

Aus dem Institut für 3D-Dentalradiologie - MESANTIS Berlin

DISSERTATION

Die Bedeutung des Field of View für die Erfassbarkeit kephalometrischer Referenzpunkte in digitalen Volumentomogrammen mit und ohne Gesichtsscan

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Erik G.M. Schneider

aus Königs Wusterhausen

Datum der Promotion: 05.06.2016

Inhaltsverzeichnis

Abstrakt	5
Abstract	6
1. Einleitung	7
1.1 Geschichte der Fernröntgentechnik in der Kieferorthopädie	7
1.2 Entwicklung der Kephalometrie	8
1.3 Die DVT-Technik und deren Anwendung innerhalb dentaler Fachgebiete	11
1.3.1 Technisches Prinzip	11
1.3.2 DVT in der Funktions- und Kiefergelenksdiagnostik	12
1.3.3 DVT in der Parodontologie und der konservierenden Zahnheilkunde	13
1.3.4 DVT in der zahnärztlichen Chirurgie	15
1.3.5 DVT in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie	16
1.3.6 DVT in der Implantologie	18
1.3.7 DVT in der Kieferorthopädie	19
1.4 Strahlenhygiene	21
1.4.1 Strahlenbelastung der DVT	21
1.4.2 Beeinflussung der Strahlenbelastung durch Geräteparameter	24
1.4.3 Strahlenbelastung der DVT im Vergleich zur dreidimensionalen CT	26
1.5 Digitale dreidimensionale Aufnahmen des Gesichts - Face Scan	27
2. Fragestellung	29
3. Methodik	30
3.1 Allgemeine Methoden	30
3.1.1 Patientengut	30
3.1.2 DVT-Geräte	32
3.1.3 Auswertungssoftware und Auswertungsmonitor	33
3.2 Spezielle Methoden	34
3.2.1 Das sphärische Field of View	36
3.2.2 Der Face Scan	42
3.2.3 Vergleich des FoV in Abhängigkeit vom Geschlecht	44
3.2.4 Vergleich des FoV in Abhängigkeit vom Alter	44
3.2.5 Optimierung der FoV-Positionierung	44
3.2.6 Messunsicherheit	48
4. Ergebnisse	49
4.1 Das sphärische Field of View	49
4.1.1 Messpunkt Cond	50
4.1.2 Messpunkt Po	53
4.1.3 Messpunkt Go	57
4.1.4 Messpunkt C4	60
4.2 Der Face Scan	64
4.2.1 Messpunkt Cond	65
4.2.2 Messpunkt Po	68
4.2.3 Messpunkt Go	72
4.2.4 Messpunkt C4	75

4.3	Vergleich des FoV in Abhängigkeit vom Geschlecht	79
4.3.1	Vergleich der Patienten aus AB1 männlich mit AB1 weiblich	79
4.3.2	Vergleich der Patienten aus AB2 männlich mit AB2 weiblich	80
4.4	Vergleich des FoV in Abhängigkeit vom Alter	81
4.4.1	Vergleich der Patienten aus AB1 männlich mit AB2 männlich.....	81
4.4.2	Vergleich der Patienten aus AB1 weiblich mit AB2 weiblich.....	82
4.5	Optimierung der FoV-Positionierung	83
4.6	Messunsicherheit	88
5.	Diskussion	92
5.1	Diskussion der Methodik	93
5.1.1	Allgemeine Methodik.....	93
5.1.2	Betrachtung des sphärischen FoV / FS	96
5.1.3	Berechnungen zur idealen Positionierung	96
5.1.4	Statistische Methoden.....	97
5.1.5	Messunsicherheit	98
5.2	Diskussion der Ergebnisse	99
5.2.1	Das sphärische Field of View.....	99
5.2.2	Der Face Scan	101
5.2.3	Vergleich des FoV in Abhängigkeit vom Geschlecht	102
5.2.4	Vergleich des FoV in Abhängigkeit vom Alter	103
5.2.5	Optimierung der FoV-Positionierung.....	105
5.2.6	Messunsicherheit	106
5.3	Schlussfolgerung	107
5.3.1	Kernaussagen.....	107
5.3.2	Relevanz für den klinischen Alltag	108
6.	Literaturverzeichnis	109
7.	Anhang	123
A.1	Abkürzungsverzeichnis	123
A.2	Verzeichnis benutzter Formelzeichen	124
B.1	Abbildungen zu Abschnitt 4.1	125
B.2	Abbildungen zu Abschnitt 4.2	137
8.	Eidesstattliche Versicherung	149
9.	Lebenslauf	150
10.	Danksagung	151

Abstrakt

Einleitung: Die zunehmende Anwendung der Digitalen Volumentomografie (DVT) innerhalb der Kieferorthopädie führt zu einer regen Diskussion über anfallende Strahlendosen, Kosten und die Größen der benötigten Aufnahmevolumina – sog. Field of View (FoV). Das Ziel dieser Arbeit war es zu prüfen, ob ein DVT-Gerät mit einem sphärischen FoV von $r = 75$ mm in der Lage ist, alle für die kephalometrische Behandlungsplanung benötigten Referenzpunkte zu erfassen und ob der kombinierte Einsatz von Face Scan (FS) und DVT einen Informationsgewinn bezüglich der bis dahin nicht erfassbaren Referenzpunkte erzielt. Des Weiteren wurde untersucht, wie groß ein sphärisches FoV sein müsste, um 95% aller Patienten erfassen zu können und wieviel Referenzpunkte benötigt werden, um ein sphärisches FoV möglichst optimal zu positionieren.

Methodik: In dieser retrospektiven Studie wurden 1003 anonymisierte DICOM-Datensätze aus dem Röntgennetzwerk Mesantis[®] ausgewählt und nach graphischer Weiterverarbeitung mittels InVivo 4.0 (Anatomage Inc., San Jose, USA) in eine eigens programmierte Software importiert, an Hand frontaler Referenzpunkte ausgerichtet und anschließend vermessen. In zwei Messreihen wurde unter Verwendung von 17 Referenzpunkten sowohl eine reine DVT-Aufnahme als auch eine DVT-Aufnahme in Kombination mit einem FS simuliert. 32.758 gewonnene Koordinaten wurden auf Normalverteilung untersucht und anschließend die berechneten Häufigkeiten für ein Auffinden des jeweiligen Referenzpunkte innerhalb des FoV's tabellarisch dargestellt. Mit Hilfe speziell entwickelter Software wurde der Mittelpunkt einer durch 17 Referenzpunkte definierten Kugel („ideal“) berechnet. Es folgte die Berechnung jener Referenzpunktkombination mit dem geringsten Abstand zur „idealen“ Kugel.

Ergebnisse: Besonders Referenzpunkte im dorsalen Schädelbereich konnten mit größerer Häufigkeit nicht erfasst werden. Unabhängig von Alter und Geschlecht erwies sich das Porion als Messpunkt mit der geringsten Häufigkeit für ein Erfassen. Bei einer reinen DVT-Aufnahme schwanken die Häufigkeiten dafür zwischen 4,01% (männlich, >18 Jahre) und 83,23% (weiblich, <18 Jahre). Durch den zusätzlichen Einsatz eines FS verschieben sich die Häufigkeiten in den Bereich von 20,94% (männlich, >18 Jahre) und 93,07% (weiblich, <18 Jahre). Bei weiblichen Patienten unter 18 Jahren ist die Wahrscheinlichkeit für ein Auffinden aller benötigter Referenzpunkte am höchsten. Bei Männern ist diese am niedrigsten. Für das Erfassen von 95% aller Patienten bedarf es eines FoV von $r = (102,35 \pm 7,29)$ mm. Um ein sphärisches FoV möglichst ideal zu positionieren, erweist sich eine Ausrichtung anhand von Porion (beidseits), Weichteilpogonion und Weichteilnasenspitze als Mittel der Wahl.

Schlussfolgerung: Sowohl mit einem sphärischen FoV von $r = 75$ mm als auch in Kombination mit einem FS ist es nicht möglich, sämtliche für eine kephalometrisches Diagnostik erforderlichen Referenzpunkte in zufriedenstellendem Maße abzubilden.

Abstract

Introduction: The increasingly widespread use of cone-beam computed tomography (CBCT) in orthodontics has given rise to vivid discussions about radiation doses, costs, and scan volumes (known as “field of view” or FoV). This study aimed to examine whether a CBCT scanner with a spherical FoV 75 mm in radius would capture all the landmarks needed for cephalometric treatment planning. Another goal was to investigate if optical facial scans, used in combination with a CBCT scan, could open the door to capturing additional landmarks not otherwise accessible. Other points of evaluation were the size requirement for a spherical FoV that would cover 95% of all patients and how many landmarks are needed to optimize positioning of the spherical FoV.

Methods. A total of 1,003 anonymized DICOM datasets were selected for this retrospective study from the Mesantis[®] radiographic network. After graphic processing with InVivo 4.0 (Anatomage Inc., San Jose, CA, USA), the datasets were imported into a specially developed software application and were aligned using anterior landmarks as reference. Based on 17 landmarks, two measurement series were conducted, simulating a CBCT scan either by itself or in combination with a facial scan. A total of 32,758 coordinates thus acquired were checked for normal distribution, followed by presenting in tabular format the resultant frequencies at which the various landmarks were captured inside the defined FoV. A specially developed software application was used to calculate the centre of an ideal sphere defined by 17 landmarks, then calculating the combination of landmarks characterized by the closest proximity to the ideal sphere.

Results. Landmarks in the dorsal region of the cranium were captured less frequently. Regardless of age and gender, the least frequently captured landmark was the porion, with relative frequencies ranging from 4.01% (males \geq 18 years) to 83.23% (females $<$ 18 years) based on CBCT scans alone. Using an additional facial scan, these frequencies ranged from 20.94% (males \geq 18 years) to 93.07% (females $<$ 18 years). Female patients under 18 offer the best chances of identifying all landmarks required. The reverse is true of adult men. Covering 95% of all patients would require a FoV of 102.35 ± 7.29 mm in radius. The best reference points for optimal positioning of a spherical FoV are the porion (bilaterally) along with the soft-tissue pogonion and the nose tip.

Conclusions. A CBCT scan with a spherical FoV 75 mm in radius cannot acceptably capture all of the landmarks needed for cephalometric diagnostics, whether used by itself or in combination with a facial scan.

1. Einleitung

Die rasante Entwicklung der Röntgentechnik bis hin zur digitalen dreidimensionalen Bildgebung und ihre große Bedeutung im Bereich der Zahnmedizin – speziell der Kieferorthopädie – soll im folgenden Überblick dargestellt werden.

1.1 Geschichte der Fernröntgentechnik in der Kieferorthopädie

„Könnte man doch das Gebiss im Schädel wie hinter Glas liegen sehen!“...⁽¹⁾

... Ein Wunsch der Neuzeit. Doch gehen die Ursprünge der Erforschung des menschlichen Schädels und seiner Morphologie auf Forscher des 15. Jahrhunderts zurück. Bereits *DA VINCI* und *DÜRER* befassen sich in ihren Studien mit der Charakterisierung einer symmetrischen und damit harmonischen Gesichtsform⁽²⁾.

Im November 1895 entdeckte der Würzburger Professor der Experimentalphysik Wilhelm C. *RÖNTGEN* zufällig eine neu Art Strahlung – die von ihm ‚X-Strahlung‘ genannt wurde. Bereits im Januar des Jahres 1896 wurde die Nachricht über die Entdeckung unter dem Titel ‚Über eine neue Art von Strahlen‘⁽³⁾ international publiziert. Man erkannte sehr schnell das durchschlagende diagnostische Potential jener Strahlung⁽⁴⁻⁷⁾. Zeitgleich entstanden die ersten zahnärztlichen Röntgenaufnahmen durch *WALKOFF* und *KÖNIG*, welche auf Grund schwacher Röhrenleistung in fünfundzwanzigminütiger Expositionszeit Röntgenbilder erstellten, die jedoch keine diagnostische Qualität besaßen^(4, 8).

SIMON⁽⁹⁾ registrierte 1922 Schädelpunkte mittels speziell geformter Gipsmodelle nach dem Gnathostatverfahren, welches jedoch sehr kompliziert und aufwendig war. Im gleichen Jahr fertigte *PACINI* erstmals Röntgenaufnahmen zur Vermessung des seitlichen Schädels an^(10, 11).

HOFRATH⁽¹²⁾ und *BROADBENT*⁽¹³⁾ veröffentlichten 1931 zeitgleich und unabhängig voneinander ihre Theorien zur Nutzung von standardisierten Fernröntgenseitenbildern unter Zuhilfenahme von speziell konstruierten Stativen (Cephalostat) in der Kieferorthopädie. Anfänglich fanden diese Methoden nur in Spezialkliniken Anwendung.

DOWNS gab weitere Erläuterungen zur Anwendung und Technik dieses kephalometrischen Röntgenverfahrens⁽¹⁴⁾ und es fand stetig wachsende Anwendung. In der Weiterentwicklung wurden immer mehr Punkte, Strecken und Winkel beschrieben, so dass die Möglichkeiten der Auswertung und Planung immer weiter stiegen. Die Fachliteratur beschreibt heute über 200 Messpunkte und ca. 100 kephalometrische Analyseverfahren⁽¹⁵⁾.

1.2 Entwicklung der Kephalmetrie

Die Grundlage für das laterale Fernröntgenseitenbild (FRS) bilden die Entwicklungen von *HOFRATH* und *BROADBENT*. Die 1931 von ihnen eingeführte standardisierte Methodik und Technik ist auch heute noch ein wesentlicher Bestandteil der kieferorthopädischen Diagnostik, Planung und Verlaufskontrolle in Ergänzung der Befunde aus Modell-, Fotostat- und Funktionsanalyse⁽¹⁵⁾.

Durch die metrische Analyse der Aufnahmen wird es möglich, Aussagen über die Art der skelettalen Klasse, schädelbezügliche Lage und Größe der Kieferbasen, Stellung der Zähne im Kiefer, den Profilverlauf und die Weichteilstärke zu treffen. Es entstanden über 200 sowohl knöcherne als auch weichteilige Messpunkte (Referenzpunkte) anhand derer Analysen des Schädels vorgenommen werden können. Im Folgenden werden einige der wesentlichen Analyseverfahren diskutiert.

BJØRK untersuchte 1947 in einer 603 männliche Probanden umfassenden Studie insgesamt 90 verschiedene Messwerte. Auf Grund der eigenen Untersuchungsmethodik (*BJØRK*-Polygon) konnte eine Aussage über die vordere und hintere Gesichtshöhe und die Wachstumsrichtung des Untergesichts getroffen werden⁽¹⁶⁾.

DOWNS bewertete 1948 in einer umfassenden Betrachtung dentofaziale Beziehungen und führte eine profilorientierte Auswertung durch, deren Grundlage gewonnene Mittelwerte aus Idealkephalogrammen von Kindern mit exzellenter Okklusion waren^(17, 18).

1952 publizierte *RIEDEL* ein Verfahren mit besonderer Beachtung der Lagebeziehung von Maxilla zu Kraniaum und zu Mandibula (ANB-Winkel), sowie der axialen Richtung

der oberen Inzisivi in Beziehung zur Frankfurter Horizontalen. Auch er favorisierte innerhalb seiner Untersuchung ein Probandengut mit exzellenter Okklusion^(19, 20).

STEINER sprach sich 1953 für einen Ansatz aus „step-by-step“ vorzugehen, wobei zunächst eine skelettale-, folgend eine dentale- und schließlich eine Weichgewebsanalyse vorzunehmen ist. In der Position der Inzisiven müssten Kompromisse eingegangen werden, um eine normale Okklusion zu erreichen, wenn der ANB-Winkel nicht ideal war. Außerdem sollten auch die Zahnbogenlänge und andere Überlegungen mit einbezogen werden, um dem Kieferorthopäden Ansätze zu liefern, wann eine Extraktion erforderlich ist^(21, 22).

Die *SASSOUNI*-Analyse (1955) war die erste Analyse, die sowohl vertikale als auch horizontale Beziehungen und die Interaktion zwischen den vertikalen und horizontalen Proportionen betrachtete. Er stellte fest, dass sich die Inklinationen von bestimmten horizontalen anatomischen Ebenen in einem gut proportionierten Gesicht nähern und schließlich im Punkt O treffen. Für die Beurteilung der Gesichtsproportionen legte er Kreisbögen an. Es fanden der Basalbogen, der Mittelgesichtsbogen und der anteriore Bogen Anwendung^(15, 23).

Die *HARVOLD*-Analyse und die *WITS*-Analyse nach *JACOBSON* sind ähnlich orientiert und beschreiben die Schwere der Disharmonie der Kiefer zueinander, wobei sich Harvold auf die Diskrepanzen der Kiefergrößen konzentrierte^(15, 20, 21).

In der von *RICKETTS* ursprünglich 1960 vorgestellten Analyse, beschrieb er ein Vorgehen basierend auf sieben Messungen für die Seitenansicht. Die Grundlage bildet die statistische Auswertung von 1000 Fällen, um instruktive Informationen über Gesichtsform und Kieferbeziehungen zu erhalten. In der weiteren Entwicklung entstand eine computergestützte Analyse, die nach Eingabe von 100 Punkten eine Wachstumsprognose über Vektoren erstellt^(18, 24, 25).

McNAMARA veröffentlichte seine Art der Analyse 1983. Diese enthält Elemente der Methoden nach Harvold und Ricketts in Verbindung mit zugrundeliegenden Untersuchungen, um eine präzisere Aussage zu den Positionen von Zähnen und Kiefer treffen zu können⁽²⁶⁾.

Diese Mitte des 20. Jahrhunderts postulierten Analyseverfahren finden auch in der Gegenwart noch anteilig Anwendung.

Obwohl es die zur Zeit gängigste Methode in der kieferorthopädischen Praxis darstellt, ist das Fernröntgenseitenbild durchaus fehlerbehaftet. Heute wird -technisch bedingt- in der breiten praktischen Anwendung eine Aufnahmeentfernung von ca. 1,5 m realisiert, was eine Vergrößerung von bis zu 10 % zur Folge hat. In der universitären Klinik kann die Vergrößerung auf 1 - 4 % reduziert werden, da dort Fernröntgenanlagen in 3,5 - 4 m Abstand eingesetzt werden können⁽¹⁵⁾. Standardmäßig werden die FRS stehend und geradeausblickend mit links anliegendem Kopf in maximaler Schlussbissstellung angefertigt. Auch wenn die genaue Position des Patienten einheitlichen Regeln unterliegt und gleichermaßen der Abstand des Patienten zur Röntgenquelle, weist das Fernröntgenseitenbild weiterhin einige systemimmanente Schwächen auf. Wesentlich sind hierbei die fehlende dritte Dimension, nicht auszuschließende Projektionsfehler und Verschattungen, welche gezwungenermaßen durch die einseitige Durchstrahlung des untersuchten Objekts auftreten können. Eine fehlerhafte Positionierung des Kopfes während der Aufnahme kann zu Doppelkonturen führen, was eine kephalometrische Analyse erschwert. Auch asymmetrische Kopfformen sind oft nur unzureichend bewertbar⁽²⁷⁾.

In den vergangenen zwei Jahrzehnten fand eine starke Entwicklung neuer bildgebender Verfahren statt. Die Weiterentwicklung der cone-beam computed tomography (CBCT) aus dem Bereich der Angiographie, welche es erlaubt, dreidimensionale Bilder zu erstellen, mündete 1998 im ersten praxistauglichen DVT-Scanner (Digitale Volumen Tomogramm-Scanner) für den dentalen Bereich. Mit der spezifischen Weiterentwicklung von DVT-Geräten, wie dem New Tom DVT 9000[®] (Hersteller: QR[®])⁽²⁸⁾, durch eine Vielzahl von Anbietern ist es nach Ansicht von *MAH et al.*⁽²⁹⁾ möglich, innerhalb der Kieferorthopädie eine individuell bessere Diagnostik, Behandlungsplanung und Prognose zu erstellen. Gemäß der Untersuchungen von *MEDELNIK et al.* bietet die dreidimensionale Darstellung der dentalen und skelettalen Strukturen ein deutliches Mehr an Informationen gegenüber der konventionellen zweidimensionalen Röntgenaufnahme⁽³⁰⁾.

KAPILLA et al. unterstrichen diese Aussage 2011. Sie stellten fest, dass das CBCT in der Diagnostik von Gaumenspalten, der Lagebeurteilung retinierter Zähne, der Identifizierung von Wurzelresorptionen an nicht eruptierten Zähnen und der Auswertung

und Planung von kieferchirurgischen Eingriffen, der konventionellen Röntgenologie überlegen sei⁽³¹⁾.

LUDLOW et al. stellten außerdem fest, dass die Positionierung von Referenzpunkten anhand eines lateralen Fernröntgenseitenbildes gegenüber einer Aufnahme, welche mittels cone-beam computed tomography erstellt wurde, ungenauer ist⁽³²⁾.

