÄL [mm]</u>					
Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B2	0,09	0,37	0,08	-0,08	0,26
Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B3	-0,14	0,44	0,10	-0,34	0,07
Xray + Soft Tissue, B2 - Xray + Soft Tissue, B3	-0,23	0,55	0,12	-0,49	0,03
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B2	0,19	0,40	0,09	0,00	0,38
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B3	0,10	0,40	0,09	-0,09	0,28
Soft + Bone, B2 - Soft + Bone, B3	-0,09	0,52	0,12	-0,34	0,15
MIP, B1(MW) - MIP, B2	0,07	0,40	0,09	-0,11	0,26
MIP, B1(MW) - MIP, B3	0,07	0,34	0,08	-0,09	0,23
MIP, B2 - MIP, B3	0,00	0,52	0,12	-0,24	0,24
<u>UL-ÄL [mm]</u>					
Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B2	0,13	0,38	0,08	-0,04	0,31
Xray + Soft Tissue, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B3	-0,19	0,45	0,10	-0,40	0,02
Xray + Soft Tissue, B2 - Xray + Soft Tissue, B3	-0,33	0,58	0,13	-0,60	-0,05
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B2	0,06	0,34	0,08	-0,10	0,22
Soft + Bone, B1(MW) - Soft + Bone, B3	-0,07	0,40	0,09	-0,26	0,11
Soft + Bone, B2 - Soft + Bone, B3	-0,14	0,50	0,11	-0,37	0,10
MIP, B1(MW) - MIP, B2	0,00	0,38	0,09	-0,17	0,18
MIP, B1(MW) - MIP, B3	-0,02	0,46	0,10	-0,23	0,20
MIP, B2 - MIP, B3	-0,02	0,51	0,11	-0,26	0,22

MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, SE= Standardfehler des Mittelwerts, 95 % KI= 95 % Konfidenzintervall

Statistische Analysen zu Kapitel 4.3.5:

Tabelle 41 Vergleichende Statistiken aller erhobenen Messungen im konv. FRS und dem IADR-DVT-Datensatz

	MW	SD	SE	95 % KI	
				Untere	Obere
<u>SNA [°]</u>					
konv. FRS, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M1	-1,01	3,77	0,84	-2,77	0,75
konv. FRS, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M1	-1,46	3,99	0,89	-3,33	0,41
konv. FRS, B1, M1 - MIP, B1, M1	-1,66	4,84	1,08	-3,93	0,60
konv. FRS, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M2	-0,34	3,19	0,71	-1,84	1,15

konv. FRS, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M2	-1,51	4,25	0,95	-3,49	0,48
konv. FRS, B1, M2 - MIP, B1, M2	-1,86	4,36	0,97	-3,90	0,18
konv. FRS, B1, M3 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	-0,70	3,42	0,76	-2,30	0,90
konv. FRS, B1, M3 - Soft + Bone, B1, M3	-1,02	3,82	0,85	-2,81	0,76
konv. FRS, B1, M3 - MIP, B1, M3	-1,89	3,94	0,88	-3,73	-0,04
konv. FRS, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B1(MW)	-0,69	3,40	0,76	-2,28	0,91
konv. FRS, B1(MW) - Soft + Bone, B1(MW)	-1,33	3,93	0,88	-3,17	0,51
konv. FRS, B1(MW) - MIP, B1(MW)	-1,80	4,31	0,96	-3,82	0,22
konv. FRS, B2 - Xray + Soft Tissue, B2	2,51	3,59	0,80	0,83	4,18
konv. FRS, B2 - Soft + Bone, B2	3,92	3,40	0,76	2,33	5,51
konv. FRS, B2 - MIP, B2	4,83	4,28	0,96	2,83	6,83
konv. FRS, B3 - Xray + Soft Tissue, B3	-0,73	2,44	0,55	-1,88	0,41
konv. FRS, B3 - Soft + Bone, B3	-1,96	3,13	0,70	-3,43	-0,49
konv. FRS, B3 - MIP, B3	-1,85	3,32	0,74	-3,41	-0,30
SNB [°]					
konv. FRS, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M1	-1,35	3,24	0,73	-2,86	0,17
konv. FRS, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M1	-1,77	3,76	0,84	-3,53	-0,01
konv. FRS, B1, M1 - MIP, B1, M1	-1,55	4,14	0,93	-3,49	0,38
konv. FRS, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M2	-0,91	2,88	0,64	-2,26	0,44
konv. FRS, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M2	-1,89	4,05	0,90	-3,79	0,00
konv. FRS, B1, M2 - MIP, B1, M2	-1,81	3,81	0,85	-3,59	-0,03
konv. FRS, B1, M3 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	-1,06	2,91	0,65	-2,42	0,30
konv. FRS, B1, M3 - Soft + Bone, B1, M3	-1,50	3,62	0,81	-3,19	0,19
konv. FRS, B1, M3 - MIP, B1, M3	-1,69	3,56	0,80	-3,36	-0,02
konv. FRS, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B1(MW)	-1,10	2,98	0,67	-2,50	0,29
konv. FRS, B1(MW) - Soft + Bone, B1(MW)	-1,72	3,74	0,84	-3,47	0,03
konv. FRS, B1(MW) - MIP, B1(MW)	-1,68	3,78	0,85	-3,45	0,08
konv. FRS, B2 - Xray + Soft Tissue, B2	2,00	3,29	0,74	0,46	3,54
konv. FRS, B2 - Soft + Bone, B2	3,40	3,28	0,73	1,87	4,94
konv. FRS, B2 - MIP, B2	4,76	4,18	0,94	2,80	6,72
konv. FRS, B3 - Xray + Soft Tissue, B3	-1,06	1,94	0,43	-1,97	-0,16
konv. FRS, B3 - Soft + Bone, B3	-2,23	2,94	0,66	-3,61	-0,86
konv. FRS, B3 - MIP, B3	-1,77	3,22	0,72	-3,27	-0,27
ANB [°]					
konv. FRS, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M1	0,34	1,04	0,23	-0,15	0,83
konv. FRS, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M1	0,30	1,04	0,23	-0,18	0,79
konv. FRS, B1, M1 - MIP, B1, M1	-0,12	1,48	0,33	-0,81	0,57
konv. FRS, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M2	0,57	0,93	0,21	0,13	1,00
konv. FRS, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M2	0,37	1,03	0,23	-0,11	0,85
konv. FRS, B1, M2 - MIP, B1, M2	-0,05	1,43	0,32	-0,73	0,62
konv. FRS, B1, M3 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	0,35	1,00	0,22	-0,12	0,82
konv. FRS, B1, M3 - Soft + Bone, B1, M3	0,48	1,07	0,24	-0,02	0,98
konv. FRS, B1, M3 - MIP, B1, M3	-0,21	1,41	0,32	-0,87	0,46
konv. FRS, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B1(MW)	0,42	0,89	0,20	0,00	0,84
konv. FRS, B1(MW) - Soft + Bone, B1(MW)	0,39	0,98	0,22	-0,07	0,84
konv. FRS, B1(MW) - MIP, B1(MW)	-0,13	1,38	0,31	-0,77	0,52
konv. FRS, B2 - Xray + Soft Tissue, B2	0,51	1,15	0,26	-0,03	1,04
konv. FRS, B2 - Soft + Bone, B2	0,51	1,40	0,31	-0,14	1,16
konv. FRS, B2 - MIP, B2	0,07	0,75	0,17	-0,28	0,41
konv. FRS, B3 - Xray + Soft Tissue, B3	0,32	1,13	0,25	-0,21	0,85
konv. FRS, B3 - Soft + Bone, B3	0,28	1,28	0,29	-0,32	0,88
konv. FRS, B3 - MIP, B3	-0,09	0,78	0,17	-0,46	0,27