Kritisch zu betrachten ist der Informationsgewinn gegenüber einer damit verbundenen höheren Strahlenbelastung für den Patienten⁽³⁰⁾.

1.3 Die DVT-Technik und deren Anwendung innerhalb dentaler Fachgebiete

Das Digitale Volumen Tomogramm bzw. die cone-beam computed tomography stellen eine Neuerung in der Röntgentechnik dar. Es ist dadurch nunmehr möglich, dreidimensionale Aufnahmen computertechnisch zu rekonstruieren und zweidimensionale Darstellungen in frei wählbaren Ebenen herauszulösen.

Die Entwicklung dieser Technik geht auf die achtziger Jahre des letzten Jahrhunderts zurück und ist in einem engen Zusammenhang mit der Entwicklung der Computertechnik zu sehen, da diese wesentlichen Einfluss auf die Möglichkeiten der Aufnahme, Verarbeitung und Visualisierung hat⁽³³⁾. 1998 fand der erste praxistaugliche CB-Scanner seinen Weg auf den dentalen Markt (vgl. 1.2). Anfänglich stand der raschen Verbreitung dieser Geräte ein hoher Anschaffungspreis gegenüber⁽³⁴⁾, was sich mittlerweile relativiert hat, so dass die DVT heute eine breite Anwendung auf den verschiedenen Gebieten der Zahnheilkunde findet.

1.3.1 Technisches Prinzip

Im Gegensatz zu einem klassischen Computertomogramm (CT) werden bei einem DVT die Prinzipien der Kegelstrahl- oder Pyramidalgeometrie (cone-beam-Technologie) genutzt und damit die fächerförmige Strahlenformation des CT ersetzt^(33, 35).

Für das Erstellen einer DVT-Aufnahme umfahren sowohl die Röntgenröhre, als auch der gegenüberliegende Detektor, den Patienten kreisförmig in Winkeln von 180° bis meist 360°. Während dieses Umlaufs werden, je nach Hersteller, 100 bis 400 Einzel-

Projektionsröntgenbilder vom mittels Laser-Lichtvisier positionierten Kopf des Patienten aufgenommen⁽³⁶⁾. Diese, als „basis images“ bezeichneten Aufnahmen, werden anschließend von speziellen Programmen weiter verarbeitet und generieren einen 3D-Datensatz, welcher am PC in allen drei Raumrichtungen (axial, sagittal, coronal) betrachtet werden kann⁽³⁷⁾. Für den Aufnahmevorgang benötigen die Geräte zwischen 10 und 20 Sekunden, wobei die Belichtungszeiten je Einzelaufnahme zwischen 20 und 50 ms variiert. Weltweit unterliegen die genutzten Röhrenparameter wegen der unterschiedlichen Gesetzeslagen erheblichen Schwankungen, generell sind jedoch Röhrenspannungen zwischen 80 und 120 kV und Röhrenstromstärken zwischen 0,5 und 10 mA im Einsatz⁽³⁸⁾.

1.3.2 DVT in der Funktions- und Kiefergelenksdiagnostik

Die diagnostische Radiologie sollte bei der Erkennung von funktionellen Störungen nicht das Hauptwerkzeug des Behandlers sein^(39, 40), jedoch wird dieser besonders bei der Erkennung von knöchernen Veränderungen eine überaus wichtige Rolle zugeordnet⁽⁴¹⁻⁴³⁾. Die Vielzahl der möglichen Aufnahmeverfahren begründet sich in der großen biologischen Variabilität des Cranio-Mandibulären-Systems. Weiterhin gilt es als problematisch, dass Technologien, welche Weichgewebe sehr gut darstellen, in der Darstellung von knöchernen Strukturen stark limitiert sind. Auch die Überlagerung von nahe beieinander liegenden Strukturen erwies sich als ebenso ungünstig, wie die mitunter entstehenden Verzerrungen bei nicht achsengerecht verlaufendem Strahlengang⁽⁴⁴⁾.

Mit der Einführung von 3D-Aufnahmen konnten einige dieser Probleme ausgeräumt werden.

Die aktuelle Literatur sieht besonders in der Diagnose von degenerativen knöchernen Veränderungen des Kiefergelenks das DVT als eine exzellente Alternative zu anderen bildgebenden Verfahren, mit dem großen Vorteil einer geringeren Strahlendosis gegenüber der herkömmlichen CT⁽⁴⁵⁻⁴⁸⁾. Hier ist es das Ziel, die kortikalen und trabekulären Strukturen der Knochen darzustellen, um deren Integrität und das Ausmaß der Destruktion bewerten zu können, sofern diese im Verdacht stehen, erkrankt zu sein. Gleichfalls können sowohl das Fortschreiten als auch das Ansprechen auf

Behandlungen dargestellt werden⁽⁴⁴⁾.

Untersuchungen zeigten jedoch auch, dass obwohl in DVT-Aufnahmen knöcherne Degenerationen ersichtlich sind, es nicht zwangsläufig zu Schmerzen, klinischen Zeichen oder osteoarthrotischen Beschwerden des Cranio-Mandibulären-Systems, kommt⁽⁴⁸⁾. Vielmehr gelten Alter, Geschlecht und Krepitationen als Risikofaktoren für das Auffinden von Veränderungen^(42, 49).

Auch bei Frakturen innerhalb des Gelenkapparates erwies sich die Technik als äußerst hilfreich. So verglichen *MATSUMOTO et al.* Panoramaschichtaufnahmen (PSA) mit DVT's, die jeweils bei Verdacht auf eine Fraktur des Gelenkfortsatzes der Mandibula angefertigt worden waren und konnten zeigen, dass eine solche 3D-Aufnahme die Fraktur deutlich besser bzw. überhaupt erst erkennen lässt⁽⁵⁰⁾.

ALKHADER et al. wiesen in ihrer Untersuchung von 110 erkrankten Kiefergelenken nach, dass besonders bei Patienten mit anteriorer Diskusverlagerung ohne Reposition ein erhöhtes Risiko für knöcherne Abnormitäten besteht und empfehlen hier den zusätzlichen Einsatz von DVT's zur Abklärung⁽⁵¹⁾.

Sofern eine Verlagerung oder Erkrankung des Diskus vorliegt oder Muskeln, Sehnen und Bänder betroffen sind, stellt die Magnetresonanztomographie (MRT) weiterhin das Mittel der Wahl in der Bildgebung dar⁽⁵²⁻⁵⁴⁾.

1.3.3 DVT in der Parodontologie und der konservierenden Zahnheilkunde

Die DVT ist auch in diesem Bereich der Zahnmedizin ein wertvolles Instrument zur röntgenologischen Darstellung von Läsionen und gilt in vielen Fällen der zweidimensionalen Radiologie als überlegen^(55, 56).

Bei Erkrankungen des Parodonts ist es nunmehr möglich, die genaue Knochentopographie, sowie die Architektur des Defekts zu beurteilen⁽⁵⁷⁾. Besonders Defekte, welche sich bukkal, lingual oder interrädikulär befinden und deren Defektmorphologie direkt die Behandlungsplanung und Prognose der Zähne beeinflusst, können so besser betrachtet werden⁽⁵⁸⁻⁶¹⁾. Dennoch sollte die DVT keine standardmäßige Anwendung bei der Diagnostik von Patienten mit parodontalen Erkrankungen finden, sondern vielmehr als zusätzliches Hilfsmittel zu den traditionellen Röntgenverfahren gesehen werden⁽⁶²⁾.

Auch auf dem Gebiet der Endodontie zeigt sich die DVT in vielen Fällen überlegen gegenüber der konventionellen Bildgebung⁽⁶³⁻⁶⁶⁾. Seine Anwendung wird empfohlen für die Identifizierung potenzieller akzessorischer Kanäle, bei Anomalien des Wurzelkanalsystems^(67, 68), bei starken Wurzelkrümmungen, zur Diagnostik von periapikalen Läsionen, bei Patienten, die sich mit widersprüchlichen oder unspezifischen klinischen Anzeichen und Symptomen vorstellen, bei schlecht lokalisierbaren Symptomen eines unbehandelten oder zuvor endodontisch behandelten Zahnes ohne, mittels konventioneller Bildgebung identifizierbarer, Anzeichen von pathologischen Zuständen. Ebenfalls können sowohl interne- als auch externe Wurzelresorptionen lokalisiert und differenziert werden und somit die Behandlungsplanung und Prognose verbessert werden. Auch in Fällen von Komplikationen endodontischer Behandlungen, wie überstopftes Wurzelfüllmaterial, abgebrochene Instrumente oder zur Lokalisation von Perforationen, findet die DVT Anwendung^(57, 69-71).

In der Kariesdiagnostik ist sich die Forschung uneinig darüber, ob die DVT größeren Nutzen gegenüber der konventionellen radiologischen Diagnostik besitzt⁽⁷²⁾. Eine Vielzahl von in-vitro-Studien wurde unternommen, um verschiedene Systeme zur Darstellung von Approximalkaries zu vergleichen:

So untersuchten *WENZEL et al.* bei einer Gegenüberstellung von zwei digitalen intraoralen Sensoren (einer Phosphorspeicherplatte und einem CMOS-Sensor) mit einem DVT insgesamt 257 nicht gefüllte Approximalflächen von bleibenden menschlichen Prämolaren und Molaren. Die Ergebnisse zeigten, dass die DVT deutlich genauer in der Erkennung von Karies ist als die intraoralen Sensoren⁽⁷³⁾.

Dem gegenüber steht eine Studie von *KAYIPMAZ et al.*. Auch hier wurden digitale intraorale Sensoren (Phosphorspeicherplatte) mit einem DVT verglichen. Die Analyse von insgesamt 72 menschlichen Seitenzähnen ließ keinen signifikanten Unterschied für die Erkennung von Approximalkaries erkennen, jedoch war die DVT bei der Erkennung von Okklusalkaries überlegen⁽⁷⁴⁾.

Abweichend von diesen Ergebnissen kamen *RATHORE et al.* bei einer Untersuchung von 60 menschlichen Seitenzähnen zu dem Ergebnis, dass das verwendete DVT nicht signifikant besser in der Darstellung von Okklusalkaries war, als die intraoralen Vergleichsgeräte (Sensor der Firma Planmeca und Phosphorspeicherplatte)⁽⁷⁵⁾.

Bei der Erkennung von Karies unter Restaurationen erwies sich die DVT überlegen

gegenüber intraoralen angewandten Techniken. Dies zeigten die Arbeiten von *CHARUAKKRA et al.* und *MURAT et al.* . Hier erzielte das dreidimensionale Verfahren sowohl in der Darstellung von approximal- als auch bukkal liegender Karies unter Restaurationen bessere Ergebnisse^(76, 77).

SCHULZE et al. weisen jedoch auch darauf hin, dass es in Nachbarschaft von Metallrestaurationen zu Artefakten kommen kann, welche in der klinischen Anwendung die proximale Kariesdiagnostik unmöglich machen können. Die Anwendung zur Kariesdiagnostik im approximalen Bereich ist jedoch, auch wenn keine Artefakte vorhanden sind, limitiert, da sie gegenüber dem zweidimensionalen Verfahren keinen diagnostischen Mehrwert haben^(74, 78, 79).

1.3.4 DVT in der zahnärztlichen Chirurgie

Die häufigste Anwendung in der chirurgischen Praxis findet die DVT bei der chirurgischen Extraktion von dritten Molaren und verlagerten Zähnen, in der Darstellung des Nervus alveolaris inferior, der Implantatplanung, der Evaluierung von Zysten und Tumoren, der Frakturdiagnostik, der kieferchirurgischen Planung und der Verlaufskontrolle, bei entzündlichen Erkrankungen der Kiefer und der Kieferhöhlen, bei der Bewertung der Kiefergelenke und als Hilfsmittel bei der Diagnose unerklärbarer Schmerzsymptomaten^(33, 37, 54, 80).

Eine CT/DVT-Diagnostik kann allerdings indiziert sein, wenn in der zweidimensionalen röntgenologischen Untersuchung Hinweise auf eine unmittelbare Lagebeziehung zu Risikostrukturen vorhanden sind, Überlagerungen eine räumliche Zuordnung verhindern (z.B. multiple Zahnretentionen) und aus Sicht des Behandlers weitere Informationen für die Aufklärung, Planung, Therapie oder für die intraoperative Orientierung erforderlich sind⁽⁷⁸⁾.

In einer Vielzahl von Studien verglich man Panoramaschichtaufnahme und DVT in deren Möglichkeiten der Darstellung von unteren dritten Molaren und ihrer Lage bezüglich des Nervus alveolaris inferior⁽⁸¹⁻⁸⁴⁾. Die Untersuchenden zeigten sich einig darin, dass die DVT Vorteile in der Abklärung der bucco-lingualen Position des Nervengangs zusammen mit anderen relevanten Faktoren, wie einer komplexen Wurzelmorphologie, bietet. Auch eine Richtlinie der Europäischen Kommission zur dentalen DVT besagt: „Wo konventionelle Röntgenaufnahmen auf eine direkte

Lagebeziehung zwischen unteren dritten Molaren und dem Mandibularkanal deuten und eine Entscheidung hin zur chirurgischen Entfernung getroffen wurde, kann ein DVT indiziert sein.“⁽⁸⁵⁾.

1.3.5 DVT in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie

DE VOS *et al.* untersuchten in einer retrospektiven Studie der Literatur unter anderem die Häufigkeit von beschriebenen klinischen Anwendungen der DVT. Der Untersuchungszeitraum erstreckte sich von 1998 - 2007, wobei 86 Artikel die Suchkriterien erfüllten. 35 Artikel bezogen sich auf den Einsatz der DVT in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie (MKG-Chirurgie)⁽⁸⁶⁾. Diese setzten sich wie folgt zusammen:

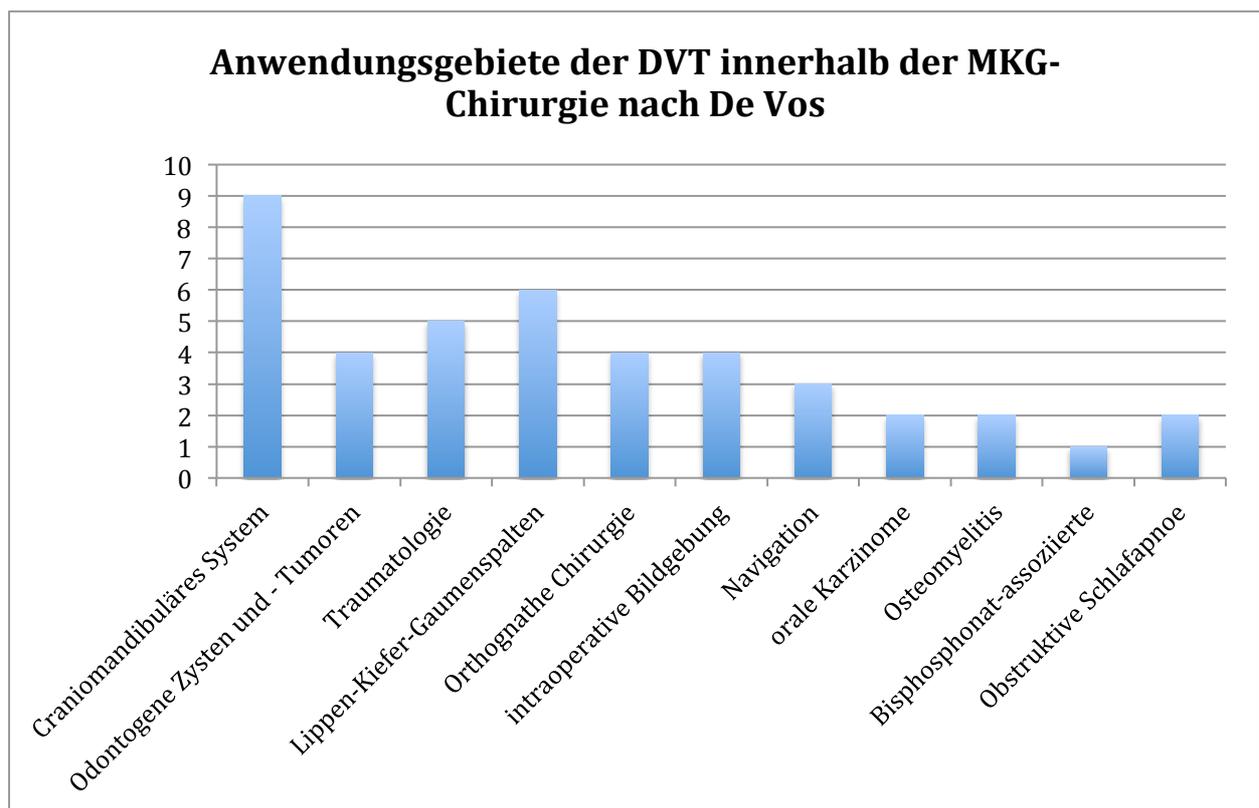


Abbildung 1.1 Zusammensetzung der DVT-Anwendungsgebiete innerhalb der MKG-Chirurgie nach De Vos

Die Bildgebung von Frakturen innerhalb des maxillofazialen Komplexes wurde von Shintaku *et al.* retrospektiv untersucht⁽⁸⁷⁾. Der Autor kam zu dem Schluss, dass, sofern detailliertere Informationen benötigt würden, als von einer konventionellen Röntgenaufnahme geliefert werden, eine DVT-Aufnahme zu erwägen ist.

Gleichfalls tätigten zuvor *SCHOEN et al.* die Aussage: „Wenn Röntgenaufnahmen den Grad der Verlagerung, die Art der Fraktur oder den Grad der Verkleinerung, wie bei Frakturen des Gelenkfortsatzes, nicht eindeutig zeigen können, so sind CT oder DVT indiziert.“⁽⁸⁸⁾.

Schließlich empfiehlt auch die Europäische Kommission 2012 die Nutzung der DVT für Frakturen, bei denen eine dreidimensionale Betrachtung ohne detaillierte Weichgewebstdarstellung als erforderlich erachtet wird und nennt das Verfahren als Alternative zur strahlungsintensiveren Multislice-CT (MSCT)⁽⁸⁵⁾.

KAEPPLER et al. untersuchten in einer klinischen Studie 164 Patienten mit Verdacht auf Unterkieferfraktur. Zunächst erfolgte eine klinische Untersuchung und die Anfertigung einer konventionellen Röntgenaufnahme, d. h. einer PSA. Sofern sich positive Befunde ergaben, wurden auch DVT-Aufnahmen angefertigt. Durch den Einsatz der DVT konnten zusätzliche 17,75 % Frakturen und nochmals zusätzliche 14,72 % Haarfrakturen diagnostiziert werden, was letztlich in 9,52 % der Fälle zu einer Änderung der Behandlungsplanung führte⁽⁸⁹⁾.

Auch *AHMAD et al.* beschreiben eine Vielzahl von Indikationen für die CBCT bei pathologischen Knochenveränderungen⁽⁸⁰⁾. So zeigt das Verfahren in der Diagnostik der bisphosphonatassoziierten Kiefernekrose Vorteile. Die dreidimensionale Darstellung des nekrotischen Gewebes liefert Informationen zu Knochendestruktionen, Sklerosen, der Größe und Lokalisation von Sequestern, sowie reaktiven Vorgängen des Periosts^(54, 90, 91).

SCHULZE et al. sehen auch für durch Osteomyelitis bedingte Veränderungen eine Indikation zur Darstellung mittels DVT, da diese die Läsion in ihrer Ausdehnung und Beziehung zu anderen anatomischen Strukturen ausreichend darstellt⁽⁹²⁾.

Weiterhin bietet die DVT Vorteile in der Beurteilung von invasiv in den Knochen wachsenden malignen Weichgewebsveränderungen gegenüber der Panoramaschichtaufnahme⁽⁹³⁾ und ähnlich gute Werte im Vergleich zu Magnetresonanztomographie⁽⁹⁴⁾ oder Multislice-CT bzw. Einzelphotonen-Emissionscomputertomographie (SPECT)⁽⁹⁵⁾.

1.3.6 DVT in der Implantologie

In der Implantologie findet die DVT ihre Hauptanwendung in der Diagnostik und der Planung von Insertionen. Zur Beurteilung des potentiellen Implantationsgebietes benötigt der Operateur Informationen über das Knochenvolumen, die Qualität des Knochens, die Lage und die Beziehungen zu umliegenden anatomisch wichtigen Strukturen, wie bspw. Nerven, Blutgefäßen, Wurzeln, den Nasenboden und Kieferhöhlen⁽⁹⁶⁾. Es ist unbestritten, dass die DVT in ihren Möglichkeiten der Darstellung von anatomischen Strukturen ein ideales Werkzeug in der Implantatplanung darstellt⁽⁵⁴⁾. Eine Vielzahl von Arbeiten unterstreicht diese Aussage mit Untersuchungen zur präimplantären Diagnostik durch die DVT für den Ober- und auch den Unterkiefer⁽⁹⁷⁻¹⁰⁰⁾. *RUHLAND-CORREA et al.* verglichen die für eine präoperative Implantatplanung von 71 Patienten angefertigten digitalen Panoramaschichtaufnahmen mit ebenfalls angefertigten DVT-Aufnahmen. Die Auswertung erfolgte durch drei Untersucher unterschiedlicher ärztlicher Fachrichtungen, alle mit Erfahrung in der radiologischen Implantatplanung. Es zeigte sich, dass für die dreidimensionale Bildgebung in den meisten Fällen die Länge und auch der Durchmesser der geplanten Implantate bei Betrachtung der DVT-Aufnahme kleiner ausfiel⁽¹⁰¹⁾. Weniger sinnvoll erscheint die Anwendung der DVT in der Kontrolle der Osseointegration gesetzter Implantate, denn auch hier sind metallbedingte Artefakte ein Problem⁽¹⁰²⁾. So zeigt sich die konventionelle Einzelbildaufnahme in der Beurteilung der periimplantären Verhältnisse der DVT überlegen⁽¹⁰³⁾.

Trotz vieler Vorteile gilt die digitale Volumentomographie speziell in Europa nicht als „Gold-Standard“ in der Planung von Implantaten, sondern wird vielmehr als ein zusätzliches Aufnahmeverfahren bei schwierigen anatomischen Verhältnissen angesehen. So beschreibt die European Association of Osseointegration in den „consensus guidelines 2011“, dass, sofern „...konventionelle Röntgenaufnahmen die relevanten anatomischen Grenzen und ausreichend Knochenhöhe und – Volumen darstellen, keine zusätzlichen Aufnahmen benötigt werden.“⁽⁹⁶⁾. Dem gegenüber steht ein Positionspapier der American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology (AAOMR). Die Autoren vertreten die Meinung, dass die DVT das bildgebende Mittel der Wahl zur Gewinnung von Informationen für sämtliche Implantationsgebiete sei⁽¹⁰⁴⁾.

1.3.7 DVT in der Kieferorthopädie

Die klinische Anwendung der DVT in der Kieferorthopädie besitzt ein weites Spektrum, welches sich stetig zu erweitern scheint⁽¹⁰⁵⁾.

In einer systematischen Analyse der aktuellen Literatur zur klinischen Anwendung der DVT in der Kieferorthopädie konnten *van VLIJMEN et al.* 50 Artikel, welche deren Einschlusskriterien entsprachen, auswerten⁽¹⁰⁶⁾. Die darin beschriebenen Anwendungsgebiete bezogen sich auf:

- Temporäre Verankerungsmöglichkeiten
- Kombination von kieferorthopädischer und chirurgischer Behandlungsplanung
- Betrachtungen der Atemwege
- Wurzelresorptionen
- Betrachtung impaktierter Zähne
- Lippen-, Kiefer- und Gaumenspalten

In der Literatur findet sich eine weitgehende Übereinstimmung darin, dass DVT-Aufnahmen im Vergleich zu konventionellen lateralen^(32, 107-110) sowie posterior-anterioren Kephalogrammen und Panoramaschichtaufnahmen bezüglich der Identifikation von Referenzpunkten und Messgenauigkeit, genauer erscheinen⁽¹¹¹⁾.

Auch *ROSSINI et al.* kamen bei ihrer Analyse der betreffenden aktuellen Literatur zu diesem Ergebnis. Sie unterstrichen jedoch, dass es an einem methodischen Standard zur Beurteilung der Effektivität der DVT mangelt⁽¹¹²⁾.

ALQERBAN et al. verglichen die diagnostische Genauigkeit einer zweidimensionalen konventionellen Panoramaschichtaufnahme mit derer zweier verschiedener DVT-Geräte bezüglich der Lokalisation von impaktierten Eckzähnen und der Detektion von eckzahnbedingten Wurzelresorptionen oberer Schneidezähne. Bei jedem Patienten wurde eine konventionelle und eine DVT-Aufnahme erstellt, welche anschließend von 11 Betrachtern ausgewertet wurden. Für die DVT konnte festgestellt werden, dass in beiden Fragestellungen eine höhere Sensitivität o.g. Fragestellung vorlag⁽¹¹³⁾.

Die Untersuchung von *HANEY et al.* zur Planung der Behandlung von impaktierten Eckzähnen anhand von 2D-Röntgenaufnahmen und DVT-Aufnahmen ergab für 27% der untersuchten Fälle eine andere Behandlungsplanung. Die Autoren schlussfolgerten,

dass dreidimensionale Aufnahmen die Diagnostik und Behandlungsplanung verbessern könnten und somit auch zu einer erfolgreicherer Behandlung führen würden⁽¹¹⁴⁾.

SCHENDEL et al. simulierten bei 23 Patienten, welche eine kieferchirurgische Behandlung erhalten sollten, die postoperativen Ergebnisse. Hierfür wurden sowohl prä- als auch postoperativ jeweils eine DVT-Aufnahme und ein fotografischer Gesichtsscan angefertigt. Mit Hilfe des präoperativen Datensatzes erfolgte die Simulation der Auswirkungen auf die Weichgewebe der Patienten. Die 6 Monate nach erfolgter Operation angefertigten Aufnahmen wurden auf die Simulationsdaten projiziert und anhand von 18 festgelegten Referenzpunkten miteinander verglichen. Es resultierte für 15 Punkte eine Abweichung unter 0,5 mm für die erwarteten Veränderungen und lediglich bei 3 Punkten eine Abweichung von mehr als 0,5 mm. Die Untersucher schlossen daraus, dass der routinemäßige Einsatz für die Abschätzung von Weichgewebsveränderungen angezeigt ist⁽¹¹⁵⁾.

Eine dreidimensionale Darstellung von Spaltläsionen im nasoalveolaren Bereich ermöglicht es laut *PÁLHÁZI et al.* computergestützt Operationen zu planen. Diese Planung sei imstande, anatomisch präzise virtuelle Modelle zu erstellen. Obwohl die Übertragung dieser Modelle in Aufbaumaterialien noch nicht vollständig automatisiert ist, erscheint die Visualisierung in realer Größe während des Verschlusses dennoch sinnvoll⁽¹¹⁶⁾.

Der Einsatz der DVT wird auch an anderer Stelle in der Literatur kontrovers diskutiert. So beschreibt bspw. die American Association of Orthodontists (AAO), „dass es klinische Situationen gibt, in denen eine DVT-Aufnahme von Nutzen sein kann, der Gebrauch dieser Technologie im routinemäßigen Einsatz in der kieferorthopädischen Radiologie jedoch nicht erforderlich ist“ (AAO Resolution 26-10H, 2010)⁽³¹⁾.

Laut Deutscher Gesellschaft für Kieferorthopädie (DGKFO) stellt die 3D-Bildgebung „... unter Zugrundelegung der geforderten ‘rechtfertigenden Indikation (Anmerkung des Autors: nach § 4 (2) der Strahlenschutzverordnung⁽¹¹⁷⁾ bzw. § 2a der Röntgenverordnung⁽¹¹⁸⁾), zweifelsohne eine effiziente röntgenologische Untersuchungsmethode mit vielfältigen diagnostischen Möglichkeiten dar, die auch in der Kieferorthopädie genutzt werden sollte. Der standardmäßige Einsatz in der täglichen kieferorthopädischen Praxis und damit die Ablösung der konventionellen digitalen Röntgendarstellungen der Kiefer und des Gesichtsschädels (PSA, Fernröntgenseitenbild (FRS)) steht derzeit angesichts der höheren Strahlenexposition, der hohen Investitionskosten und der bislang fehlenden abrechnungstechnischen

Regelungen mit der GKV (gesetzlichen Krankenversicherung) trotz der genannten Vorzüge nicht zur Diskussion.“⁽¹¹⁹⁾

LARSON stellte die Hypothese auf, dass die DVT die konventionelle Fernröntgenseitenaufnahme bei Patienten mit umfassendem Behandlungsbedarf ersetzt habe⁽¹²⁰⁾.

SMITH *et al.* fanden bei einer Befragung unter den Leitenden von kieferorthopädischen Weiterbildungsprogrammen heraus, dass innerhalb der Ausbildung bereits bei 18,2 % der Befragten die DVT für die Diagnostik eines jeden Patienten angewandt wird⁽¹²¹⁾.

1.4 Strahlenhygiene

1.4.1 Strahlenbelastung der DVT

Für die im vorangegangenen Abschnitt dargestellten Anwendungsgebiete der DVT kommen eine Vielzahl von Autoren zu dem Schluss, dass die mit der Aufnahme verbundene höhere Strahlenbelastung in Abwägung zum Nutzen für den Patienten kritisch betrachtet werden muss^(31, 54, 55, 62, 64, 70, 78, 85, 96, 111).

Die effektive Dosis E als Maß der Strahlenbelastung gilt hier als der gebräuchlichste Wert. Dieser Wert errechnet sich aus der Summe der durchschnittlichen Organdosen multipliziert mit spezifischen Strahlungswichtungsfaktoren. Die Ergebnisse werden addiert und summieren sich zur effektiven Dosis auf^(117, 122). Experimentell wird die effektive Dosis oft unter Zuhilfenahme spezieller anthropomorpher Phantome ermittelt. Diese repräsentieren bezüglich der Form und der Massenschwächungskoeffizienten für Röntgenstrahlung einen durchschnittlichen Mann mit 75kg Körpergewicht⁽¹²³⁾. Eine Reihe von Studien untersuchte die durch die zahnärztliche DVT verursachte effektive Dosis unter Verwendung verschiedener Dosimeter und den genannten Phantomen⁽¹²⁴⁻¹²⁹⁾.

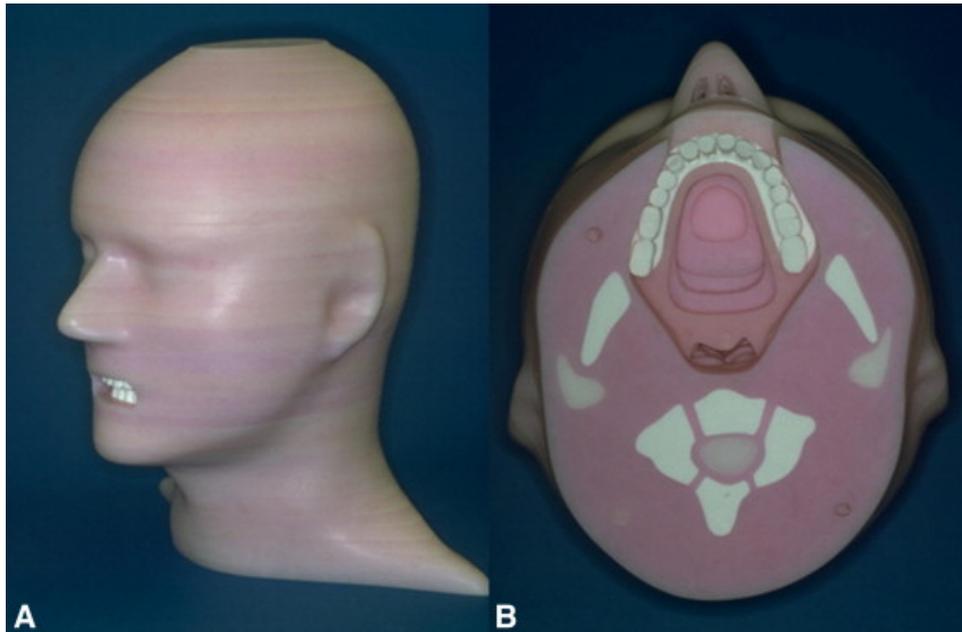


Abbildung 1.2 Anthropomorphes Phantom ⁽¹²⁹⁾

Die im Folgenden aufgeführten Untersuchungen sollen einen Überblick über die bisher ermittelten effektiven Dosen verschieden großer Aufnahmeprotokolle liefern:

LUDLOW und IVANOVIC führten bereits 2008 eine Untersuchung an 8 DVT-Geräten durch. Sie errechneten anhand der Gewebewichtungsfaktoren der Publikation 103 der ICRP (International Commission on Radiological Protection) aus 2007 die effektiven Dosen für die verschiedenen Geräte und Field of View. Die FoV waren hier unterteilt in small = „sphärischer Durchmesser oder Zylinderhöhe von 10 cm oder weniger“, medium = „sphärisches Volumen oder Zylinderhöhe größer als 10 cm bis hin zu 15 cm“ und large = „sphärischer Durchmesser oder Zylinderhöhe größer als 15 cm“ ⁽¹²⁴⁾. Die Ergebnisse dieser Untersuchung sind in 1.2 zusammen gefasst.

Tabelle 1.2 Übersicht zu von *LUDLOW und IVANOVIC* ermittelten effektiven Dosen

Field of View	effektive Dosis in μSv
large	68 - 1073
medium	69 - 560
small	189 - 652

In einer von *ROTTKE et al.* veröffentlichten Studie wurden die effektiven Dosen für insgesamt 10 DVT-Geräte ermittelt. Für die Messung der Dosiswerte nutzte man 48 Themolumineszenzdosimeter (TLD`s) an 24 verschiedenen Positionen innerhalb eines RANDO® - Phantoms (The Phantom Laboratory, Salem, NY), welche nach ICRP 103⁽¹³⁰⁾ in die effektive Dosis umgerechnet wurden. Für die zu untersuchenden Geräte erfolgten die Messungen jeweils unter Einstellung der kleinstmöglichen Expositionsparameter sowie Parametern mit größtmöglicher Exposition⁽¹³¹⁾. Es ergaben sich effektive Dosen zwischen 17 µSv – 396 µSv. Die durchschnittliche effektive Dosis bei kleinstmöglichen Expositionsparametern betrug 36 µSv gegenüber 212 µSv bei größtmöglicher Exposition.

PAUWELS et al. ermittelten für insgesamt 14 DVT-Geräte die Organdosen verschieden großer Aufnahmebereiche – sog. Field of View (FoV). Aus den ermittelten Werten wurde mittels Gewebewichtungsfaktoren (nach ICRP 103) die effektive Dosis für das jeweilige Gerät und Field of View – Protokoll errechnet. Die Protokolle waren unterteilt in large = „maxillofacial“, medium = „dentoalveolar or single jaw“ und small = „localised“⁽¹²³⁾. Tabelle 1.1 gibt einen Überblick zu den Ergebnissen von *PAUWELS et al.* .

Tabelle 1.1 Übersicht zu von *PAUWELS et al.* ermittelten effektiven Dosen

Field of View	effektive Dosis in µSv
large	68 - 368
medium	28 - 265
small	19 - 44

In einer 2013 von *LUDLOW* und *WALKER* veröffentlichten Untersuchung konnten erheblich reduzierte Strahlenbelastungen festgestellt werden. Betrachtet wurde das i-CAT FLX (Imaging Sciences, Hatfield, PA), wobei hier die anfallenden Einzeldosen durch optisch stimulierte Dosimeter (OLD) erfasst wurden. Es wurden für kephalometrische Aufnahmen im Protokoll QuickScan+ bzw. bei Standardprotokollen mit einem FoV von 16 x 13 cm Werte von 11 – 85 µSv für das Phantom erwachsener Patienten, so wie 18 – 120 µSv für ein kindliches Phantom, ermittelt. Die Autoren betonen, dass für Aufnahmen von Kindern im Durchschnitt um 36 % höhere Strahlendosen anfallen und empfehlen daher die Anwendung des QuickScan+ -

Protokolls. Für diesen Aufnahme-modus ergab sich eine effektive Dosis von lediglich 18 μSv , was im Vergleich zu herkömmlichen zweidimensionalen Aufnahmen eine Reduktion der Strahlendosis darstellt⁽¹³²⁾.

PAUWELS et al. betrachten die in dieser Art Studien ermittelten Werte als kaum vergleichbar, da unterschiedliche Phantome verwendet wurden und sowohl Positionierung als auch Anzahl der Dosimeter an den verschiedenen Organen variierten, was letztlich zu ungenauen und nicht reproduzierbaren Werten für Organdosen und daraus resultierenden effektiven Dosen führe⁽¹²³⁾. Auch *DE VOS et al.* kritisierten die mangelhafte Transparenz und Vergleichbarkeit innerhalb der von ihnen untersuchten Literatur und forderten für zukünftige Studien ein Offenlegen aller verwendeten Einstellungen bzw. eine Standardisierung der Geräteparameter. Als Ergebnis ihrer Arbeit schlugen sie einen 20 Punkte umfassenden Parameter-Katalog zur besseren Vergleichbarkeit vor, wobei auch die von der ICRP veröffentlichten Gewebewichtungsfaktoren (2007⁽¹³⁰⁾) in den Ergebnissen zu berücksichtigen seien⁽⁸⁶⁾. Grundsätzlich ist für die Vergleichbarkeit von Dosimetriewerten die Angabe der Unsicherheiten erforderlich. Im in Frage kommenden Dosisbereich liegt diese für TLD relativ bei 50 % und bei der Nutzung optisch stimulierter Dosimeter (OSL) bei 25 %⁽¹³³⁾.

1.4.2 Beeinflussung der Strahlenbelastung durch Geräteparameter

Durch die unter 1.4.1 gezeigten Untersuchungsergebnisse zur effektiven Dosis wird deutlich, dass eine Vielzahl von Variablen die letztlich resultierende Strahlenbelastung beeinflussen und es somit nur sehr eingeschränkt möglich ist, die Geräte diesbezüglich miteinander zu vergleichen⁽¹³⁴⁾.

Ein häufig angeführter Parameter ist das Aufnahmevolumen bzw. FoV. Der Schluss, ein größeres Volumen bringe automatisch eine größere Strahlenbelastung mit sich, erscheint zunächst logisch, ist jedoch nicht zu verallgemeinern.

So wiesen *PAUWELS et al.* einen Anstieg der effektiven Dosis bei zunehmender Größe des FoV nach, jedoch variierten Geräteparameter wie Röhrenspannung und – Stromstärke der einzelnen Geräte. Zu Parametern wie Auflösung und Position des Phantoms traf man keine Aussagen⁽¹²³⁾.

Besser vergleichbar erscheinen die Ergebnisse von *SCHILLING et al.* . Untersucht wurden das KaVo 3D eXam[®] (Gerät 1) sowie das KaVo Pan eXam Plus 3D[®] (Gerät 2) mit unterschiedlichen FoV und Voxelgrößen (Grösse eines Bildpunktes im dreidimensionalen Raum), wobei Röhrenspannung und –stromstärke des jeweiligen Geräts unverändert blieben⁽¹³⁵⁾.

Tabelle 1.4 Übersicht zu effektiven Dosen bezogen auf variierende FoV nach *SCHILLING et al.*

Gerät	Messung	FoV (cm)	Voxelgröße (mm)	effektive Dosis in μSv (nach ICRP 103)
1	1	16 x 4 mandible	0,3	37,7
1	2	16 x 4 maxilla	0,3	32,8
1	3	16 x 8	0,3	44,5
1	4	16 x 13	0,3	106,7
1	5	23 x 17	0,4	72
2	1	6,1 x 4,1 mandible	0,2	49,3
2	2	6,1 x 4,1 maxilla	0,2	40,2
2	3	6,4 x 7,8 mandible	0,2	183,7
2	4	6,4 x 7,8 maxilla	0,2	124,9

Die Tabelle 1.4 dokumentiert den Anstieg der effektiven Dosis in Verbindung mit größer werdenden FoV bei gleich bleibender Voxelgröße.

Auch die Voxelgröße hat erheblichen Einfluss auf die resultierende effektive Dosis. Dies wird besonders bei Gerät 1 Messung 5 deutlich. Das größte untersuchte Aufnahmevolumen zeigte mit einer um 0,1 mm erhöhten Voxelgröße eine effektive Dosis von 72,0 μSv . Für das gleiche Gerät erhielt man in Messung 4 einen höheren Wert von nun 106,7 μSv , wobei FoV und Voxelgröße kleiner waren. Ein Beleg dafür, dass große Volumina nicht zwangsläufig höhere Strahlendosen verursachen.

Der Vergleich gleich großer Volumina an unterschiedlichen „regions of interest“ (ROI; hier: mandible & maxilla) hebt jedoch auch die Bedeutung der Positionierung hervor. Die höhere Strahlenbelastung bei Aufnahmen des Unterkiefers wird maßgeblich der geringeren Entfernung zur Glandula Thyroidea zugeschrieben⁽¹³⁵⁾.

LUDLOW zeigte 2009, dass bei zylindrischen FoV's über die Positionierung hinaus auch die Neigung des Kopfes Einfluss auf die effektive Dosis besitzt. Die Messungen ergaben für eine um 10° abweichende Neigung der Frankfurter Horizontale einen Anstieg der Strahlendosis an der Schilddrüse um 92 %⁽¹³⁶⁾.