SNPg [°]

konv. FRS, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M1	-1,47	3,25	0,73	-3,00	0,05
konv. FRS, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M1	-1,65	3,78	0,85	-3,42	0,12
konv. FRS, B1, M1 - MIP, B1, M1	-1,43	4,22	0,94	-3,40	0,55
konv. FRS, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M2	-0,88	2,95	0,66	-2,26	0,50
konv. FRS, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M2	-1,82	4,08	0,91	-3,73	0,09
konv. FRS, B1, M2 - MIP, B1, M2	-1,68	4,07	0,91	-3,59	0,23
konv. FRS, B1, M3 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	-1,07	2,98	0,67	-2,46	0,33
konv. FRS, B1, M3 - Soft + Bone, B1, M3	-1,46	3,71	0,83	-3,20	0,28
konv. FRS, B1, M3 - MIP, B1, M3	-1,66	3,62	0,81	-3,35	0,04
konv. FRS, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B1(MW)	-1,14	3,03	0,68	-2,56	0,28
konv. FRS, B1(MW) - Soft + Bone, B1(MW)	-1,64	3,79	0,85	-3,41	0,13
konv. FRS, B1(MW) - MIP, B1(MW)	-1,59	3,92	0,88	-3,42	0,25
konv. FRS, B2 - Xray + Soft Tissue, B2	1,79	3,30	0,74	0,24	3,33
konv. FRS, B2 - Soft + Bone, B2	3,33	3,24	0,72	1,81	4,84
konv. FRS, B2 - MIP, B2	4,81	4,17	0,93	2,86	6,75
konv. FRS, B3 - Xray + Soft Tissue, B3	-1,24	2,03	0,45	-2,19	-0,29
konv. FRS, B3 - Soft + Bone, B3	-2,48	3,04	0,68	-3,90	-1,05
konv. FRS, B3 - MIP, B3	-1,79	3,18	0,71	-3,28	-0,29

NSBa [°]

konv. FRS, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M1	0,35	4,96	1,11	-1,97	2,67
konv. FRS, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M1	0,90	6,72	1,50	-2,25	4,05
konv. FRS, B1, M1 - MIP, B1, M1	0,71	9,48	2,12	-3,72	5,15
konv. FRS, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M2	-0,21	4,02	0,90	-2,09	1,67
konv. FRS, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M2	1,94	6,66	1,49	-1,18	5,06
konv. FRS, B1, M2 - MIP, B1, M2	1,62	10,20	2,28	-3,16	6,39
konv. FRS, B1, M3 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	-0,35	4,22	0,94	-2,32	1,62
konv. FRS, B1, M3 - Soft + Bone, B1, M3	1,15	6,92	1,55	-2,09	4,39
konv. FRS, B1, M3 - MIP, B1, M3	1,19	10,03	2,24	-3,50	5,89
konv. FRS, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B1(MW)	-0,07	4,32	0,97	-2,09	1,95
konv. FRS, B1(MW) - Soft + Bone, B1(MW)	1,33	6,50	1,45	-1,71	4,37
konv. FRS, B1(MW) - MIP, B1(MW)	1,18	9,84	2,20	-3,43	5,78
konv. FRS, B2 - Xray + Soft Tissue, B2	-6,90	8,41	1,88	-10,83	-2,96
konv. FRS, B2 - Soft + Bone, B2	-12,84	8,26	1,85	-16,71	-8,97
konv. FRS, B2 - MIP, B2	-14,48	8,34	1,87	-18,38	-10,57
konv. FRS, B3 - Xray + Soft Tissue, B3	0,40	4,31	0,96	-1,62	2,42
konv. FRS, B3 - Soft + Bone, B3	3,06	6,17	1,38	0,17	5,95
konv. FRS, B3 - MIP, B3	2,27	7,96	1,78	-1,46	5,99