LOUBELE *et al.* machten weiterhin auf den Einfluss der Bestrahlungsdauer aufmerksam. Eine Verbesserung der Auflösung korreliert mit einer längeren Dauer der Strahlenexposition und folglich einer damit verbundenen höheren effektiven Dosis. Dies zeigten sie anhand des i-CAT[®], für welches bei gleich bleibendem FoV, jedoch veränderter Bestrahlungsdauer, effektive Dosen von 48 µSv bzw. 77 µSv ermittelt wurden. Das ebenfalls untersuchte Accuitomo 3D[®] erwies sich im Vergleich bei bestimmten Fragestellungen kleiner FoV's als am wenigsten strahlungsintensives Gerät. Für Fragestellungen, welche ein großes FoV benötigen, würde das Gerät jedoch nachteilig sein, da eine Vielzahl kleiner Aufnahmen erstellt werden müssten, welche anschließend zu einer großen Aufnahme verrechnet würden. Die Summation der Dosen ergab gegenüber einer Aufnahme mit nur einem großen FoV höhere Strahlenbelastungen⁽¹³⁷⁾.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass die genannten Autoren sich der Problematik der äußerst schlechten Vergleichbarkeit der verschiedenen DVT-Systeme bewusst sind, da sich die Versuchsaufbauten und auch die Geräteparameter oft beträchtlich voneinander unterscheiden. Viele Autoren fordern daher eine Standardisierung der Versuche, um möglichst viele Variablen auszuschalten.

Weiterhin zeigten die Autoren sich einig darüber, dass bei jeder DVT-Aufnahme stets das ALARA-Prinzip eingehalten werden muss. Gemäß des ALARA-Prinzips (As Low As Reasonably Achievable) ist bei jeder strahlenbelastenden Untersuchung die Methode zu wählen, die bei ausreichender diagnostischer Sicherheit die geringste Belastung für den Patienten bietet. Dieser Grundsatz ist auch in den EURATOM-Richtlinien festgelegt, die in Deutschland in der Röntgenverordnung umgesetzt sind^(118, 138).

1.4.3 Strahlenbelastung der DVT im Vergleich zur dreidimensionalen CT

Auch der Vergleich dieser beiden Gerätetypen fällt schwer, denn die unterschiedlichen Geräteparameter und Versuchsaufbauten beeinflussen die erzielten Strahlungswerte erheblich. Dennoch gilt es als erwiesen, dass bei der DVT im Vergleich zur CT, für die Patienten niedrigere Dosen anfallen^(127, 139).

LUDLOW und IVANOVIC beschreiben in ihrer Arbeit eine 1,5 bis 12,3fach höhere effektive Dosis bei der konventionellen CT gegenüber der DVT⁽¹²⁴⁾. Auch *LOUBELE et al.* beschreiben für CT-Aufnahmen des gesamten Kopfes Werte, welche bis zu 15,9fach höher waren, als entsprechende DVT-Aufnahmen⁽¹³⁷⁾. *Silva et al.* nennen Werte von 61,1 µSv für die DVT (i-CAT bei FoV 13 cm) und 429,7 µSv (Somatom Sensation 64 bei FoV 10 cm)⁽¹²⁵⁾.

Trotz der offenkundigen Vorteile der DVT in Bezug auf niedrigere Strahlenbelastungen für Patienten beschreiben *HOFMANN et al.* für CT-Geräte gemessene Organdosen, welche sich im Mittel der Werte vergleichener DVT-Geräte befinden. Diese Werte wurden durch eine Reduktion von Röhrenspannung und –strom erzielt, was jedoch zu einer deutlich schlechteren Bildqualität gegenüber sämtlicher untersuchter DVT-Geräte führte⁽¹⁴⁰⁾.

1.5 Digitale dreidimensionale Aufnahmen des Gesichts - Face Scan

Nach *PLOOIJ et al.* bilden die Weichgewebe des Gesichts, der knöchernen Schädel und die Zähne eine Triade innerhalb der kombinierten kieferorthopädisch-kieferchirurgischen Behandlung⁽¹⁴¹⁾. Grundlegend für die Planung jeglicher kieferorthopädischer Behandlung sind detaillierte Informationen zu diesen Strukturen. Die klinische Routine einer Behandlung beinhaltet zunächst eine dreidimensionale Kiefermodellanalyse, einen zweidimensionalen Röntgenbefund aus Orthopantomogramm (OPT) und Fernröntgenseitenbild und eine zweidimensionale Photostatanalyse. In der Synthese ergibt sich ein Befund aus dreidimensionalen Abweichungen vom Durchschnitt. Dieser bildet die Grundlage für eine kieferorthopädische und / oder kieferchirurgische Behandlung⁽¹⁴²⁾. Neben den konventionellen röntgenologischen Verfahren etablierte sich innerhalb des letzten Jahrzehnts zunehmend die Digitale Volumetomographie⁽¹⁴³⁾. Allerdings treten bei der Darstellung der Gesichtsoberfläche anhand von DVT-Daten häufig Artefakte auf⁽¹⁴⁴⁾, was auch für die dentalen Oberflächen gilt⁽¹⁴⁵⁾. Folglich sind Kiefermodelle und photometrische Aufnahmen nach wie vor unverzichtbar. Zur Weiterentwicklung der Photostatanalyse wurden in den letzten Jahren verschiedene Techniken der optischen Oberflächenerfassung entwickelt und eingesetzt. Zu erwähnen sind hier unter anderem die faciale Morphometrie, die 3D-Ultraschallsonographie, das 3D-Video-Imaging-System, die Stereofotogrammetrie und das Oberflächen-Scanner-System⁽¹⁴²⁾.

Diese Aufnahmen ermöglichen die Betrachtung des menschlichen Gesichts im dreidimensionalen Raum mit einer Vielzahl nützlicher Anwendungen, welche von der Vermessung aller ästhetischen Gesichtsmaße für die kieferorthopädische Diagnose bis hin zur Beurteilung des kraniofazialen Wachstums und der Entwicklung reichen⁽¹⁴⁶⁾. Weiterhin ist es möglich, die Ergebnisse von medizinischen Eingriffen durch den Vergleich der prä- und postoperativ erstellten Aufnahmen beurteilen zu können^(144, 147). Die Unterschiede werden mittels Farbskala oder Distanzkarte visualisiert. Auf diese Weise können die Ergebnisse chirurgischer und nicht-chirurgischer Behandlungen quantitativ und objektiv ausgewertet werden. Andere nützliche Anwendungen im Vergleich verschiedener 3D-Fotografien sind die Beurteilung von verschiedenen Arten von Schwellungen im Laufe der Zeit (z.B. Phlegmone, Abszess, Tumorwachstum), das Betrachten von Wachstumsveränderungen im Querschnitt, sowie die Möglichkeit der Einrichtung von Datenbanken der Bevölkerungsnorm⁽¹⁴⁸⁾.

Außerdem ist es möglich, diese Aufnahmen mit vorhandenen DVT- oder CT-Datensätzen zu kombinieren bzw. sie miteinander zu verrechnen und somit eine virtuelle Ansicht des Gesichts einschließlich der knöchernen Strukturen mittels Computertechnik zu generieren.

NAUDI et al. nennen für den als „image fusion“ bezeichneten Prozess des Kombinierens verschiedener Bilddaten Abweichungen von 0,4 mm für Fotografien, welche simultan zur DVT-Aufnahme angefertigt wurden. Bei zu einem späteren Zeitpunkt erstellten Fotografien (30 Minuten) benennen sie Werte von 0,3 - 0,9 mm⁽¹⁴⁹⁾.

SCHENDEL und JACOBSON bezeichnen die fusionierten Aufnahmen eines Patienten als „patientenspezifische anatomische Rekonstruktion“. Diese virtuelle Rekonstruktion kann nun untersucht und für die Entwicklung und Simulation von Behandlungsprotokollen genutzt werden⁽¹⁵⁰⁾. Es würden verbesserte Operationsergebnisse unter vorheriger Verwendung der virtuellen Realität erzielt, da es in Folge zu einer höheren Genauigkeit und weniger Komplikationen käme. Die computerbasierte Simulation chirurgischer Eingriffe besitzt gleichfalls einen nachgewiesenen Nutzen in der Lehre, da chirurgische Fähigkeiten geübt werden können und eine objektive Auswertung möglich ist. Darüber hinaus besteht die Möglichkeit, einer Vielzahl von Nutzern die Daten über das Internet zugänglich zu machen und somit auch andere Fachleute, welche an der Behandlung beteiligt sind, in die Planung zu involvieren⁽¹⁵¹⁾.

2. Fragestellung

Seit der Einführung der digitalen Volumentomografie in die dentale Röntgendiagnostik findet diese Technik auch innerhalb der Kieferorthopädie zunehmend Anwendung. Ein in kieferorthopädischen Praxen häufig genutztes Gerät besitzt ein sphärisches FoV von $r = 75$ mm, wobei es keinerlei Informationen dazu gibt, ob dieses Aufnahmevolumen imstande ist sämtliche für eine kephalometrische Diagnostik benötigten Referenzpunkte zu erfassen. Auch zum Nutzen eines zusätzlich zur eigentlichen DVT angewandten Facial Scans, sowie zu einer nach Möglichkeit idealen Positionierung des Patienten im Gerät, gibt es keine validen Daten.

Mit der vorliegenden Untersuchung sollen demnach folgende Hypothesen überprüft werden:

1. Mit einem sphärischen FoV ($r = 75$ mm) können die für eine 3D-Kephalometrie benötigten kieferorthopädischen Referenzpunkte nicht allesamt erfasst werden.
2. Durch den zusätzlichem Einsatz eines sogenannten „Facial Scan“ kann der prozentuale Zuwachs an knöchernen Referenzpunkten im dorsalen Schädelbereich signifikant erhöht werden.
3. Das erforderliche Field of View zur Darstellung der benötigten Referenzpunkte ist bei männlichen Patienten signifikant größer als bei weiblichen Patienten.
4. Das erforderliche Field of View für eine 3D-Kephalometrie weist zwischen unterschiedlichen Altersgruppen signifikante Unterschiede auf.
5. Es ist möglich den optimalen Mittelpunkt eines sphärischen Field of View aus einer begrenzten Zahl (≤ 6) gleicher kieferorthopädisch relevanter Referenzpunkte zu bestimmen.
6. Der absolute und relative Messfehler der eingesetzten Methode zur Erfassung der individuellen Field of Views ist klinisch hinreichend gering.

3. Methodik

3.1 Allgemeine Methoden

In der Kieferorthopädie ist die kephalometrische Analyse eines der grundlegenden Instrumente zur Vorbereitung einer Therapie. Hierzu wird ein Fernröntgenseitenbild angefertigt, welches über das Vermessen von Winkeln und Strecken zwischen festgelegten Referenzpunkten einen wichtigen Anteil zur Planung der weiteren Behandlung beiträgt. Eine Weiterentwicklung und Verbesserung dieser Analyse stellt die 3D-Kephalometrie dar, da hier „kaum Projektions- und Überlagerungseffekte auftreten“⁽¹⁵²⁾.

Diese Arbeit hat das Ziel, zu überprüfen, inwiefern ein kugelförmiges bzw. sphärisches Aufnahmevolumen, das so genannte Field of View, mit einem definierten Durchmesser von $r = 75$ mm die für eine 3D-Kephalometrie notwendigen Schädelpunkte erfasst und wie groß der Zuwachs an messbaren knöchernen Referenzpunkten im dorsalen Schädelbereich ist, wenn man dieses DVT-Gerät um einen „Facial Scanner“ erweitert. Zur Klärung dieser Fragestellung, konnten insgesamt 1003 DVT-Datensätze ausgewertet werden. Jede dreidimensionale DVT-Aufnahme wurde dazu in zweidimensionale Schnittbilder verschiedener Raumebenen zerlegt und anschließend in einem eigens dafür programmierten Vermessungsprogramm ausgewertet. Die erhaltenen Daten wurden statistisch aufgearbeitet und ausgewertet.

3.1.1 Patientengut

Die Grundlage für die Formulierung eines fundierten Ergebnisses innerhalb dieser Arbeit stellt die Untersuchung einer großen Anzahl von Patientendatensätzen dar.

Sämtliche Aufnahmen entstammen dem Langzeitarchiv des nationalen 3D-Röntgennetzwerkes MESANTIS® (Standorte: Berlin, Hamburg, Heilbronn, Leonberg, Mayen, München und Wiesbaden). Für die Selektion der Datensätze aus insgesamt mehr als 15.000 archivierten Datensätzen wurden vorab spezifische Ausschlusskriterien festgelegt:

Das erste Einschlusskriterium für die Vermessung einer DVT-Aufnahme war eine ordnungsgemäße Kopfhaltung des Patienten während der Aufnahme. Es wurde an Hand einer durch die Kondylenzentren gezogenen Linie geprüft, ob diese im Frontalschnitt parallel zur Tischebene aufgenommen wurden und ob sie sich auch in der axialen Ansicht parallel zum Rand der Aufnahme darstellten. Weiterhin fanden ausschließlich Datensätze Verwendung, welche im frontalen Schädel- bzw. Gesichtsbereich sowohl Nasion und Weichteilnasion, sowie Weichteilnasenspitze, Inzisalpunkt, Pogonion, Weichteilpogonion und Menton, darstellten. Im dorsalen Bereich war die beidseitige Abbildung des Meatus acusticus externus und des Kondylions ein Einschlusskriterium. Gleiches galt für die zentral gelegenen Referenzpunkte Basion und Sella turcica. Weiter kaudal gelegen musste das Gonion ebenfalls beidseits aufgenommen worden sein. Wünschenswert war die Abbildung von Corpus os hyoideum und Corpus vertebrae des vierten Halswirbels, welche leider nicht immer dargestellt werden konnten.

Unter Einhaltung der o. g. Kriterien wurden 1003 Datensätze ausgewertet. Die Altersuntergrenze lag bei 5, die Altersobergrenze bei 78 Jahren. Der Altersdurchschnitt betrug 26 Jahre.

Die Patientendaten wurden in den Altersbereichen 1, 5 bis 18 Jahre, und den Altersbereich 2, 19 bis 78 Jahre, unterteilt.

Tabelle 3.1 Übersicht zur Verteilung bzgl. des Geschlechts

Alter	weiblich	männlich	Gesamt
5 – 18 Jahre	252	250	502
19 – 78 Jahre	301	200	501
Gesamt	553	450	1003

Für jede DVT-Aufnahme lag eine rechtfertigende Indikation zur Anfertigung einer dentalen Volumentomographie nach der S1-Leitlinie der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK)⁽¹⁵³⁾ vor. Die jeweilige rechtfertigende Indikation wurde von einem/r fachkundigen Zahnarzt/ärztin gestellt.

3.1.2 DVT-Geräte

Die zur Auswertung entstandenen 1003 DVT-Aufnahmen wurden mit zwei verschiedenen technischen Systemen erstellt. In der Anfangsphase der Untersuchung erfolgten die Aufnahmen über das i-CAT Classic[®](154). Dieses wurde im weiteren Verlauf der Auswertungen durch das 3D eXam[®]-System ersetzt, welches eine technische Weiterentwicklung des i-CAT Classic[®]-Gerätes der Firma Imaging Sciences International (Hatfield, USA) durch die KaVo Dental GmbH (Biberbach, Deutschland) darstellt(155). Bei beiden Geräten handelt es sich um ein Volumentomographie- und Panoramaröntgensystem mit rechteckig, kegelförmigem Strahlengang für Kopf- und Halsaufnahmen. Der Grundaufbau beider Systeme ist im Wesentlichen identisch. Sie verfügen über einen Volumentomographen, dessen Bedienung über einen integrierten Rechner erfolgt.

Tabelle 3.4 Technische Daten beider Bildgebungssysteme im Überblick

Systemdaten	i-CAT Classic[®]	3D eXam[®]
Röntgenröhrenspannung	120 kVp	120 kVp
Röntgenröhrenstrom	3 – 8 mA	3 – 7 mA
Spannungswellenform	Gleichspannung	Gleichspannung
Quellen-Patienten-Entfernung	45,72 cm	49,53 cm
Röntgenstrahl	23,8 cm (Breite) x 5 cm bis 19,2 cm (Höhe)	23,8 cm (Breite) x 5 cm bis 19,2 cm (Höhe)
Bilddetektor	Flachfeld 23,8 cm (Breite) x 5 cm bis 19,2 cm (Höhe)	Flachfeld 23,8 cm (Breite) x 5 cm bis 19,2 cm (Höhe)
Grauabstufung	12 Bit	14 Bit
Voxelgröße	0,4 / 0,3 / 0,25 / 0,2 mm	0,4 / 0,3 / 0,25 / 0,2 mm
Bilderfassung	360° Rotation	360° Rotation
Bilderfassungsdauer	40 / 20 / 10 Sekunden	40 / 20 / 10 Sekunden
Bildabmessung (Standard)	16 cm (Durchmesser) x 13 cm (max. Höhe)	16,5 cm (Durchmesser) x 13,5 cm (max. Höhe)
Erweiterte Bildabmessung	16 cm (Durchmesser) x 22 cm (max. Höhe)	23,2 cm (Durchmesser) x 17 cm (max. Höhe)
Rekonstruktionszeit	weniger als 2 min	weniger als 2 min

Eine Ausrichtung der Patienten fand in beiden Geräten durch Justagelichter statt: Der Kopf wird so positioniert, dass sich das vertikale Licht ca. 3,8 cm vor dem Kondylus befindet, während das horizontale Licht in Höhe der Okklusalebene zwischen den Lippen erscheint. Der so ausgerichtete Kopf des Patienten wird mittels Kopf- und Kinnstütze oder durch ein zusätzliches Klettband im 3D eXam[®]-System fixiert, was etwaigen Bildunschärfen durch Kopfbewegungen vorbeugen soll.

Nach erfolgter Aufnahme wurden die Bilder zur weiteren Bearbeitung gespeichert.

3.1.3 Auswertungssoftware und Auswertungsmonitor

Die Darstellung und Auswertung aller zu untersuchenden Datensätze fand in den Räumlichkeiten des 3D-Röntgeninstituts Mesantis[®] Berlin statt und erfolgte durch die Software InVivoDental[®] 4.0 der Firma Anatomage (San Jose, USA).

InVivoDental[®] ist eine volumetrische Planungssoftware⁽¹⁵⁶⁾, welche DICOM-Datensätze zu räumlichen Bildern verrechnet und visualisiert.

InVivoDental ermöglicht folgende Funktionen :

- Öffnen und Speichern von DICOM-Datensätzen
- Ebenen-Ansichten („*Sectionview*“)
- Erzeugung von 3D-Modellen mittels „*Volume Rendering*“
- Strecken- und Winkelmessungen
- Bildaufnahmen und Bildexporte
- Volumenmessungen
- Bestimmung von " Referenzpunkten" und deren Koordinatenexport
- Implantat-Planungen
- Knochendichtebestimmung
- Panorama-, Kephalemetrie-, TMJ- bzw. Kiefergelenks-Darstellung
- InVivo Datenkomprimierung
- 3D-Überlagerungen und Spiegelungen

Besonderes Augenmerk gilt dem „Sectionview“. Dieser Modus erlaubt dem Anwender die Ansicht in verschiedenen Schnittebenen: frontal, sagittal, axial oder anderen individuell festgelegten Ebenen.

Beim Durchlaufen des Datensatzes in einer bestimmten Ebene wandert diese auch in den anderen dargestellten Schnitten mit. Dadurch ist eine einfachere Orientierung im Raum möglich.

Die Tomographien wurden an einem Desktop PC mit dem Betriebssystem Windows XP Professional ausgewertet. Der Monitor war ein EIZO RadiForce R31 (Fa. Avnet Technology Solutions GmbH, Nettetal, Germany). Dieser hatte eine Auflösung von 3 Megapixeln und 1536 x 2048 Bildpunkten. Das Kontrastverhältnis betrug 400:1 und die Helligkeit/Leuchtdichte 400 cd/m² (Candela/Quadratmeter). Die Farbwiedergabe wurde durch einen 10-Bit-Look-Up-Table (LUT) gesteuert. Diese Abbildungseigenschaften ermöglichten die Einrichtung von DIN 6868-57-konformen Bildwiedergabesituationen für die Anwendungskategorie B. Für die Monitore erfolgte täglich eine Konstanzprüfung.

3.2 Spezielle Methoden

Zur Vermessung der 1003 Datensätze wurde das Programm „15 cm Kugel“ in Visual Basic 4.0[®] (Microsoft Corporation, 1998) geschrieben. Insgesamt wurden damit 32.758 Punkte vermessen. Die gewonnenen kartesischen Koordinaten der Punkte (vgl. 3.1) wurden mit Microsoft Excel[®] (Microsoft Corporation, 2011) und der Erweiterung XLSTAT (Addinsoft SARL, 2012) weiterverarbeitet. Die Abstände (Radien) zum Koordinatenursprung wurden berechnet, statistisch ausgewertet und graphisch dargestellt.