Kieferwinkel [°]

konv. FRS, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M1	-0,47	3,31	0,74	-2,02	1,07
konv. FRS, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M1	-1,84	2,85	0,64	-3,18	-0,50
konv. FRS, B1, M1 - MIP, B1, M1	1,18	3,76	0,84	-0,59	2,94
konv. FRS, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M2	-0,65	3,32	0,74	-2,20	0,91
konv. FRS, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M2	-1,49	3,85	0,86	-3,29	0,31
konv. FRS, B1, M2 - MIP, B1, M2	1,43	3,32	0,74	-0,12	2,99
konv. FRS, B1, M3 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	-0,76	3,11	0,69	-2,21	0,69
konv. FRS, B1, M3 - Soft + Bone, B1, M3	-1,75	3,88	0,87	-3,56	0,07
konv. FRS, B1, M3 - MIP, B1, M3	1,41	3,20	0,71	-0,09	2,91
konv. FRS, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B1(MW)	-0,63	2,93	0,65	-2,00	0,74
konv. FRS, B1(MW) - Soft + Bone, B1(MW)	-1,69	3,22	0,72	-3,20	-0,19
konv. FRS, B1(MW) - MIP, B1(MW)	1,34	3,05	0,68	-0,09	2,77
konv. FRS, B2 - Xray + Soft Tissue, B2	-1,20	4,90	1,10	-3,49	1,10

konv. FRS, B2 - Soft + Bone, B2	-1,00	5,11	1,14	-3,39	1,40
konv. FRS, B2 - MIP, B2	0,67	5,30	1,19	-1,81	3,16
konv. FRS, B3 - Xray + Soft Tissue, B3	-1,58	2,79	0,62	-2,88	-0,27
konv. FRS, B3 - Soft + Bone, B3	-2,21	3,99	0,89	-4,07	-0,34
konv. FRS, B3 - MIP, B3	0,62	2,23	0,50	-0,42	1,66
ML-NSL [°]					
konv. FRS, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M1	0,91	3,63	0,81	-0,79	2,61
konv. FRS, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M1	0,97	4,09	0,91	-0,94	2,89
konv. FRS, B1, M1 - MIP, B1, M1	1,67	4,87	1,09	-0,61	3,94
konv. FRS, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M2	0,42	3,15	0,70	-1,05	1,89
konv. FRS, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M2	1,53	4,44	0,99	-0,55	3,61
konv. FRS, B1, M2 - MIP, B1, M2	2,19	4,41	0,99	0,13	4,26
konv. FRS, B1, M3 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	0,60	3,34	0,75	-0,97	2,16
konv. FRS, B1, M3 - Soft + Bone, B1, M3	0,97	4,24	0,95	-1,02	2,95
konv. FRS, B1, M3 - MIP, B1, M3	1,91	4,45	1,00	-0,17	3,99
konv. FRS, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B1(MW)	0,64	3,31	0,74	-0,91	2,19
konv. FRS, B1(MW) - Soft + Bone, B1(MW)	1,16	4,16	0,93	-0,79	3,10
konv. FRS, B1(MW) - MIP, B1(MW)	1,92	4,48	1,00	-0,18	4,02
konv. FRS, B2 - Xray + Soft Tissue, B2	-1,69	4,20	0,94	-3,65	0,28
konv. FRS, B2 - Soft + Bone, B2	-3,04	3,30	0,74	-4,59	-1,50
konv. FRS, B2 - MIP, B2	-3,53	4,58	1,02	-5,67	-1,39
konv. FRS, B3 - Xray + Soft Tissue, B3	0,95	2,78	0,62	-0,35	2,25
konv. FRS, B3 - Soft + Bone, B3	2,43	3,65	0,82	0,72	4,13
konv. FRS, B3 - MIP, B3	2,39	3,41	0,76	0,80	3,98
NL-NSL [°]					
konv. FRS, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M1	0,54	4,19	0,94	-1,42	2,50
konv. FRS, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M1	1,73	4,53	1,01	-0,39	3,85
konv. FRS, B1, M1 - MIP, B1, M1	0,00	5,56	1,24	-2,60	2,61
konv. FRS, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M2	0,49	3,76	0,84	-1,28	2,25
konv. FRS, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M2	1,31	5,20	1,16	-1,13	3,74
konv. FRS, B1, M2 - MIP, B1, M2	0,80	5,14	1,15	-1,60	3,20
konv. FRS, B1, M3 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	0,63	3,48	0,78	-0,99	2,26
konv. FRS, B1, M3 - Soft + Bone, B1, M3	1,09	4,10	0,92	-0,83	3,00
konv. FRS, B1, M3 - MIP, B1, M3	0,64	4,69	1,05	-1,56	2,84
konv. FRS, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B1(MW)	0,55	3,72	0,83	-1,19	2,29
konv. FRS, B1(MW) - Soft + Bone, B1(MW)	1,37	4,46	1,00	-0,72	3,46
konv. FRS, B1(MW) - MIP, B1(MW)	0,48	5,04	1,13	-1,88	2,84
konv. FRS, B2 - Xray + Soft Tissue, B2	-4,36	4,30	0,96	-6,37	-2,35
konv. FRS, B2 - Soft + Bone, B2	-6,01	4,23	0,95	-7,99	-4,03
konv. FRS, B2 - MIP, B2	-6,93	5,10	1,14	-9,31	-4,54
konv. FRS, B3 - Xray + Soft Tissue, B3	0,76	3,48	0,78	-0,87	2,39
konv. FRS, B3 - Soft + Bone, B3	1,16	3,81	0,85	-0,63	2,95
konv. FRS, B3 - MIP, B3	-0,90	4,84	1,08	-3,16	1,37
ML-NL [°]					
konv. FRS, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M1	0,39	3,13	0,70	-1,07	1,85
konv. FRS, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M1	-0,72	3,00	0,67	-2,13	0,68
konv. FRS, B1, M1 - MIP, B1, M1	1,70	3,56	0,80	0,03	3,36
konv. FRS, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M2	-0,07	2,56	0,57	-1,27	1,13
konv. FRS, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M2	0,22	2,98	0,67	-1,17	1,62
konv. FRS, B1, M2 - MIP, B1, M2	1,39	3,49	0,78	-0,24	3,02
konv. FRS, B1, M3 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	-0,05	2,52	0,56	-1,23	1,14
konv. FRS, B1, M3 - Soft + Bone, B1, M3	-0,11	2,94	0,66	-1,48	1,27