Zur Bestimmung der Messunsicherheit entstand ein separates Tool innerhalb der Analysesoftware "15 cm Kugel".

Die gewonnenen Messdaten wurden mit dem Test nach Grubbs auf Ausreißer überprüft. Dabei wird davon ausgegangen, dass die Punkte einer Normal- bzw. Gaußverteilung unterliegen. Der Ausreißertest erfolgte mittels eines Freeware Internettools - einer Entwicklung der Firma GraphPad Software Inc.⁽¹⁵⁷⁾. Überprüft wurden, getrennt nach Altersbereich, Geschlecht und erster- / zweiter Messung, d.h. Messung mit und ohne "facial scan", die dorsal liegenden, paarigen Messpunkte

„lateraler Kondylenpol“ (Cond), „Meatus accusticus externus“ (Po) , „Gonion“ (Go) und „vierter Halswirbel“ (C4) . Ein nach Grubb`s positives Ergebnis erhielt in der tabellarischen Auswertung die kennzeichnung „p“.

Anschliessend wurde eine grafische Analyse der Messdaten mittels Quantil-Quantil-Plot (Q-Q-Plot) durchgeführt. Dazu kam das in Excel[®] integrierte Statistikpaket XLSTAT zur Anwendung. Der Q-Q-Plot ist ein exploratives, grafisches Werkzeug in dem die Quantile zweier statistischer Variablen gegeneinander abgetragen werden, um ihre Verteilungen zu vergleichen⁽¹⁵⁸⁾. Hier wurden die theoretisch erwarteten, durch Mittelwert und Standardabweichung der Messwerte der Gesamtheit einer Gruppe charakterisierten Werte einer Normalverteilung gegen die tatsächlichen Messwerte aufgetragen. Ergibt sich dabei eine Verteilung, die nicht wesentlich von einer Gerade abweicht, ist ein erster Anhaltspunkt gegeben, dass eine Normalverteilung vorliegt.

Es schloss sich das Erstellen von drei zufälligen Stichproben mit einem Umfang von $n = 50$ Messwerten je Gruppe mittels XLSTAT an. Die Stichproben wurden anschließend mathematisch auf Normalverteilung geprüft. Die dabei angewandten Werkzeuge, der Shapiro-Wilk-Test, der Anderson-Darling-Test und der Jarque-Bera-Test, sind ebenfalls Bestandteil von XLSTAT.

Der Shapiro-Wilk-Test prüft die Hypothese, dass die Beobachtungen in einer Zufallsstichprobe einer normalverteilten Zufallsvariablen zugeordnet werden können⁽¹⁵⁹⁾. Die Nullhypothese H_0 nimmt an, dass eine Normalverteilung der Grundgesamtheit vorliegt. Demgegenüber unterstellt die Alternativhypothese H_1 , dass keine Normalverteilung gegeben ist. Die Nullhypothese wird in der Regel nicht abgelehnt, wenn der ermittelte Wert größer ist als das festgelegte Signifikanzniveau $p_s = 0,05$. Der Shapiro-Wilk-Test zeichnet sich durch seine vergleichsweise hohe Teststärke aus. Er ist jedoch lediglich in der Lage festzustellen, ob es eine signifikante Abweichung zur Normalverteilung gibt oder nicht. Er ist nicht imstande zu beschreiben, in welcher Form die Abweichung auftritt. Das bedeutet, er kann keine Aussage darüber treffen, ob die Verteilung links- oder rechtsschief ist oder ob es sich um eine endlastige Verteilung handelt oder ggf. um beides.

Der Anderson-Darling-Test beruht auf einer Transformation der nach Größe sortierten Werte in der Stichprobe in eine Gleichverteilung anhand der Verteilungsfunktion der vorgegebenen hypothetischen Wahrscheinlichkeitsverteilung (hier: Normalverteilung)⁽¹⁵⁹⁾. Als Prüfgröße fungiert der Abstand der transformierten Stichprobendaten zur Verteilungsfunktion der Gleichverteilung. Für den Einsatz als Normalitätstest gilt der Anderson-Darling-Test als eines der teststärksten statistischen

Verfahren. Wie schon bei Shapiro-Wilk wird auch hier die Nullhypothese, dass eine Normalverteilung der Grundgesamtheit vorliegt, beim Überschreiten des Signifikanzniveaus von $p_s = 0,05$ nicht abgelehnt. .

Der Jarque-Bera-Test ist ein statistischer Test, der anhand der Kurtosis und der Schiefe in den Daten prüft, ob eine Normalverteilung vorliegt. Bei Stichproben aus normalverteilten Grundgesamtheiten wird für die Nullhypothese für Kurtosis und Schiefe jeweils der Wert Null erwartet⁽¹⁶⁰⁾. Abweichungen führen zu kleineren p_s -Werten. Oberhalb von $p_s = 0,05$ wird das Vorliegen einer Normalverteilung als wahrscheinlich angesehen.

3.2.1 Das sphärische Field of View

Mit der Software InVivoDental 4.0® erfolgte die Darstellung sämtlicher Referenzpunkte, die für die Analyse eines Patientendatensatzes notwendig sind, dargestellt. Innerhalb der „Sectionview“ wurden Schnitte in der sagittalen-, frontalen- und axialen Ebene festgelegt. Dabei wurde wie folgt vorgegangen:

Nach dem Öffnen des DICOM-Datensatzes erfolgte die Ausrichtung des Schnittes in der Axialen. Diese definiert sich durch die gleichzeitige Darstellung des Meatus acusticus externus und des Kondylions auf beiden Schädelseiten im linken oberen Bild der „Sectionview“. Der Axialschnitt beschränkte sich somit auf die Wiedergabe von vier Referenzpunkten.

Anschließend wurde in der sagittalen Projektion der Beginn des aufsteigenden Astes des Os mandibulare festgelegt und nun die Achse des Frontalschnittes (blau dargestellt) bis auf diese Höhe verschoben, wodurch im linken unteren Bild der „Sectionview“ die Punkte Gonion 1 und 2 messbar wurden.

Letztlich fand die sagittale Achse (grün dargestellt) ihre Position in einem medianen Sagittalschnitt, was im rechten oberen Bild der „Sectionview“ die Vermessung der Punkte Nasion, Weichteilnasion, Weichteilnasenspitze, Inzisalpunkt, Pogonion, Weichteilpogonion, Menton, Basion, Sellaturcica, sowie idealerweise Os hyoideum und 4. Halswirbel ermöglichte.

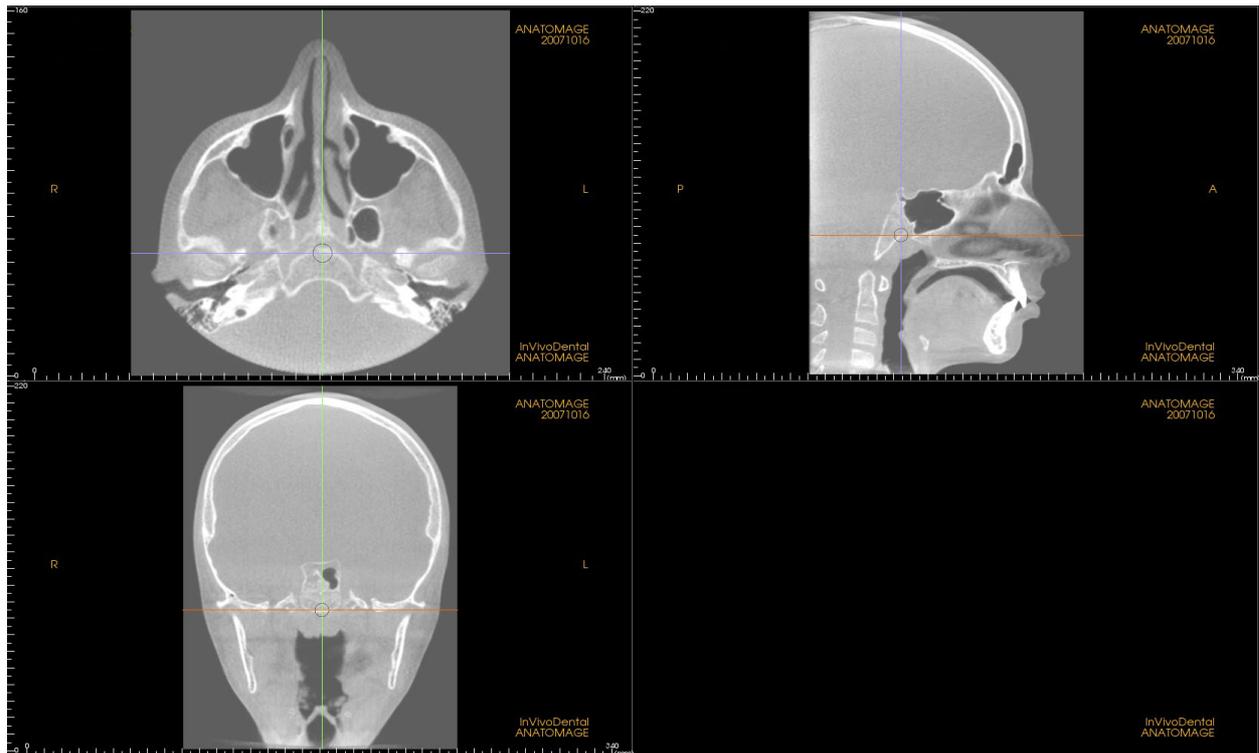


Abbildung 3.1 In der „Sectionview“ erstellte Bilder

Die so gewonnenen Bilder mit Schnitten in allen drei relevanten Ebenen wurden über die Exportfunktion als jpeg-Datei abgespeichert und erhielten bei diesem Vorgang eine siebenstellige Codierung im Dateinamen, welche die Maße des originalen Aufnahme-FoV wiedergibt. Wie im folgenden Beispiel dargestellt, geben die Ziffern 1 und 2 die Breite X, die Ziffern 3 und 4 die Tiefe Y in der Einheit Zentimeter und die Ziffern 5, 6 und 7 die Höhe Z der Bilder in der Einheit Millimeter an: Nachname,Vorname_1616132.jpeg

Die Bearbeitung des Dateinamen in dieser Art und Weise ermöglichte eine deutlich vereinfachte Weiterverarbeitung der Bilddateien mit der Messsoftware.

Das Programm „15 cm Kugel“, wurde in dieser Arbeit genutzt, um diese Grafikdateien vermessen zu können. Außerdem wurde eine Kugel programmiert, die auf der x-,y- und z-Achse verschiebbar war. Zur Anwendung gelangte das Programm auf einem Computer der Firma Apple mit 27“ Monitor bei einer Auflösung von (2560 x 1440) Pixeln.

Die Nutzung der mittels InVivoDental 4.0® erstellten jpeg-Dateien innerhalb der Analysesoftware erfolgte in folgender Art und Weise:

Nachdem eine Bilddatei ausgewählt war, erschien diese in voller Darstellung auf der Benutzeroberfläche. In einem ersten Schritt erfolgte die Zuordnung von Geschlecht und Altersbereich (AB). Ohne diese Eingaben sperrte das Programm die folgenden Schritte. Das sollte verhindern, dass am Ende nicht zuordenbare Datensätze entstehen. Danach erfolgte die Kalibrierung der Achsen des kartesischen Koordinatensystems. Die Größen der variierenden Aufnahme-FoV wurden automatisch mit dem aufgerufenen Dateinamen an die Analysesoftware übergeben.

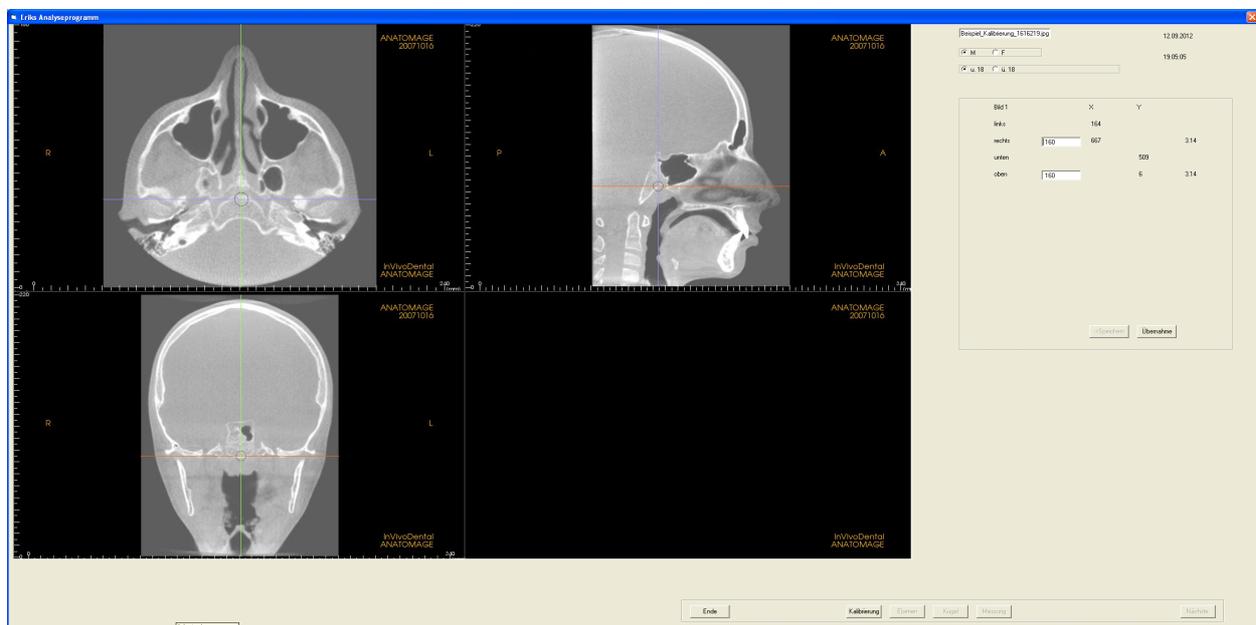


Abbildung 3.2 Die Grafik zeigt beispielhaft die Kalibrierung von Bild 1 in der x- und y-Achse

Schrittweise wurden die drei Schnittbilder kalibriert. Dazu erfolgte ein Klick auf den linken Bildrand für den Anfang von x und einem Klick auf den rechten Bildrand für das Ende von x. Die y-Kalibrierung geschah durch einen Klick auf den unteren Bildrand für den Anfang von y und einem Klick auf den oberen Bildrand für das Ende von y. Nachdem die erhaltenen Werte für diese vier Punkte auf ihre Sinnfälligkeit überprüft wurden, wurden sie in den weiteren Programmablauf übernommen.

Es gilt für die Kalibrierfaktoren $k_{1,x}$ und $k_{1,y}$ des 1. Bildes in x- bzw. y-Richtung

$$k_{1,x} = \frac{rp_1 - lp_1}{x_1} \quad (3.1)$$

$$k_{1,y} = \frac{up_1 - op_1}{y_1} \quad (3.2)$$

,wobei rp und lp die linke und rechte bzw. mit op die obere und up die untere Cursorposition in Pixeln beschreibt und der Wert x bzw. y die reale Größe des Röntgenbildes in x- bzw. y-Richtung in Millimetern angibt.

Nach gleichem Schema wurden die Bilder 2 (Sagittalschnitt) in der y-z-Ebene und 3 (Frontalschnitt) in der x-z-Ebene bearbeitet.

In Analogie zu Formel (3.1) und (3.2) ergeben sich die Kalibrierfaktoren für die anderen Bilder und Koordinaten zu:

$$k_{2,y} = \frac{rp_2 - lp_2}{y_2} \quad (3.3)$$

$$k_{2,z} = \frac{up_2 - op_2}{z_2} \quad (3.4)$$

$$k_{3,x} = \frac{rp_3 - lp_3}{x_3} \quad (3.5)$$

$$k_{3,z} = \frac{up_3 - op_3}{z_3} \quad (3.6)$$

Danach mussten noch die drei farbig markierten Schnittebenen vermessen werden. Die Lage der Schnittebenen SE errechnet sich aus ihrer relativen Lage se zur rechten oder unteren Kante des jeweiligen Bildes dividiert durch den dazugehörigen Kalibrierfaktor.

$$SE_{2,z} = (up_2 - se_2) / k_{2,z} \quad (3.7)$$

$$SE_{3,x} = (rp_3 - se_3) / k_{3,x} \quad (3.8)$$

$$SE_{1,y} = (up_1 - se_1) / k_{1,y} \quad (3.9)$$

Nach Abspeichern dieser Werte war das System messbereit.

Die eigentliche Messung begann mit der Positionierung einer Hüllkugel. Diese Hüllkugel entsprach der Oberfläche des mit $r = 75$ mm definierten sphärischen FoV und war mittels Schieberegler (in bestimmten Grenzen) im Raum beweglich.

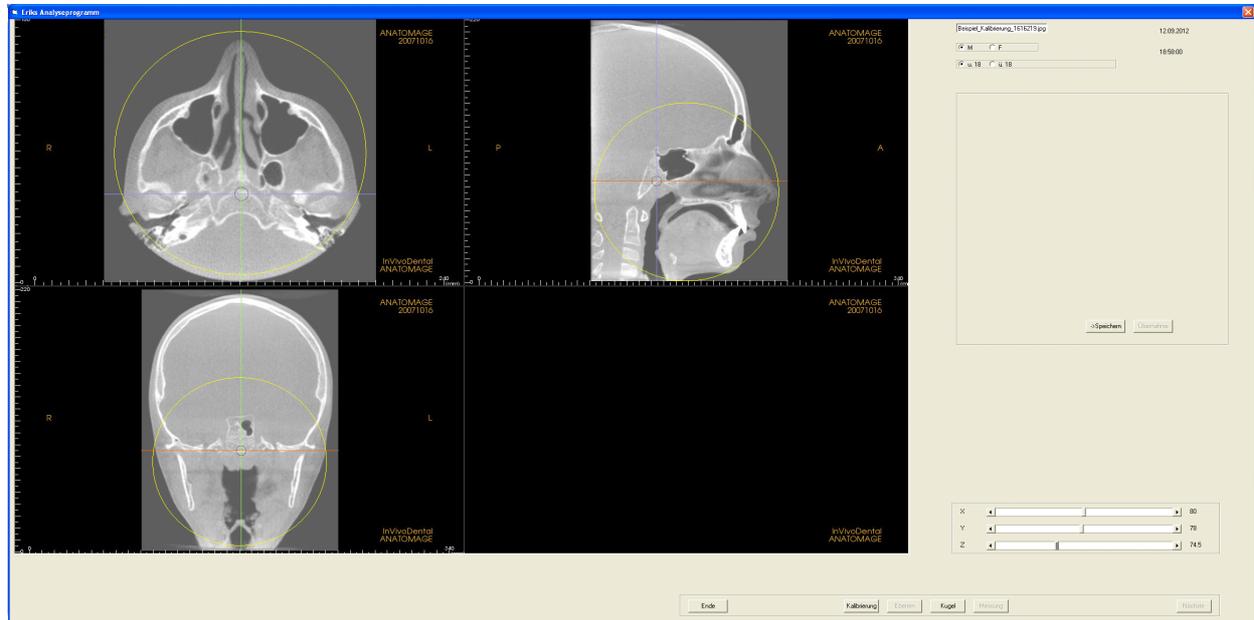


Abbildung 3.3 Ausrichtung der Hüllkugel mittels Schieberegler

Zunächst wurde die Hüllkugel im Sagittalschnitt frontal anhand der Punkte Weichteilnasion und Weichteilpogonion so ausgerichtet, dass diese auf der Oberfläche der Kugel lagen. Sofern der Punkt Weichteilnasenspitze außerhalb des Volumens lag, wurde die Kugelposition so verändert, dass die Punkte Weichteilpogonion und Weichteilnasenspitze die Lage der Kugel in der sagittalen Ansicht definierten und Weichteilnasion innerhalb der Kugel lag. Im Anschluss daran erfolgte eine Zentrierung der Hüllkugel im Axialschnitt, wobei die Kugel durch die Schnittachse der Mediansagittalebene (grün) in zwei gleiche Hälften zerschnitten wurde. Falls nötig erfolgte eine Nachjustierung in der Sagittalen. Damit war die Ausrichtung des FoV abgeschlossen. Der Mittelpunkt der Kugel liegt bei $r_0(x_0, y_0, z_0)$. Er ergibt sich aus dem Abstand zum Koordinatenursprung auf dem Bildschirm (linke obere Ecke) dividiert durch die jeweiligen Kalibrierfaktoren.

Die Koordinaten für den Kondylenmittelpunkt wurden abgespeichert.

Die Ausrichtung der Hüllkugel an Weichteilnasion und -pogonion sollte eine reine DVT-Aufnahme simulieren, da durch die frontale Positionierung des FoV die gesamte Weichteilregion des Gesichts in dieser Aufnahme erfasst wurde. Ausgehend von den

Koordinaten des Kugelmittelpunktes wurden die Koordinaten sämtlicher zu bestimmenden Referenzpunkte ermittelt .

Tabelle 3.5 Definition der untersuchten Referenzpunkte in der jeweiligen Schnittebene

Referenzpunkt	Beschreibung	Schnitt-ebene
Po links und rechts	Distalster lateralster Punkt des Meatus acusticus externus auf beiden Schädelseiten	axial
Cond links und rechts	Lateraler Kondylenpol auf beiden Schädelseiten	axial
N	Kreuzungspunkt der Mediansagittalebene mit der Sutura fronto-nasalis ⁽¹⁶¹⁾	sagittal
N'	Am weitesten anterior gelegener, auf das Weichteilprofil übertragener Punkt der Sutura fronto-nasalis ⁽¹⁶²⁾	sagittal
e	Vorderster Punkt der Nase ⁽¹⁶³⁾	sagittal
is	Inzisalkantenpunkt des weitesten anterior stehenden mittleren Oberkieferinzisivus ⁽¹⁶⁴⁾	sagittal
Pog	Vorderster Punkt der Kinnkontur ⁽¹⁶³⁾	sagittal
Pog'	Prominentester bzw. am anteriorster Punkt am Weichteilkinn in der Mediansagittalebene ⁽¹⁶⁵⁾	sagittal
Me	Tiefster Punkt an der Symphyse der Mandibula in der Mediansagittalebene ⁽¹⁶¹⁾	sagittal
H	Anteriorster Punkt des Corpus os hyoideum	sagittal
C4	Fronto-kaudalster Punkt des Corpus vertebra cervicalis IV	sagittal
Ba	Tiefster Punkt des Vorderrandes des Foramen Magnum in der Mediansagittalebene	sagittal
S	Mittelpunkt eine gedachten Geraden durch Dorsum sellae und Tuberculum sellae	sagittal
Go links und rechts	Latero-kaudalster Punkt am Beginn der Kurvatur der Mandibula	frontal

Nachdem die einzelnen Punkte durch Klicken in der entsprechenden Ansicht gesetzt und durch den dazugehörigen Kalibrierfaktor dividiert wurden, hinterlegte die Analysesoftware die gewonnen Koordinaten $r(x,y,z)$ in einer Textdatei im ASCII-Format. Diese Daten wurden anschließend von Microsoft Excel[®] importiert. In den Messungen konnten insgesamt 16.379 Koordinaten ermittelt werden.

Zur weiteren statistischen und graphischen Auswertung wurden die Radii r berechnet

$$r(x, y, z) = \sqrt{(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 + (z - z_0)^2} \quad (3.10)$$

und anschließend in die Normalverteilungsdichtefunktion eingesetzt. Diese hat die Form

$$p(r) = \frac{1}{\sqrt{2 \cdot \pi \cdot s^2}} \cdot e^{-\frac{1}{2} \cdot \frac{(r-\mu)^2}{s^2}} \quad (3.11)$$

mit s der Standardabweichung, μ dem Mittelwert und r dem gemessenen Radius.

Diese Funktion hat keine Stammfunktion und ist daher nicht integrierbar. Einen Ausweg bietet die numerische Integration in den Grenzen $[0, 75]$.

$$P(r) = \int_0^{75} \frac{1}{\sqrt{2 \cdot \pi \cdot s^2}} \cdot e^{-\frac{1}{2} \cdot \frac{(r-\mu)^2}{s^2}} \cdot dr \quad (3.12)$$

P gibt den Anteil der Patienten an, deren Messwerte innerhalb der 15 cm Kugel liegen.

3.2.2 Der Face Scan

Vor der eigentlichen Messung waren auch in diesem Teil der Messungen Geschlecht und Altersbereich für die geladene Grafikdatei an das Programm zu übergeben. Es erfolgte danach eine schon in 3.2.2 beschriebene Kalibrierung der x-, y- und z-Achse.

Der „Face Scan“ (FS) erfasst durch das optische Abtasten des Gesichts sämtliche weichteiligen Referenzpunkte des frontalen Schädels. Die Kombination mit einer DVT-Aufnahme wurde simuliert, indem die Hüllkugel im Sagittalschnitt ausschließlich an den knöchernen Punkten Nasion und Pogonion ausgerichtet war. Sämtliche weichteiligen Referenzpunkte des frontalen Schädels lagen somit außerhalb des FoV. Sie würden durch das optische Abtasten des Gesichts durch den FS erfasst und anschließend vom System durch die DICOM-Daten ergänzt werden. Nach Abschluss der Ausrichtung der Hüllkugel in der sagittalen Ebene schloss sich die Zentrierung der Kugel im Axialschnitt

an. Dabei wurde so positioniert, dass der Abstand von Kugeloberfläche zu den lateralen Kondylenpolen beidseits gleich groß war. Die so erhaltenen Koordinaten des Ursprungs der Kugel wurden abgespeichert.



Abbildung 3.4 Ausrichtung der Hüllkugel an Nasion und Pogonion

An die Kugelpositionierung anschließend, erfolgte auch in diesem Teil das Setzen aller in der jeweiligen Grafik zur Verfügung stehenden Referenzpunkte (vgl. Tabelle 3.5). Die Koordinaten wurden wiederum in einer Textdatei gespeichert und später von Microsoft® Excel® importiert und statistisch und graphisch ausgewertet.

Während der Messungen zum FS wurden 16.379 Koordinaten ermittelt.

Durch das Vermessen einer jeden Grafikdatei, wie in 3.2.1 und 3.2.2 beschrieben, wurden die Ergebnisse vergleichbar.

3.2.3 Vergleich des FoV in Abhängigkeit vom Geschlecht

Für eine Prüfung der Hypothese 3, dass „das erforderliche FoV bei männlichen Patienten signifikant größer als bei weiblichen Patienten ist“, werden die Messergebnisse für die Knochenpunkte Porion und Gonion verwendet. Es erfolgen Tests auf Ausreißer und Normalverteilung, sowie die Berechnungen der Mittelwerte und Standardabweichungen. Als zu vergleichende Werte dienen die für die unterschiedlichen Geschlechter zu berechnenden prozentualen Anteile der Knochenpunkte mit einem Abstand kleiner 75 mm zum individuell festgelegten Mittelpunkt des sphärischen FoVs. Ein Vergleich zwischen berechneten und gemessenen prozentualen Anteilen wird durchgeführt.

3.2.4 Vergleich des FoV in Abhängigkeit vom Alter

Der Vergleich der altersspezifischen FoV-Größen wird anhand von Ergebnissen der Knochenpunkte Porion und Gonion aus 4.1 und 4.2 vorgenommen. Die gewonnenen Werte erfahren sowohl Tests auf Ausreißer und Normalverteilung, als auch Berechnungen der Mittelwerte und Standardabweichungen. Für die Auswertung sind die berechneten prozentualen Anteile der Knochenpunkte mit einem Abstand kleiner 75 mm zum individuell festgelegten Mittelpunkt des sphärischen FoVs von Bedeutung. Zusätzlich werden die berechneten und gemessenen prozentualen Anteile der Knochenpunkte gegenüber gestellt.

3.2.5 Optimierung der FoV-Positionierung

Für die unter 3.2.1 genannten 17 Referenzpunkte wurde der Mittelpunkt des kleinstmöglichen sphärischen Volumens errechnet, welches sämtliche Messpunkte beinhaltet.

Um zu errechnen welche Messpunktkombinationen eine Kugel definieren, die in ihrem Mittelpunkt dem Mittelpunkt einer Kugel, welche durch 17 Punkte definiert ist, am

nächsten gelegen ist, erfolgte zunächst eine Zuordnung von Zahlen zu den jeweiligen Messpunkten. Diese sind in Tabelle 3.6 zusammen gefasst.

Tabelle 3.6 Zuordnung der Messpunkte

Nummer	Messpunkt
0	C4
1	Ba
2	Go 1 (links)
3	Go 2 (rechts)
4	H
5	is
6	Cond 1 (links)
7	Cond 2 (rechts)
8	Me
9	N
10	N'
11	Pog
12	Pog'
13	Po 1 (links)
14	Po 2 (rechts)
15	S
16	e

Aus Gleichung (3.13) folgt die Anzahl der in Tabelle 3.7 wiedergegebenen Kombinationsmöglichkeiten in Abhängigkeit von der Gesamtanzahl der in die Untersuchung einbezogenen Messpunkte q und der Zahl der berücksichtigten Messpunkte m .

$$Anzahl = \frac{m!}{q! \cdot (m - q)!} \quad (3.13)$$

Tabelle 3.7 Anzahl der möglichen Kombinationen in Abhängigkeit von der Anzahl der betrachteten Messpunkte

<i>q</i>	<i>m</i>	<i>Anzahl</i>
17	3	680
17	4	2380
17	5	6188
17	6	12376
17	7	19488
17	8	24310
17	9	24310
17	10	19448
17	11	12376
17	12	6188
17	13	2380
17	14	680
17	15	136
17	16	17
Gesamt		127857

Es wurde ein Computerprogramm geschrieben, welches:

- die vorhandenen Daten in einen Datenkubus einliest, dessen Dimensionen die Anzahl der Datensätze, die Anzahl der Messpunkte, sowie die Anzahl der Koordinaten sind.
- die unvollständigen Datensätze, d.h. diejenigen, in denen eine oder mehrere Ortskoordinaten Null sind, aussortiert und den Kubus entsprechend verdichtet. Die Anzahl der vollständigen Datensätze ist n_v .
- die aus (3.13) folgenden Kombinationen einliest und die dazugehörigen Datensätze aus dem Kubus der eigentlichen Optimierungsrechnung nach *NELDER und MEAD* ⁽¹⁶⁶⁾ zur Verfügung stellt.

- die im Ergebniss der Optimierungsrechnung errechneten Ursprungskordinaten der Kugel $r_0(x_0, y_0, z_0)$ mit denen vergleicht, die für 17 Messpunkte $R_0(X_0, Y_0, Z_0)$ berechnet wurden.

$$qs = \left(\frac{\sum_{i=0}^{n_v} (|X_{0,i} - x_{0,i}|)}{n_v} \right)^2 + \left(\frac{\sum_{i=0}^{n_v} (|Y_{0,i} - y_{0,i}|)}{n_v} \right)^2 + \left(\frac{\sum_{i=0}^{n_v} (|Z_{0,i} - z_{0,i}|)}{n_v} \right)^2 \quad (3.14)$$

- als Ergebnis, die optimale Kombination der Messpunkte und deren quadratische Abweichung qs zu R_0 nach Gleichung (3.14) ausgibt.

Das Programm ist in der Programmiersprache IDL geschrieben, da dort eine multidimensionale Minimierung einer Funktion $f(\vec{r})$, wobei \vec{r} ein n-dimensionaler Vektor ist, nach dem Simplex Algorithmus als Routine ‚AMOEBA‘ bereits implementiert ist.

Die Ergebnisse der Berechnungen werden tabellarisch dargestellt.

3.2.6 Messunsicherheit

Die Ergebnisse der Messungen sollten einer Normal- oder Gaußverteilung unterliegen. Grundlage für die Bestimmung der Messunsicherheit ist der „Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement“⁽¹⁶⁷⁾. Das Unsicherheitsbudget der ermittelten Radii der Messpunkte hat danach systematische und zufällige Beiträge.

$$u_{ges}(r) = u_{sys}(r) + u_{zuf}(r) \quad (3.13)$$

Während die systematische Unsicherheit durch den Pixelabstand des Bildschirms bestimmt wird, ergeben sich die zufälligen Unsicherheiten der Messungen aus der Bestimmung der horizontalen und vertikalen Kalibrierwerte für eine repräsentative Strecke von jeweils 160 mm sowie der Wiederholgenauigkeit der Positionierung des Cursors. Zur Bestimmung dieser Anteile wurden die linke und rechte bzw. die obere und untere Begrenzung eines Bildes jeweils in Pixeln mit dem Messunsicherheitstool der verwendeten Software "15 cm Kugel" jeweils grösser hundertmal vermessen und statistisch ausgewertet. Zur Untersuchung des Einflusses der Wiederholgenauigkeit wurde ein auf dem Bildschirm projiziertes Kreuz grösser einhundert Mal mit dem Mauszeiger eingefangen. Die gewonnenen Daten flossen in die statistischen Betrachtungen zur Messunsicherheit ein.

4. Ergebnisse

Den in 2. aufgestellten Hypothesen folgend, werden die gemessenen Radii für die Knochenpunkte Cond, Po, Go und C4 graphisch dargestellt und die Resultate der statistischen Tests in Tabellenform wiedergegeben. Desweiteren werden die Ergebnisse für die Mittelwertbildung, die Berechnung der Standardabweichung und die relative Häufigkeit der Patienten mit einem gemessenen und berechneten Radius kleiner gleich dessen der untersuchten Kugel ($r = 75 \text{ mm}$) für die einzelnen Gruppen in Tabellenform zusammen gefasst. Schlussendlich wird die Messunsicherheit der Radii und daraus abgeleiteter Werte für die relativen Häufigkeiten der Patientengruppen diskutiert.

Auf eine detaillierte Betrachtung der Ergebnisse weiterer untersuchter Knochenpunkte (siehe Tabelle 3.5) wurde verzichtet, da ihre Lage innerhalb des FoV's bereits bei der Positionierung der Hüllkugeln in Visual Basic 4.0[®] durch bloße Betrachtung zu erkennen war.

4.1 Das sphärische Field of View

Die Ergebnisse der Messung „Das sphärische Field of View“ werden im Folgenden dargestellt. Das in 3.2.1 definierte FoV wurde in den Messungen anhand der Referenzpunkte Weichteilpogonion und Weichteilnasenspitze bzw. Weichteilnasion ausgerichtet. Es werden die dorsalen Messpunkte Cond, Po, Go und C4 einzeln betrachtet.

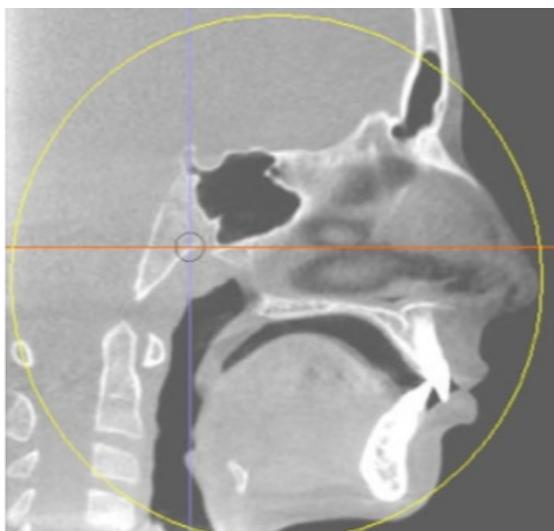


Abbildung 4.1

Ausrichtung des FoV an frontal liegenden kephalometrischen Referenzpunkten

4.1.1 Messpunkt Cond

Die Ergebnisse der Messungen des Punktes Cond (vgl. Tabelle 3.5) innerhalb einer DVT-Aufnahme mit $r = 75$ mm werden graphisch und tabellarisch dargestellt. Insgesamt konnten 2003 einzelne Messpunkte erfasst werden, welche einer Verteilung nach Alter und Geschlecht unterliegen, die in Tabelle 4.1 wiedergegeben ist:

Tabelle 4.1 Verteilung des Messpunktes Cond nach Altersbereich und Geschlecht

	AB 1 männlich	AB 1 weiblich	AB 2 männlich	AB 2 weiblich
Anzahl	498	502	402	601

Die Abbildung 4.2 zeigt die gemessenen Radii des Messpunktes Cond für die Patientengruppe „AB 1, männlich“. Abgebildet sind neben den Messwerten die Mittelwerte der Messungen (grüne Linie) und der Radius ($r = 75$ mm) der untersuchten Kugel (rote Linie). Für die Abbildungen zu den Radii des Messpunktes Cond der weiteren Patientengruppen wird auf den Anhang B.1 verwiesen (Abb. A1 - A3).

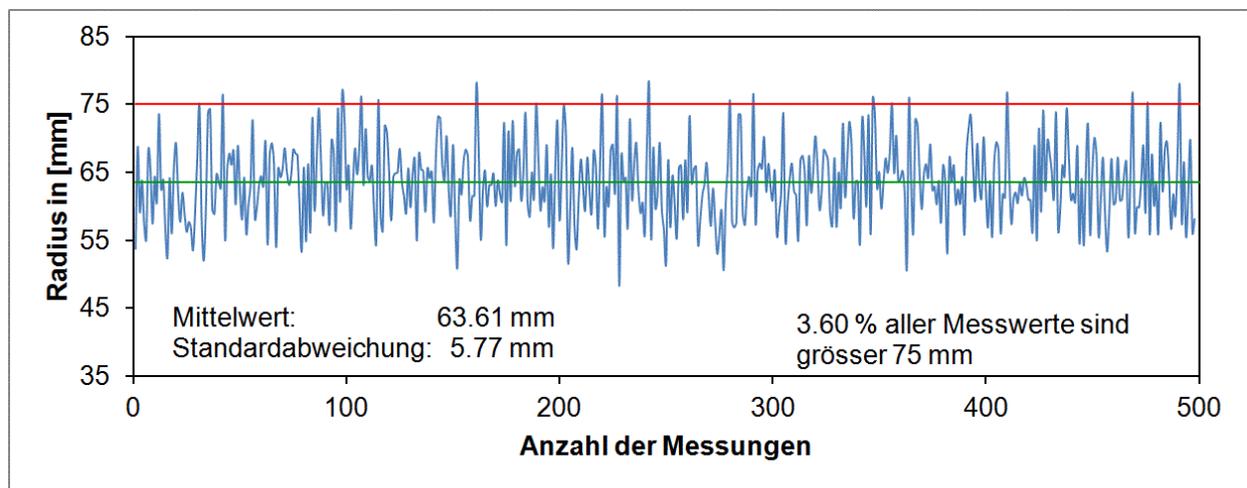


Abbildung 4.2 Gemessene Radii für die Gruppe „AB 1 männlich“. Die grüne Linie steht für den Mittelwert, die rote Linie kennzeichnet den Radius $r = 75$ mm der untersuchten Kugel.

Es wurden, getrennt nach verschiedenen Altersbereichen und Geschlecht, die theoretisch erwarteten Werte der Normalverteilung gegen die tatsächlichen Messwerte aufgetragen. Je näher die aufgetragenen Punkte entlang einer Geraden liegen, desto größer ist die Wahrscheinlichkeit, dass es sich um eine Normalverteilung handelt (vgl. 3.2). Es ergab sich ein erster positiver Hinweis darauf, dass für alle Gruppen

Normalverteilung vorliegt. In Abbildung 4.3 ist dies beispielhaft für die Patientengruppe „AB 1, männlich“ dargestellt.

Bezüglich der Abbildungen der Quantil-Quantil-Plots für die visuelle Untersuchung der Messwerte auf Normalverteilung wird für die weiteren Patientengruppen auf den Anhang B.1 verwiesen (Abb. A4 – A6).

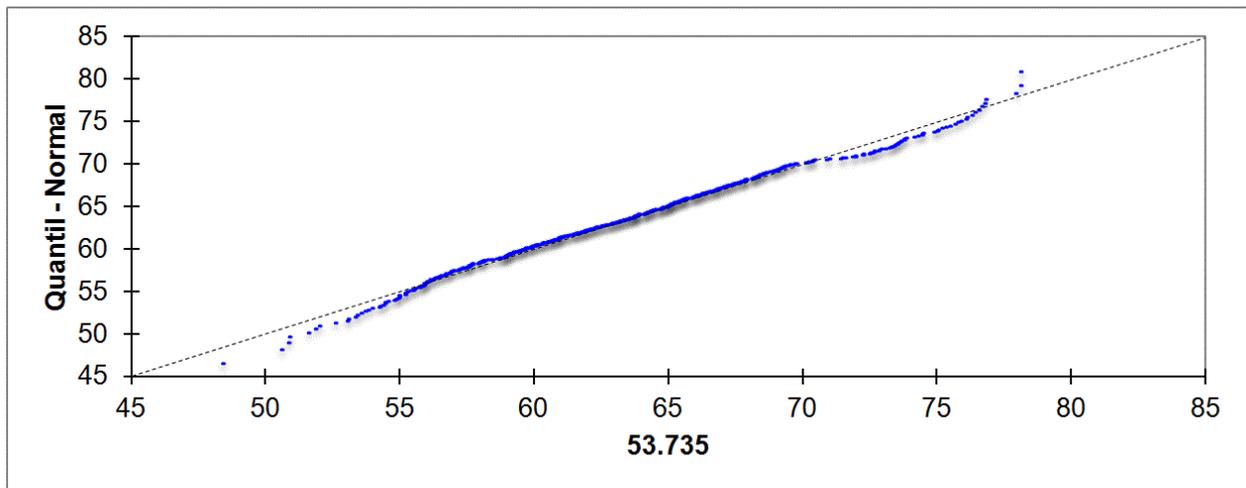


Abbildung 4.3 Quantil-Quantil-Plot für Messpunkt Cond, AB 1, männlich

Tabelle 4.2 enthält für die verschiedenen Altersbereiche und das jeweilige Geschlecht die Ergebnisse des Ausreißertests nach Grubbs, wobei „p“ für das Fehlen von Ausreißern steht. Es folgen die Tests von Stichproben mit $n = 50$ nach Shapiro-Wilk, Anderson-Darling und Jarque-Bera auf Normalverteilung (vgl. 3.2). Bei einem Überschreiten des Signifikanzniveaus von $p_s = 0,05$ wird die Nullhypothese, welche annimmt, dass eine Normalverteilung der Grundgesamtheit vorliegt, als erfüllt betrachtet. Sofern ein Signifikanzniveau von $p_s > 0,05$ nicht erreicht worden ist, wird nicht von einer Normalverteilung der Grundgesamtheit der Messwerte ausgegangen. Diese Werte sind fett hinterlegt.