konv. FRS, B1, M3 - MIP, B1, M3	1,28	3,68	0,82	-0,44	3,00
konv. FRS, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B1(MW)	0,09	2,61	0,58	-1,13	1,31
konv. FRS, B1(MW) - Soft + Bone, B1(MW)	-0,20	2,80	0,63	-1,51	1,11
konv. FRS, B1(MW) - MIP, B1(MW)	1,46	3,43	0,77	-0,15	3,06
konv. FRS, B2 - Xray + Soft Tissue, B2	2,16	3,53	0,79	0,51	3,81
konv. FRS, B2 - Soft + Bone, B2	2,68	3,30	0,74	1,13	4,22
konv. FRS, B2 - MIP, B2	3,37	3,78	0,87	1,55	5,19
konv. FRS, B3 - Xray + Soft Tissue, B3	0,16	2,41	0,54	-0,96	1,29
konv. FRS, B3 - Soft + Bone, B3	1,28	2,92	0,65	-0,09	2,65
konv. FRS, B3 - MIP, B3	3,27	4,03	0,90	1,38	5,15
Holdaway-Winkel [°]					
konv. FRS, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M1	1,29	2,44	0,55	0,15	2,43
konv. FRS, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M1	1,11	2,04	0,46	0,16	2,06
konv. FRS, B1, M1 - MIP, B1, M1	1,15	2,31	0,52	0,07	2,22
konv. FRS, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M2	1,41	2,18	0,49	0,39	2,42
konv. FRS, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M2	1,08	2,18	0,49	0,05	2,10
konv. FRS, B1, M2 - MIP, B1, M2	0,87	2,41	0,54	-0,26	1,99
konv. FRS, B1, M3 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	0,97	2,24	0,50	-0,07	2,02
konv. FRS, B1, M3 - Soft + Bone, B1, M3	1,06	2,26	0,50	0,00	2,11
konv. FRS, B1, M3 - MIP, B1, M3	0,81	2,19	0,49	-0,22	1,83
konv. FRS, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B1(MW)	1,22	2,21	0,50	0,19	2,26
konv. FRS, B1(MW) - Soft + Bone, B1(MW)	1,08	2,12	0,47	0,09	2,07
konv. FRS, B1(MW) - MIP, B1(MW)	0,94	2,21	0,50	-0,10	1,97
konv. FRS, B2 - Xray + Soft Tissue, B2	1,10	2,16	0,48	0,09	2,10
konv. FRS, B2 - Soft + Bone, B2	1,16	2,37	0,53	0,05	2,27
konv. FRS, B2 - MIP, B2	0,73	2,32	0,52	-0,35	1,82
konv. FRS, B3 - Xray + Soft Tissue, B3	1,07	2,46	0,55	-0,09	2,22
konv. FRS, B3 - Soft + Bone, B3	1,45	2,55	0,57	0,25	2,64
konv. FRS, B3 - MIP, B3	0,94	2,31	0,52	-0,14	2,01
Nasolabialwinkel [°]					
konv. FRS, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M1	3,93	7,51	1,68	0,41	7,44
konv. FRS, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M1	2,54	6,88	1,54	-0,68	5,76
konv. FRS, B1, M1 - MIP, B1, M1	4,01	6,42	1,44	1,00	7,02
konv. FRS, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M2	2,36	7,97	1,78	-1,37	6,09
konv. FRS, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M2	2,09	7,13	1,59	-1,24	5,43
konv. FRS, B1, M2 - MIP, B1, M2	3,84	7,41	1,66	0,38	7,31
konv. FRS, B1, M3 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	2,56	6,39	1,43	-0,43	5,54
konv. FRS, B1, M3 - Soft + Bone, B1, M3	0,82	6,05	1,35	-2,01	3,65
konv. FRS, B1, M3 - MIP, B1, M3	1,83	6,98	1,56	-1,44	5,09
konv. FRS, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B1(MW)	2,95	6,65	1,49	-0,17	6,06
konv. FRS, B1(MW) - Soft + Bone, B1(MW)	1,82	5,99	1,34	-0,99	4,62
konv. FRS, B1(MW) - MIP, B1(MW)	3,23	5,87	1,31	0,48	5,97
konv. FRS, B2 - Xray + Soft Tissue, B2	0,92	8,11	1,81	-2,88	4,72
konv. FRS, B2 - Soft + Bone, B2	0,62	6,23	1,39	-2,30	3,53
konv. FRS, B2 - MIP, B2	0,61	7,50	1,68	-2,90	4,11
konv. FRS, B3 - Xray + Soft Tissue, B3	3,17	6,30	1,41	0,22	6,12
konv. FRS, B3 - Soft + Bone, B3	2,26	7,02	1,57	-1,03	5,55
konv. FRS, B3 - MIP, B3	2,43	5,01	1,12	0,09	4,77
Interinzisalwinkel [°]					
konv. FRS, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M1	1,29	4,27	0,95	-0,71	3,28
konv. FRS, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M1	-1,08	6,09	1,36	-3,93	1,77
konv. FRS, B1, M1 - MIP, B1, M1	-2,42	4,39	0,98	-4,48	-0,36

konv. FRS, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M2	1,07	4,93	1,10	-1,23	3,38
konv. FRS, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M2	-0,67	5,51	1,23	-3,25	1,91
konv. FRS, B1, M2 - MIP, B1, M2	-2,21	4,31	0,96	-4,23	-0,19
konv. FRS, B1, M3 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	1,16	5,15	1,15	-1,25	3,57
konv. FRS, B1, M3 - Soft + Bone, B1, M3	-0,86	5,51	1,23	-3,44	1,71
konv. FRS, B1, M3 - MIP, B1, M3	-1,77	4,50	1,01	-3,88	0,34
konv. FRS, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B1(MW)	1,17	4,50	1,01	-0,93	3,28
konv. FRS, B1(MW) - Soft + Bone, B1(MW)	-0,87	5,44	1,22	-3,42	1,67
konv. FRS, B1(MW) - MIP, B1(MW)	-2,13	4,02	0,90	-4,01	-0,25
konv. FRS, B2 - Xray + Soft Tissue, B2	1,19	5,38	1,20	-1,33	3,70
konv. FRS, B2 - Soft + Bone, B2	-3,82	5,90	1,32	-6,58	-1,06
konv. FRS, B2 - MIP, B2	-3,89	6,13	1,37	-6,76	-1,02
konv. FRS, B3 - Xray + Soft Tissue, B3	1,83	4,57	1,02	-0,31	3,97
konv. FRS, B3 - Soft + Bone, B3	-1,82	4,44	0,99	-3,90	0,26
konv. FRS, B3 - MIP, B3	-2,88	5,50	1,23	-5,45	-0,31
IOK-NA [°]					
konv. FRS, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M1	-1,60	4,04	0,90	-3,49	0,30
konv. FRS, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M1	0,12	4,30	0,96	-1,89	2,13
konv. FRS, B1, M1 - MIP, B1, M1	0,81	4,65	1,04	-1,37	2,99
konv. FRS, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M2	-1,72	3,82	0,85	-3,51	0,07
konv. FRS, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M2	0,14	4,08	0,91	-1,77	2,05
konv. FRS, B1, M2 - MIP, B1, M2	0,01	3,64	0,81	-1,70	1,72
konv. FRS, B1, M3 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	-1,33	3,82	0,85	-3,12	0,45
konv. FRS, B1, M3 - Soft + Bone, B1, M3	-0,07	3,98	0,89	-1,94	1,79
konv. FRS, B1, M3 - MIP, B1, M3	0,34	3,82	0,85	-1,45	2,13
konv. FRS, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B1(MW)	-1,55	3,61	0,81	-3,24	0,14
konv. FRS, B1(MW) - Soft + Bone, B1(MW)	0,06	3,86	0,86	-1,75	1,87
konv. FRS, B1(MW) - MIP, B1(MW)	0,39	3,74	0,84	-1,37	2,14
konv. FRS, B2 - Xray + Soft Tissue, B2	-2,20	4,07	0,91	-4,11	-0,30
konv. FRS, B2 - Soft + Bone, B2	1,48	4,40	0,98	-0,58	3,54
konv. FRS, B2 - MIP, B2	1,93	4,07	0,91	0,02	3,83
konv. FRS, B3 - Xray + Soft Tissue, B3	-1,69	3,25	0,73	-3,21	-0,17
konv. FRS, B3 - Soft + Bone, B3	1,13	4,40	0,98	-0,93	3,19
konv. FRS, B3 - MIP, B3	2,32	4,70	1,05	0,12	4,52
IUK-NB [°]					
konv. FRS, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M1	-0,57	2,17	0,48	-1,58	0,44
konv. FRS, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M1	0,11	4,17	0,93	-1,84	2,06
konv. FRS, B1, M1 - MIP, B1, M1	1,20	3,94	0,88	-0,65	3,05
konv. FRS, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M2	0,09	2,79	0,62	-1,22	1,40
konv. FRS, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M2	0,15	3,96	0,89	-1,70	2,01
konv. FRS, B1, M2 - MIP, B1, M2	2,26	3,79	0,85	0,48	4,03
konv. FRS, B1, M3 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	-0,19	3,37	0,75	-1,76	1,39
konv. FRS, B1, M3 - Soft + Bone, B1, M3	0,47	4,42	0,99	-1,60	2,53
konv. FRS, B1, M3 - MIP, B1, M3	1,65	4,34	0,97	-0,39	3,68
konv. FRS, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B1(MW)	-0,22	2,50	0,56	-1,39	0,95
konv. FRS, B1(MW) - Soft + Bone, B1(MW)	0,24	4,02	0,90	-1,64	2,13
konv. FRS, B1(MW) - MIP, B1(MW)	1,70	3,83	0,86	-0,09	3,49
konv. FRS, B2 - Xray + Soft Tissue, B2	0,52	2,69	0,60	-0,74	1,77
konv. FRS, B2 - Soft + Bone, B2	1,82	4,02	0,90	-0,07	3,70
konv. FRS, B2 - MIP, B2	1,90	4,91	1,10	-0,40	4,19
konv. FRS, B3 - Xray + Soft Tissue, B3	-0,48	3,49	0,78	-2,12	1,15
konv. FRS, B3 - Soft + Bone, B3	0,40	3,40	0,76	-1,19	1,99