Tabelle 4.2

Messpunkt „Cond“ getrennt nach Altersbereich und Geschlecht. Ausreißertest nach Grubbs, sowie Tests auf Normalverteilung nach Shapiro-Wilk, Anderson-Darling und Jarque-Bera für 3 zufällig gezogene Stichproben mit $n = 50$

Cond	Geschlecht	Grubbs	Shapiro-Wilk 1	Shapiro-Wilk 2	Shapiro-Wilk 3	Anderson-Darling 1	Anderson-Darling 2	Anderson-Darling 3	Jarque-Bera 1	Jarque-Bera 2	Jarque-Bera 3
AB 1	m	p	0,219	0,227	0,232	0,313	0,298	0,334	0,392	0,400	0,399
	w	p	0,211	0,272	0,278	0,295	0,356	0,360	0,331	0,362	0,363
AB 2	m	p	0,906	0,914	0,902	0,740	0,723	0,703	0,862	0,944	0,900
	w	p	0,642	0,559	0,661	0,449	0,333	0,470	0,847	0,913	0,866

Da in sämtlichen durchgeführten Tests das Signifikanzniveau erreicht wurde, kann von einer Normalverteilung der Werte ausgegangen werden, was Grundlage für die Benutzung von Mittelwert und Standardabweichung in folgenden Berechnungen ist.

Abbildung 4.4 zeigt die Gauss'schen Kurven der Normalverteilungsdichtefunktionen für den Messpunkt Cond.

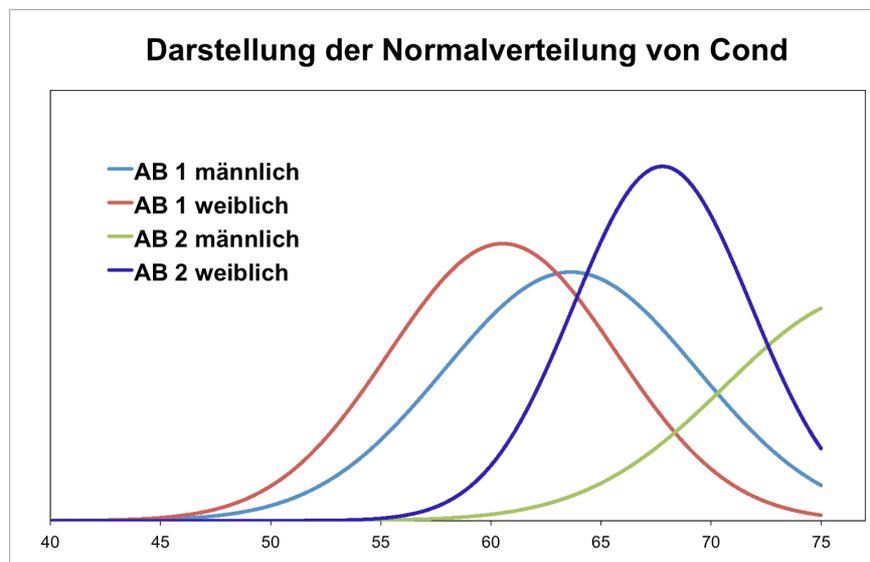


Abbildung 4.4

Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktion für Messpunkt Cond

Die Tabelle 4.3 gibt getrennt nach Altersbereich und Geschlecht die gemessene relative Häufigkeit von Patienten mit $r < 75$ mm in [%] und die nach Formel (3.12) berechnete relative Häufigkeit von Patienten mit $r < 75$ mm in [%] für den Punkt Cond (jeweils fett dargestellt), sowie die Mittelwerte μ der Messreihe und deren Standardabweichung s wieder.

Tabelle 4.3

Mittelwert μ , Standardabweichung s , gemessene relative Häufigkeit von Patienten mit $r < 75\text{mm}$ in [%] (fett dargestellt), sowie berechnete relative Häufigkeit von Patienten mit $r < 75\text{mm}$ in [%] (fett dargestellt) für Messpunkt Cond getrennt nach Altersbereich und Geschlecht

Cond	Geschlecht	Mittelwert μ	Standard- Abweichung s	Gemessene relative Häufigkeit von Patienten mit $r(\text{Kondylus})$ < 75mm in [%]	Berechnete relative Häufigkeit von Patienten mit $r(\text{Kondylus})$ < 75mm in [%]
AB 1	m	63,61	5,77	96,39	97,60
	w	60,53	5,16	100,00	99,75
AB 2	m	77,05	6,39	40,55	37,44
	w	67,79	4,04	96,32	96,31

4.1.2 Messpunkt Po

Die Ergebnisse der Messungen des Punktes Po (vgl. Tabelle 3.5) innerhalb einer DVT-Aufnahme mit $r = 75\text{ mm}$ werden graphisch und tabellarisch aufgeführt. Insgesamt konnten 2003 einzelne Messpunkte erfasst werden, welche sich nach Tabelle 4.4 verteilen:

Tabelle 4.4

Verteilung des Messpunktes Po nach Altersbereich und Geschlecht

	AB 1 männlich	AB 1 weiblich	AB 2 männlich	AB 2 weiblich
Anzahl	498	502	402	601

Die Abbildung 4.5 zeigt die gemessenen Radii des Messpunktes Po für die Patientengruppe „AB 1, männlich“. Abgebildet sind neben den Messwerten die Mittelwerte der Messungen (grüne Linie) und der Radius ($r = 75\text{ mm}$) der untersuchten Kugel (rote Linie). Für die Abbildungen zu den Radii des Messpunktes Po der weiteren Patientengruppen wird auf den Anhang B.1 verwiesen (Abb. A7 – A9).

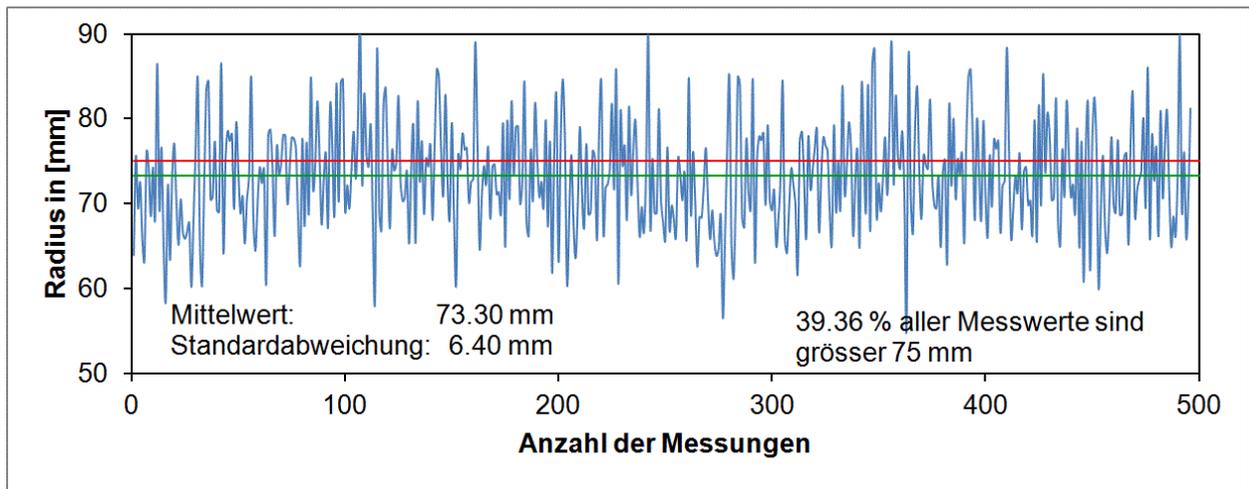


Abbildung 4.5 Gemessene Radii für die Gruppe „AB 1 männlich“. Die grüne Linie steht für den Mittelwert, die rote Linie kennzeichnet den Radius $r = 75$ mm der untersuchten Kugel.

Es wurden, getrennt nach verschiedenen Altersbereichen und Geschlecht, die theoretisch erwarteten Werte der Normalverteilung gegen die tatsächlichen Messwerte aufgetragen. Je näher die aufgetragenen Punkte entlang einer Geraden liegen, desto größer ist die Wahrscheinlichkeit, dass es sich um eine Normalverteilung handelt (vgl. 3.2). Es ergab sich ein erster positiver Hinweis darauf, dass für alle Gruppen Normalverteilung vorliegt. In Abbildung 4.6 ist dies beispielhaft für die Patientengruppe „AB 1, männlich“ dargestellt.

Bezüglich der Abbildungen der Quantil-Quantil-Plots für die visuelle Untersuchung der Messwerte auf Normalverteilung wird für die weiteren Patientengruppen auf den Anhang B.1 verwiesen (Abb. A10 – A12).

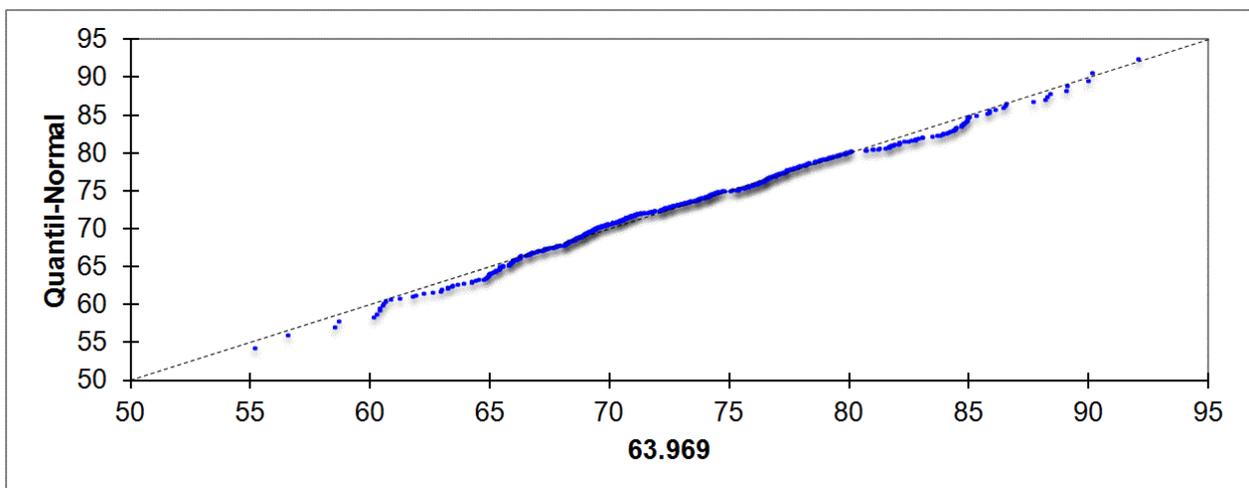


Abbildung 4.6 Quantil-Quantil-Plot für Messpunkt P_0 , AB 1, männlich

Tabelle 4.5 enthält für die verschiedenen Altersbereiche und das jeweilige Geschlecht die Ergebnisse des Ausreißertests nach Grubbs, wobei „p“ für das Fehlen von Ausreißern steht. Es folgen die Tests von Stichproben mit $n = 50$ nach Shapiro-Wilk, Anderson-Darling und Jarque-Bera auf Normalverteilung (vgl. 3.2). Bei einem Überschreiten des Signifikanzniveaus von $p_s = 0,05$ wird die Nullhypothese, welche annimmt, dass eine Normalverteilung der Grundgesamtheit vorliegt, als erfüllt betrachtet. Sofern ein Signifikanzniveau von $p_s > 0,05$ nicht erreicht worden ist, wird nicht von einer Normalverteilung der Grundgesamtheit der Messwerte ausgegangen. Diese Werte sind fett hinterlegt.

Tabelle 4.5 Messpunkt „Po“ getrennt nach Altersbereich und Geschlecht. Ausreißertest nach Grubbs, sowie Tests auf Normalverteilung nach Shapiro-Wilk, Anderson-Darling und Jarque-Bera für 3 zufällig gezogene Stichproben mit $n = 50$

Po	Geschlecht	Grubbs	Shapiro-Wilk 1	Shapiro-Wilk 2	Shapiro-Wilk 3	Anderson-Darling 1	Anderson-Darling 2	Anderson-Darling 3	Jarque-Bera 1	Jarque-Bera 2	Jarque-Bera 3
AB 1	m	p	0,382	0,376	0,159	0,434	0,470	0,214	0,557	0,524	0,349
	w	p	0,092	0,090	0,085	0,061	0,052	0,060	0,259	0,259	0,243
AB 2	m	p	0,391	0,367	0,368	0,297	0,279	0,254	0,529	0,500	0,549
	w	p	0,895	0,947	0,917	0,858	0,887	0,894	0,782	0,872	0,811

Da in sämtlichen durchgeführten Tests das Signifikanzniveau erreicht wurde, kann von einer Normalverteilung der Werte ausgegangen werden, was Grundlage für die Benutzung von Mittelwert und Standardabweichung in folgenden Berechnungen ist.

Abbildung 4.7 zeigt die Gauss'schen Kurven der Normalverteilungsdichtefunktionen für den Messpunkt Cond.

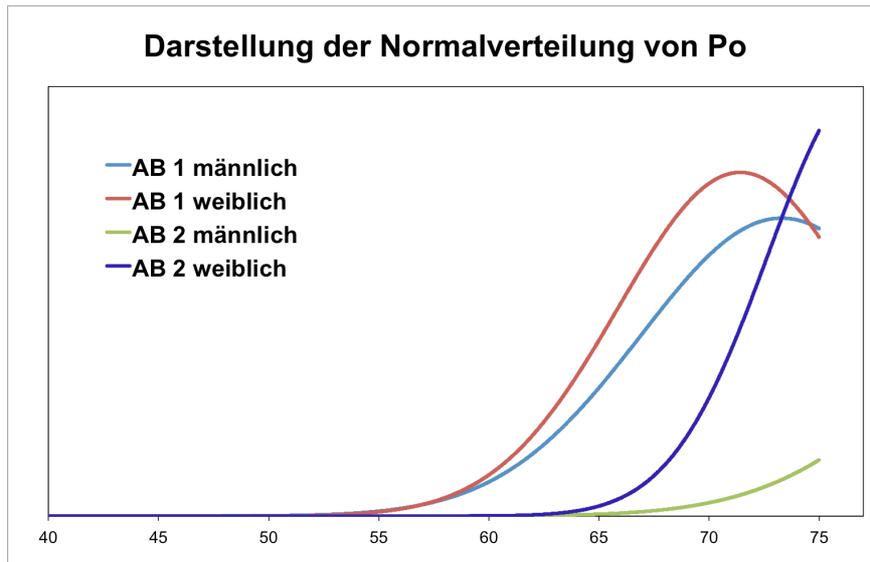


Abbildung 4.7
Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktion für Messpunkt Po

Die Tabelle 4.6 gibt getrennt nach Altersbereich und Geschlecht die gemessene relative Häufigkeit von Patienten mit $r < 75$ mm in [%] und die nach Formel (3.12) berechnete relative Häufigkeit von Patienten mit $r < 75$ mm in [%] für den Punkt Po (jeweils fett dargestellt), sowie die Mittelwerte μ der Messreihe und deren Standardabweichung s wieder.

Tabelle 4.6 Mittelwert μ , Standardabweichung s , gemessene relative Häufigkeit von Patienten mit $r < 75$ mm in [%] (fett dargestellt), sowie berechnete relative Häufigkeit von Patienten mit $r < 75$ mm in [%] (fett dargestellt) für Messpunkt Po getrennt nach Altersbereich und Geschlecht

Po	Geschlecht	Mittelwert μ	Standard- Abweichung s	Gemessene relative Häufigkeit von Patienten mit $r(\text{Porion})$ < 75mm in [%]	Berechnete relative Häufigkeit von Patienten mit $r(\text{Porion})$ < 75mm in [%]
AB 1	m	73,29	6,39	60,64	60,59
	w	71,41	5,54	66,49	74,18
AB 2	m	87,77	7,29	3,23	4,01
	w	77,09	4,41	32,45	31,76

4.1.3 Messpunkt Go

Die Ergebnisse der Messungen des Punktes Go (vgl. Tabelle 3.5) innerhalb einer DVT-Aufnahme mit $r = 75$ mm werden graphisch und tabellarisch dargestellt. Insgesamt konnten 2001 einzelne Messpunkte erfasst werden, welche einer Verteilung nach Alter und Geschlecht unterliegen, die in Tabelle 4.7 wiedergegeben ist:

Tabelle 4.7 Verteilung des Messpunktes Go nach Altersbereich und Geschlecht

	AB 1 männlich	AB 1 weiblich	AB 2 männlich	AB 2 weiblich
Anzahl	496	502	402	601

Die Abbildung 4.8 zeigt die gemessenen Radii des Messpunktes Go für die Patientengruppe „AB 1, männlich“. Abgebildet sind neben den Messwerten die Mittelwerte der Messungen (grüne Linie) und der Radius ($r = 75$ mm) der untersuchten Kugel (rote Linie). Für die Abbildungen zu den Radii des Messpunktes Go der weiteren Patientengruppen wird auf den Anhang B.1 verwiesen (Abb. A13 – A15).

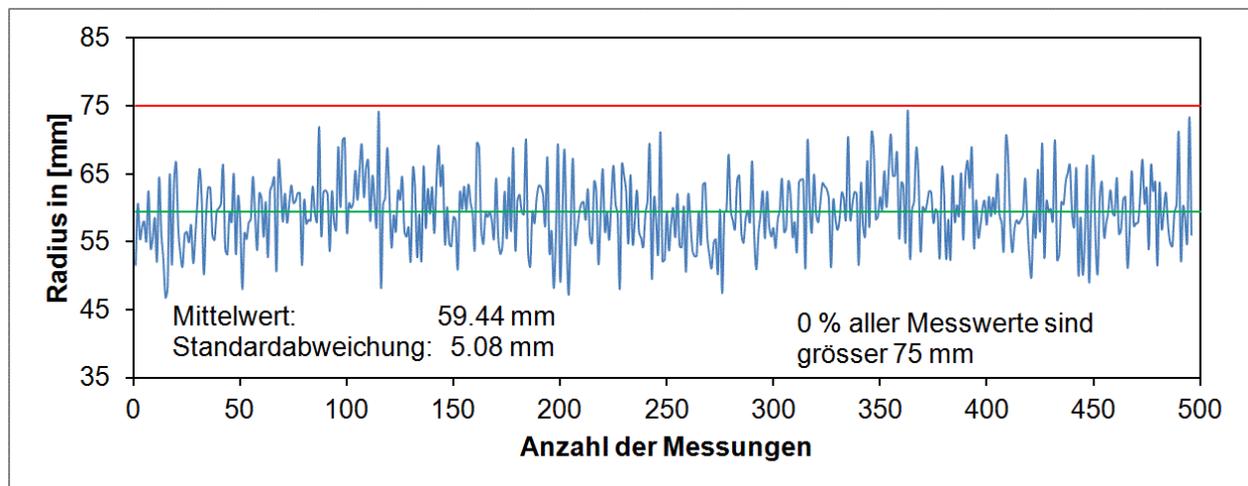


Abbildung 4.8 Gemessene Radii für die Gruppe „AB 1 männlich“. Die grüne Linie steht für den Mittelwert, die rote Linie kennzeichnet den Radius $r = 75$ mm der untersuchten Kugel.

Es wurden, getrennt nach verschiedenen Altersbereichen und Geschlecht, die theoretisch erwarteten Werte der Normalverteilung gegen die tatsächlichen Messwerte aufgetragen. Je näher die aufgetragenen Punkte entlang einer Geraden liegen, desto größer ist die Wahrscheinlichkeit, dass es sich um eine Normalverteilung handelt (vgl. 3.2). Es ergab sich ein erster positiver Hinweis darauf, dass für alle Gruppen

Normalverteilung vorliegt. In Abbildung 4.9 ist dies beispielhaft für die Patientengruppe „AB 1, männlich“ dargestellt.