konv. FRS, B3 - MIP, B3	0,63	2,69	0,60	-0,63	1,88
IOK-NA [mm]					
konv. FRS, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M1	-0,66	1,40	0,31	-1,32	-0,01
konv. FRS, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M1	-0,40	1,31	0,29	-1,02	0,21
konv. FRS, B1, M1 - MIP, B1, M1	0,21	2,12	0,47	-0,79	1,20
konv. FRS, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M2	-0,81	1,25	0,28	-1,39	-0,23
konv. FRS, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M2	-0,68	1,50	0,33	-1,38	0,02
konv. FRS, B1, M2 - MIP, B1, M2	0,09	1,89	0,42	-0,80	0,97
konv. FRS, B1, M3 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	-0,67	1,48	0,33	-1,36	0,03
konv. FRS, B1, M3 - Soft + Bone, B1, M3	-0,90	1,43	0,32	-1,57	-0,24
konv. FRS, B1, M3 - MIP, B1, M3	0,16	1,89	0,42	-0,73	1,04
konv. FRS, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B1(MW)	-0,71	1,24	0,28	-1,29	-0,13
konv. FRS, B1(MW) - Soft + Bone, B1(MW)	-0,66	1,31	0,29	-1,27	-0,05
konv. FRS, B1(MW) - MIP, B1(MW)	0,15	1,88	0,42	-0,73	1,03
konv. FRS, B2 - Xray + Soft Tissue, B2	-1,14	1,16	0,26	-1,68	-0,59
konv. FRS, B2 - Soft + Bone, B2	-0,78	1,68	0,38	-1,57	0,00
konv. FRS, B2 - MIP, B2	-0,06	0,78	0,18	-0,42	0,31
konv. FRS, B3 - Xray + Soft Tissue, B3	-0,82	1,62	0,36	-1,58	-0,06
konv. FRS, B3 - Soft + Bone, B3	-0,63	1,61	0,36	-1,38	0,13
konv. FRS, B3 - MIP, B3	0,16	1,26	0,28	-0,42	0,75
IUK-NB [mm]					
konv. FRS, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M1	0,07	0,57	0,13	-0,19	0,34
konv. FRS, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M1	0,24	0,98	0,22	-0,22	0,70
konv. FRS, B1, M1 - MIP, B1, M1	0,51	0,79	0,18	0,14	0,88
konv. FRS, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M2	0,28	0,55	0,12	0,02	0,53
konv. FRS, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M2	0,09	0,97	0,22	-0,37	0,54
konv. FRS, B1, M2 - MIP, B1, M2	0,59	0,72	0,16	0,25	0,93
konv. FRS, B1, M3 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	0,28	0,69	0,15	-0,05	0,60
konv. FRS, B1, M3 - Soft + Bone, B1, M3	0,19	1,12	0,25	-0,34	0,71
konv. FRS, B1, M3 - MIP, B1, M3	0,45	0,82	0,18	0,06	0,83
konv. FRS, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B1(MW)	0,21	0,51	0,11	-0,03	0,45
konv. FRS, B1(MW) - Soft + Bone, B1(MW)	0,17	0,98	0,22	-0,29	0,63
konv. FRS, B1(MW) - MIP, B1(MW)	0,52	0,71	0,16	0,18	0,85
konv. FRS, B2 - Xray + Soft Tissue, B2	0,08	0,84	0,19	-0,31	0,47
konv. FRS, B2 - Soft + Bone, B2	0,12	0,93	0,21	-0,32	0,55
konv. FRS, B2 - MIP, B2	0,61	1,03	0,23	0,12	1,09
konv. FRS, B3 - Xray + Soft Tissue, B3	0,03	0,63	0,14	-0,27	0,32
konv. FRS, B3 - Soft + Bone, B3	0,21	0,77	0,17	-0,15	0,57
konv. FRS, B3 - MIP, B3	0,51	0,77	0,17	0,15	0,87
Pg-NB [mm]					
konv. FRS, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M1	-0,15	0,78	0,17	-0,51	0,22
konv. FRS, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M1	0,23	0,77	0,17	-0,13	0,59
konv. FRS, B1, M1 - MIP, B1, M1	0,26	0,78	0,17	-0,11	0,63
konv. FRS, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M2	0,06	0,70	0,16	-0,26	0,39
konv. FRS, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M2	0,16	0,64	0,14	-0,14	0,46
konv. FRS, B1, M2 - MIP, B1, M2	0,24	0,87	0,19	-0,17	0,64
konv. FRS, B1, M3 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	0,00	0,75	0,17	-0,35	0,35
konv. FRS, B1, M3 - Soft + Bone, B1, M3	0,11	0,72	0,16	-0,23	0,44
konv. FRS, B1, M3 - MIP, B1, M3	0,08	0,66	0,15	-0,23	0,38
konv. FRS, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B1(MW)	-0,03	0,64	0,14	-0,32	0,27
konv. FRS, B1(MW) - Soft + Bone, B1(MW)	0,17	0,62	0,14	-0,12	0,45
konv. FRS, B1(MW) - MIP, B1(MW)	0,19	0,66	0,15	-0,12	0,50

konv. FRS, B2 - Xray + Soft Tissue, B2	-0,39	0,64	0,14	-0,68	-0,09
konv. FRS, B2 - Soft + Bone, B2	-0,14	0,63	0,14	-0,43	0,16
konv. FRS, B2 - MIP, B2	0,08	0,59	0,13	-0,19	0,35
konv. FRS, B3 - Xray + Soft Tissue, B3	-0,30	0,72	0,16	-0,63	0,04
konv. FRS, B3 - Soft + Bone, B3	-0,40	0,69	0,15	-0,72	-0,07
konv. FRS, B3 - MIP, B3	-0,03	0,89	0,20	-0,45	0,39
<u>N-Sp' [mm]</u>					
konv. FRS, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M1	0,63	2,59	0,58	-0,59	1,84
konv. FRS, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M1	0,73	2,53	0,56	-0,46	1,91
konv. FRS, B1, M1 - MIP, B1, M1	-0,05	2,70	0,60	-1,31	1,22
konv. FRS, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M2	0,33	2,59	0,58	-0,88	1,55
konv. FRS, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M2	0,59	2,67	0,60	-0,66	1,84
konv. FRS, B1, M2 - MIP, B1, M2	-0,02	2,78	0,62	-1,32	1,28
konv. FRS, B1, M3 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	0,46	2,41	0,54	-0,67	1,59
konv. FRS, B1, M3 - Soft + Bone, B1, M3	0,73	2,50	0,56	-0,44	1,89
konv. FRS, B1, M3 - MIP, B1, M3	-0,08	2,68	0,60	-1,33	1,18
konv. FRS, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B1(MW)	0,47	2,50	0,56	-0,70	1,64
konv. FRS, B1(MW) - Soft + Bone, B1(MW)	0,68	2,51	0,56	-0,50	1,86
konv. FRS, B1(MW) - MIP, B1(MW)	-0,05	2,68	0,60	-1,30	1,21
konv. FRS, B2 - Xray + Soft Tissue, B2	0,02	2,80	0,63	-1,28	1,33
konv. FRS, B2 - Soft + Bone, B2	0,26	3,22	0,72	-1,25	1,76
konv. FRS, B2 - MIP, B2	-0,08	3,00	0,67	-1,48	1,33
konv. FRS, B3 - Xray + Soft Tissue, B3	2,19	3,74	0,84	0,44	3,93
konv. FRS, B3 - Soft + Bone, B3	1,82	3,16	0,71	0,34	3,30
konv. FRS, B3 - MIP, B3	0,25	2,94	0,66	-1,13	1,63
<u>Sp'-Gn [mm]</u>					
konv. FRS, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M1	1,06	1,87	0,42	0,19	1,93
konv. FRS, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M1	1,13	1,85	0,41	0,26	1,99
konv. FRS, B1, M1 - MIP, B1, M1	0,99	1,67	0,37	0,21	1,77
konv. FRS, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M2	0,99	1,96	0,44	0,07	1,91
konv. FRS, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M2	1,13	1,76	0,39	0,30	1,95
konv. FRS, B1, M2 - MIP, B1, M2	0,92	1,31	0,29	0,31	1,53
konv. FRS, B1, M3 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	1,15	2,34	0,52	0,06	2,24
konv. FRS, B1, M3 - Soft + Bone, B1, M3	1,22	2,08	0,46	0,25	2,20
konv. FRS, B1, M3 - MIP, B1, M3	1,05	1,84	0,41	0,19	1,91
konv. FRS, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B1(MW)	1,07	2,01	0,45	0,12	2,01
konv. FRS, B1(MW) - Soft + Bone, B1(MW)	1,16	1,85	0,41	0,29	2,03
konv. FRS, B1(MW) - MIP, B1(MW)	0,99	1,51	0,34	0,28	1,69
konv. FRS, B2 - Xray + Soft Tissue, B2	0,98	2,13	0,48	-0,02	1,98
konv. FRS, B2 - Soft + Bone, B2	1,09	2,54	0,57	-0,10	2,28
konv. FRS, B2 - MIP, B2	1,01	1,93	0,43	0,10	1,91
konv. FRS, B3 - Xray + Soft Tissue, B3	-0,02	2,39	0,54	-1,15	1,10
konv. FRS, B3 - Soft + Bone, B3	0,67	3,05	0,68	-0,76	2,10
konv. FRS, B3 - MIP, B3	0,95	2,65	0,59	-0,29	2,19
<u>OL-ÄL [mm]</u>					
konv. FRS, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M1	0,73	1,03	0,23	0,25	1,21
konv. FRS, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M1	0,63	0,91	0,20	0,20	1,06
konv. FRS, B1, M1 - MIP, B1, M1	0,66	0,97	0,22	0,20	1,11
konv. FRS, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M2	0,70	1,02	0,23	0,22	1,18
konv. FRS, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M2	0,58	1,07	0,24	0,08	1,08
konv. FRS, B1, M2 - MIP, B1, M2	0,49	1,12	0,25	-0,03	1,02
konv. FRS, B1, M3 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	0,60	1,03	0,23	0,12	1,08

konv. FRS, B1, M3 - Soft + Bone, B1, M3	0,62	0,99	0,22	0,15	1,08
konv. FRS, B1, M3 - MIP, B1, M3	0,54	1,05	0,23	0,05	1,03
konv. FRS, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B1(MW)	0,68	0,98	0,22	0,22	1,13
konv. FRS, B1(MW) - Soft + Bone, B1(MW)	0,61	0,97	0,22	0,15	1,06
konv. FRS, B1(MW) - MIP, B1(MW)	0,56	1,00	0,22	0,09	1,03
konv. FRS, B2 - Xray + Soft Tissue, B2	0,66	1,07	0,24	0,15	1,16
konv. FRS, B2 - Soft + Bone, B2	0,69	1,01	0,23	0,21	1,16
konv. FRS, B2 - MIP, B2	0,52	1,09	0,24	0,01	1,03
konv. FRS, B3 - Xray + Soft Tissue, B3	0,50	1,00	0,22	0,03	0,97
konv. FRS, B3 - Soft + Bone, B3	0,67	1,19	0,27	0,11	1,22
konv. FRS, B3 - MIP, B3	0,60	1,18	0,26	0,04	1,15
<u>UL-ÄL [mm]</u>					
konv. FRS, B1, M1 - Xray + Soft Tissue, B1, M1	0,46	1,35	0,30	-0,17	1,08
konv. FRS, B1, M1 - Soft + Bone, B1, M1	0,48	1,19	0,27	-0,08	1,03
konv. FRS, B1, M1 - MIP, B1, M1	0,41	1,42	0,32	-0,26	1,07
konv. FRS, B1, M2 - Xray + Soft Tissue, B1, M2	0,38	1,37	0,31	-0,26	1,02
konv. FRS, B1, M2 - Soft + Bone, B1, M2	0,30	1,33	0,30	-0,33	0,92
konv. FRS, B1, M2 - MIP, B1, M2	0,27	1,31	0,29	-0,35	0,88
konv. FRS, B1, M3 - Xray + Soft Tissue, B1, M3	0,36	1,39	0,31	-0,29	1,00
konv. FRS, B1, M3 - Soft + Bone, B1, M3	0,54	1,33	0,30	-0,09	1,16
konv. FRS, B1, M3 - MIP, B1, M3	0,46	1,42	0,32	-0,21	1,13
konv. FRS, B1(MW) - Xray + Soft Tissue, B1(MW)	0,40	1,34	0,30	-0,23	1,02
konv. FRS, B1(MW) - Soft + Bone, B1(MW)	0,44	1,25	0,28	-0,15	1,02
konv. FRS, B1(MW) - MIP, B1(MW)	0,38	1,35	0,30	-0,25	1,01
konv. FRS, B2 - Xray + Soft Tissue, B2	0,41	1,46	0,33	-0,27	1,09
konv. FRS, B2 - Soft + Bone, B2	0,38	1,38	0,31	-0,27	1,02
konv. FRS, B2 - MIP, B2	0,26	1,45	0,32	-0,42	0,94
konv. FRS, B3 - Xray + Soft Tissue, B3	0,41	1,43	0,32	-0,26	1,07
konv. FRS, B3 - Soft + Bone, B3	0,56	1,55	0,35	-0,16	1,28
konv. FRS, B3 - MIP, B3	0,56	1,73	0,39	-0,25	1,37

MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung, SE= Standardfehler des Mittelwerts, 95 % KI= 95 % Konfidenzintervall

7.3 Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Susanne Voigt, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Vergleichende Untersuchungen zur kephalometrischen Auswertbarkeit von konventionellen Fernröntgenseitenbildern und aus IADR-DVT-Datensätzen rekonstruierten Fernröntgenansichten (IADR-DVT = indikationsabhängige dosisreduzierte Digitale Volumentomographie)“ 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 Betreuer, 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.“

Datum

Susanne Voigt

7.4 Anteilserklärung an etwaig erfolgten Publikationen

Susanne Voigt hatte folgenden Anteil an der folgenden Publikation:

Voigt S, Wiemer K, Schattmann S, Bumann A. Vergleichende Untersuchungen zur kephalometrischen Auswertbarkeit von konventionellen Fernröntgenseitenbildern und IADR-DVT. Abstractband der 90. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Kieferorthopädie, 2017, S. 114.

Beitrag im Einzelnen:

Erstellen einer Posterdemonstration mit Verfassen der Textabschnitte Ziel, Material und Methode, Ergebnisse und Schlussfolgerung sowie Erstellung der Abbildungen 1, 2, 3, 4 und 8.

Datum

Susanne Voigt

7.5 Lebenslauf

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

7.6 Publikationsliste

1. Voigt S, Friedrichs M, Richter V, Bumann A. Varianten der Implantationsplanung mithilfe der DVT Teil 1. Digital Dental News 2012; 6(9):64 – 74.
2. Voigt S, Friedrichs M, Richter V, Bumann A. Varianten der Implantationsplanung mithilfe der DVT Teil 2. Digital Dental News 2012; 6(10):46 – 56.
3. Bumann A, Voigt S. Kostengünstige zahngetragene Bohrschablonen für Praxis und Labor. DZW Die ZahnarztWoche 2012; 12(43):22 – 3.
4. Fuhrmann RAW, Voigt S. Indikationen manueller Funktionsanalysen vor, während und nach Kieferorthopädie unter forensischen Gesichtspunkten Teil 1. Kieferorthopädie 2015; 29(2):161 – 4.
5. Voigt S, Fuhrmann RAW. Indikationen manueller Funktionsanalysen vor, während und nach Kieferorthopädie unter forensischen Gesichtspunkten Teil 2. Kieferorthopädie 2015; 29(3):287 – 94.

7.7 Danksagung

Herrn Prof. Dr. Axel Bumann danke ich für die Überlassung des interessanten Themas sowie für die sehr engagierte und stets freundliche Betreuung während der Erstellung dieser Arbeit.

Frau Dr. Kerstin Wiemer danke ich für die Unterstützung bei der Suche nach geeigneten Röntgenbildern sowie die Erstellung der Messreihe 2. Ihrem freundlichen Praxisteam danke ich für die Hilfsbereitschaft und die gute Laune.

Frau Dr. Stefanie Schattmann gilt mein Dank für die Erstellung der Messreihe 3.

Frau Diplom-Mathematikerin Ulrike von Hehn danke ich für die Mitwirkung bei der Erstellung des Studiendesigns sowie die Hilfe und Geduld bei der statistischen Auswertung der zahlreichen Messdaten.

Dem Team von MESANTIS© Berlin, insbesondere Frau Romina Rothe und Frau Ramona Keilbach, gebührt mein Dank für die Assistenz bei technischen Fragen.

Meinen Eltern Annelotte und Rainer danke ich von ganzem Herzen für die unermüdliche moralische, finanzielle und tatkräftige Unterstützung und ihre Motivation während meiner gesamten beruflichen Laufbahn. Ohne sie wäre nicht nur diese Arbeit nicht möglich gewesen.