Bezüglich der Abbildungen der Quantil-Quantil-Plots für die visuelle Untersuchung der Messwerte auf Normalverteilung wird für die weiteren Patientengruppen auf den Anhang B.1 verwiesen (Abb. A16 – A18).

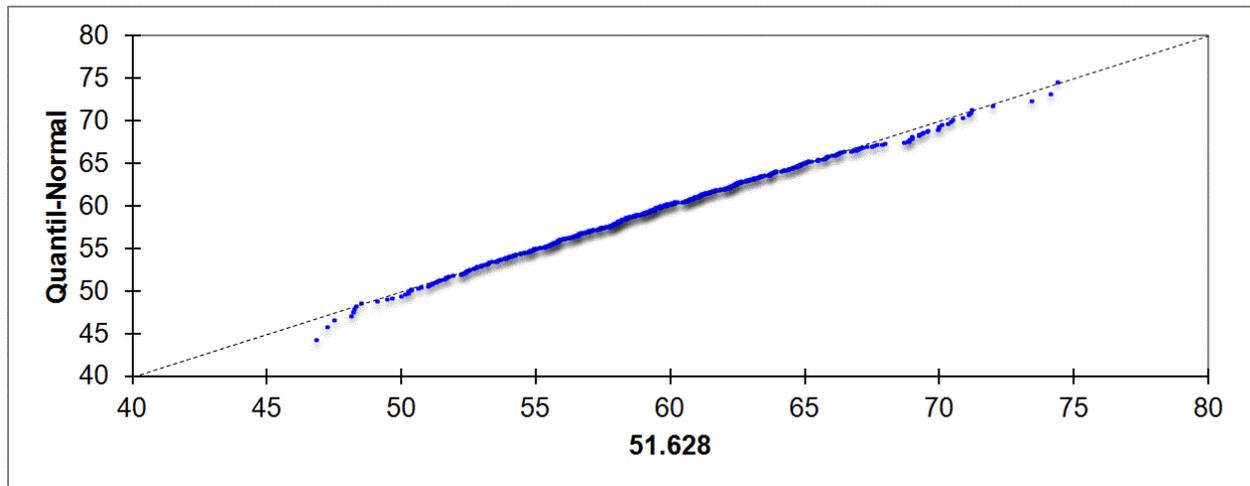


Abbildung 4.9 Quantil-Quantil-Plot für Messpunkt Go, AB 1, männlich

Tabelle 4.8 enthält für die verschiedenen Altersbereiche und das jeweilige Geschlecht die Ergebnisse des Ausreißertests nach Grubbs, wobei „p“ für das Fehlen von Ausreißern steht. Es folgen die Tests von Stichproben mit $n = 50$ nach Shapiro-Wilk, Anderson-Darling und Jarque-Bera auf Normalverteilung (vgl. 3.2). Bei einem Überschreiten des Signifikanzniveaus von $p_s = 0,05$ wird die Nullhypothese, welche annimmt, dass eine Normalverteilung der Grundgesamtheit vorliegt, als erfüllt betrachtet. Sofern ein Signifikanzniveau von $p_s > 0,05$ nicht erreicht worden ist, wird nicht von einer Normalverteilung der Grundgesamtheit der Messwerte ausgegangen. Diese Werte sind fett hinterlegt.

Tabelle 4.8

Messpunkt „Go“: getrennt nach Altersbereich und Geschlecht. Ausreißertest nach Grubbs, sowie Tests auf Normalverteilung nach Shapiro-Wilk, Anderson-Darling und Jarque-Bera für 3 zufällig gezogene Stichproben mit $n = 50$

Go	Geschlecht	Grubbs	Shapiro-Wilk 1	Shapiro-Wilk 2	Shapiro-Wilk 3	Anderson-Darling 1	Anderson-Darling 2	Anderson-Darling 3	Jarque-Bera 1	Jarque-Bera 2	Jarque-Bera 3
AB 1	m	p	0,727	0,631	0,709	0,817	0,780	0,911	0,718	0,681	0,656
	w	p	0,980	0,981	0,993	0,956	0,959	0,988	0,976	0,974	0,979
AB 2	m	p	0,843	0,748	0,766	0,821	0,716	0,788	0,788	0,752	0,712
	w	p	0,607	0,703	0,595	0,725	0,833	0,707	0,552	0,617	0,557

Da in sämtlichen durchgeführten Tests das Signifikanzniveau erreicht wurde, kann von einer Normalverteilung der Werte ausgegangen werden, was Grundlage für die Benutzung von Mittelwert und Standardabweichung in folgenden Berechnungen ist. Abbildung 4.10 zeigt die Gauss'schen Kurven der Normalverteilungsdichtefunktionen für den Messpunkt Go.

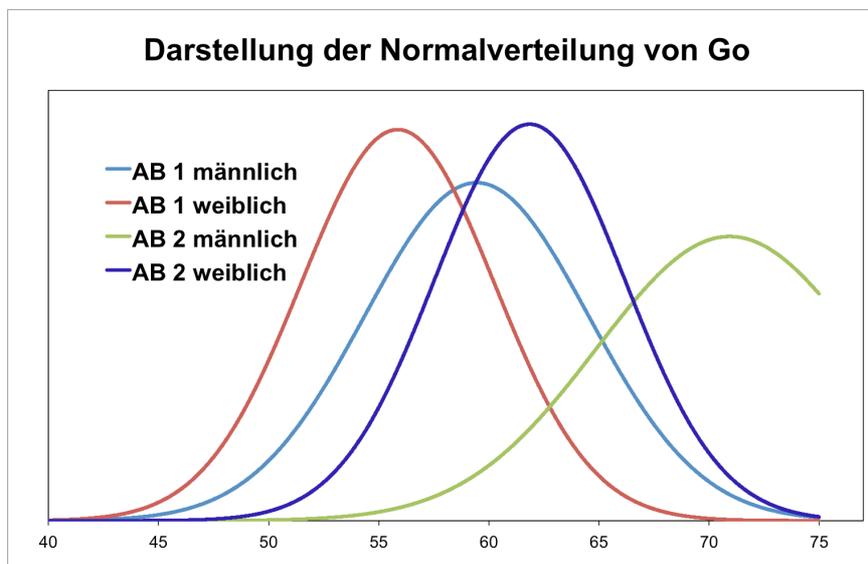


Abbildung 4.10

Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktion für Messpunkt Go

Die Tabelle 4.9 gibt getrennt nach Altersbereich und Geschlecht die gemessene relative Häufigkeit von Patienten mit $r < 75$ mm in [%] und die nach Formel (3.12) berechnete relative Häufigkeit von Patienten mit $r < 75$ mm in [%] für den Punkt Go (jeweils fett dargestellt), sowie die Mittelwerte μ der Messreihe und deren Standardabweichung s wieder.

Tabelle 4.9

Mittelwert μ , Standardabweichung s , gemessene relative Häufigkeit von Patienten mit $r < 75\text{mm}$ in [%] (fett dargestellt), sowie berechnete relative Häufigkeit von Patienten mit $r < 75\text{mm}$ in [%] (fett dargestellt) für Messpunkt Go getrennt nach Altersbereich und Geschlecht

Go	Geschlecht	Mittelwert μ	Standard- Abweichung s	Gemessene relative Häufigkeit von Patienten mit $r(\text{Gonion})$ < 75mm in [%]	Berechnete relative Häufigkeit von Patienten mit $r(\text{Gonion})$ < 75mm in [%]
AB 1	m	59,44	5,08	100,00	99,89
	w	55,86	4,39	100,00	100,00
AB 2	m	70,93	6,04	75,37	75,05
	w	61,85	4,33	99,83	99,88

4.1.4 Messpunkt C4

Die Ergebnisse der Messungen des Punktes C4 (vgl. Tabelle 3.5) innerhalb einer DVT-Aufnahme mit $r = 75\text{ mm}$ werden graphisch und tabellarisch dargestellt. Insgesamt konnten 590 einzelne Messpunkte erfasst werden, welche einer Verteilung nach Alter und Geschlecht unterliegen, die in Tabelle 4.10 wiedergegeben ist:

Tabelle 4.10

Verteilung des Messpunktes C4 nach Altersbereich und Geschlecht

	AB 1 männlich	AB 1 weiblich	AB 2 männlich	AB 2 weiblich
Anzahl	181	181	80	148

Die Abbildung 4.11 zeigt die gemessenen Radii des Messpunktes C4 für die Patientengruppe „AB 1, männlich“. Abgebildet sind neben den Messwerten die Mittelwerte der Messungen (grüne Linie) und der Radius ($r = 75\text{ mm}$) der untersuchten Kugel (rote Linie). Für die Abbildungen zu den Radii des Messpunktes C4 der weiteren Patientengruppen wird auf den Anhang B.1 verwiesen (Abb. A19 – A21).

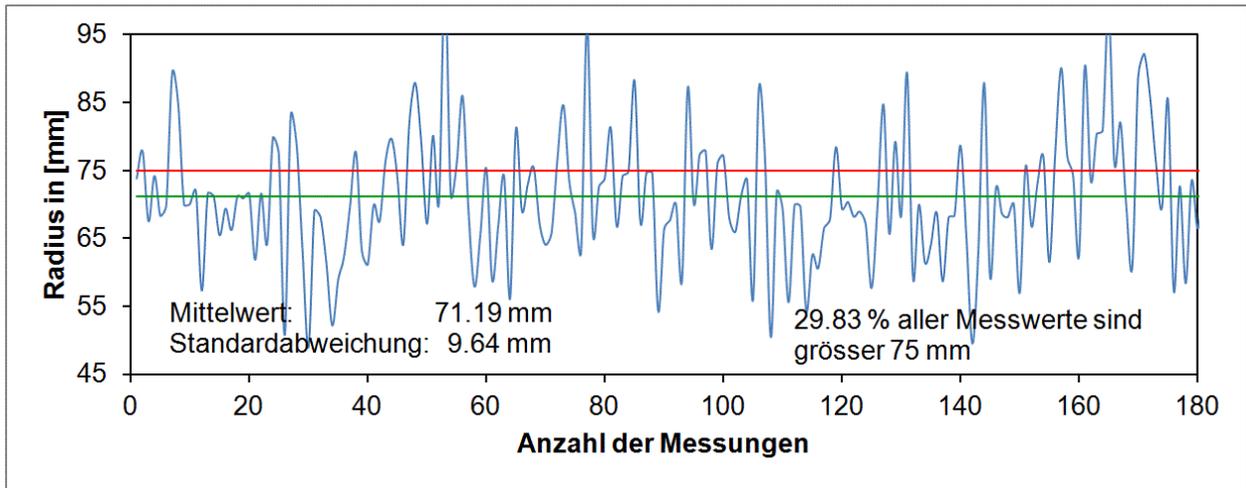


Abbildung 4.11 Gemessene Radii für die Gruppe „AB 1 männlich“. Die grüne Linie steht für den Mittelwert, die rote Linie kennzeichnet den Radius $r = 75$ mm der untersuchten Kugel.

Es wurden, getrennt nach verschiedenen Altersbereichen und Geschlecht, die theoretisch erwarteten Werte der Normalverteilung gegen die tatsächlichen Messwerte aufgetragen. Je näher die aufgetragenen Punkte entlang einer Geraden liegen, desto größer ist die Wahrscheinlichkeit, dass es sich um eine Normalverteilung handelt (vgl. 3.2). Es ergab sich ein erster positiver Hinweis darauf, dass für alle Gruppen Normalverteilung vorliegt. In Abbildung 4.12 ist dies beispielhaft für die Patientengruppe „AB 1, männlich“ dargestellt.

Bezüglich der Abbildungen der Quantil-Quantil-Plots für die visuelle Untersuchung der Messwerte auf Normalverteilung wird für die weiteren Patientengruppen auf den Anhang B.1 verwiesen (Abb. A22 – A24).

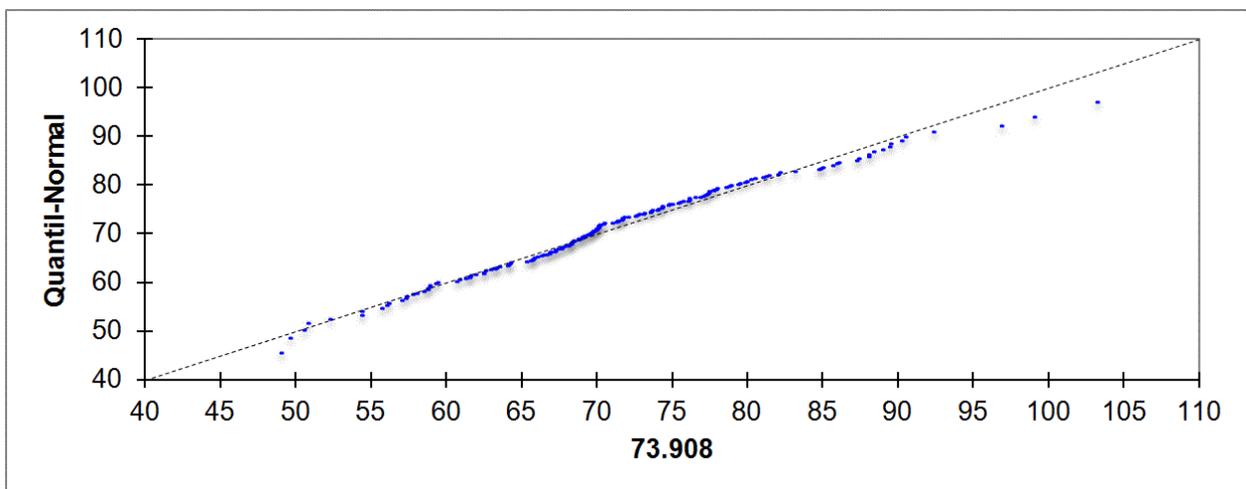


Abbildung 4.12 Quantil-Quantil-Plot für Messpunkt C4, AB 1, männlich

Tabelle 4.11 enthält für die verschiedenen Altersbereiche und das jeweilige Geschlecht die Ergebnisse des Ausreißertests nach Grubbs, wobei „p“ für das Fehlen von Ausreißern steht. Es folgen die Tests von Stichproben mit $n = 50$ nach Shapiro-Wilk, Anderson-Darling und Jarque-Bera auf Normalverteilung (vgl. 3.2). Bei einem Überschreiten des Signifikanzniveaus von $p_s = 0,05$ wird die Nullhypothese, welche annimmt, dass eine Normalverteilung der Grundgesamtheit vorliegt, als erfüllt betrachtet. Sofern ein Signifikanzniveau von $p_s > 0,05$ nicht erreicht worden ist, wird nicht von einer Normalverteilung der Grundgesamtheit der Messwerte ausgegangen. Diese Werte sind fett hinterlegt.

Tabelle 4.11 Messpunkt „C4“: getrennt nach Altersbereich und Geschlecht. Ausreißertest nach Grubbs, sowie Tests auf Normalverteilung nach Shapiro-Wilk, Anderson-Darling und Jarque-Bera für 3 zufällig gezogene Stichproben mit $n = 50$

C4	Geschlecht	Grubbs	Shapiro-Wilk 1	Shapiro-Wilk 2	Shapiro-Wilk 3	Anderson-Darling 1	Anderson-Darling 2	Anderson-Darling 3	Jarque-Bera 1	Jarque-Bera 2	Jarque-Bera 3
			0,677	0,666	0,598	0,495	0,475	0,361	0,916	0,919	0,934
AB 1	m	p	0,677	0,666	0,598	0,495	0,475	0,361	0,916	0,919	0,934
	w	p	0,397	0,336	0,399	0,418	0,341	0,396	0,555	0,541	0,565
AB 2	m	p	0,793	0,876	0,877	0,587	0,782	0,790	0,891	0,937	0,922
	w	p	0,377	0,392	0,400	0,476	0,502	0,463	0,399	0,415	0,494

Da in sämtlichen durchgeführten Tests das Signifikanzniveau erreicht wurde, kann von einer Normalverteilung der Werte ausgegangen werden, was Grundlage für die Benutzung von Mittelwert und Standardabweichung in folgenden Berechnungen ist. Abbildung 4.13 zeigt die Gauss'schen Kurven der Normalverteilungsdichtefunktionen für den Messpunkt Cond.

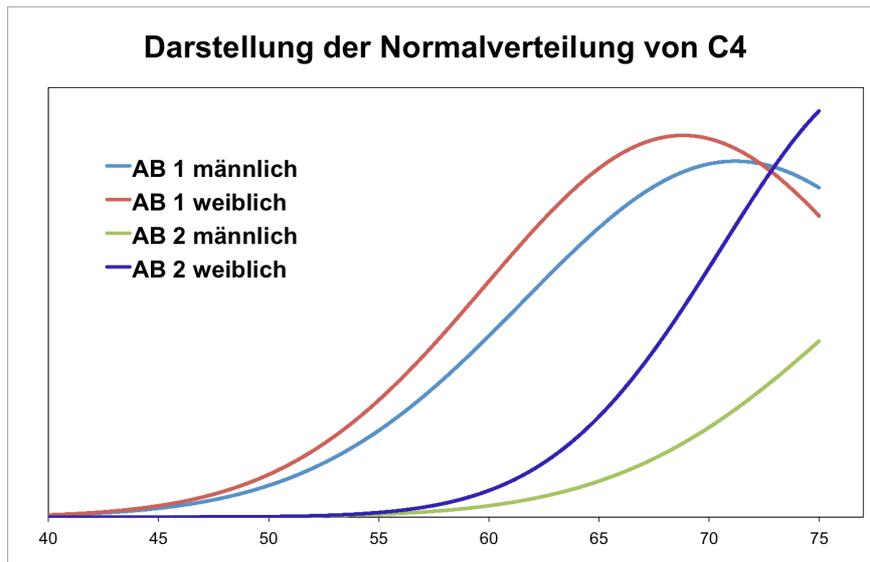


Abbildung 4.13
Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktion für Messpunkt C4

Die Tabelle 4.12 gibt getrennt nach Altersbereich und Geschlecht die gemessene relative Häufigkeit von Patienten mit $r < 75$ mm in [%] und die nach Formel (3.12) berechnete relative Häufigkeit von Patienten mit $r < 75$ mm in [%] für den Punkt C4 (jeweils fett dargestellt), sowie die Mittelwerte μ der Messreihe und deren Standardabweichung s wieder.

Tabelle 4.12 Mittelwert μ , Standardabweichung s , gemessene relative Häufigkeit von Patienten mit $r < 75$ mm in [%] (fett dargestellt), sowie berechnete relative Häufigkeit von Patienten mit $r < 75$ mm in [%] (fett dargestellt) für Messpunkt C4 getrennt nach Altersbereich und Geschlecht.

C4	Geschlecht	Mittelwert μ	Standard- Abweichung s	Gemessene relative Häufigkeit von Patienten mit $r(4.\text{Halswirbel})$ $< 75\text{mm}$ in [%]	Berechnete relative Häufigkeit von Patienten mit $r(4.\text{Halswirbel})$ $< 75\text{mm}$ in [%]
AB 1	m	71,19	9,63	70,17	65,39
	w	68,81	8,98	74,59	75,50
AB 2	m	86,59	10,22	11,25	12,85
	w	78,28	7,70	29,73	33,54

4.2 Der Face Scan

Die Ergebnisse der Messung „Der Face Scan“ werden im Folgenden dargestellt. Das definierte FoV wurde in den Messungen anhand der Referenzpunkte Pogonion und Nasion ausgerichtet (vgl. 3.2.1) und simuliert somit eine DVT-Aufnahme unter zusätzlichem Einsatz eines Face Scans. Die dorsalen Messpunkte Cond, Po, Go und C4 werden einzeln betrachtet.

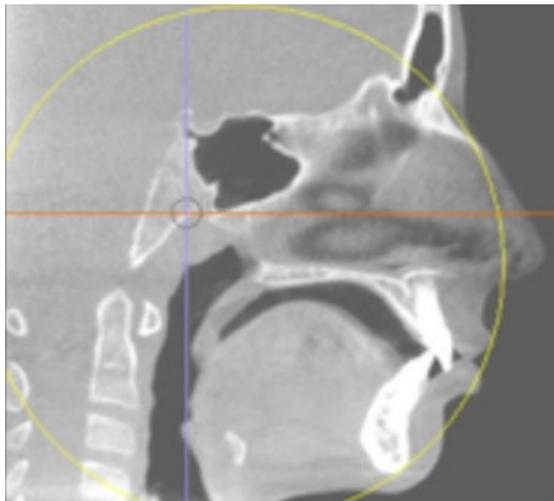


Abbildung 4.14

Ausrichtung des FoV an frontal liegenden kephalometrischen Referenzpunkten

4.2.1 Messpunkt Cond

Gezeigt werden die Ergebnisse der Messungen des Punktes Cond (vgl. Tabelle 3.5) innerhalb einer DVT-Aufnahme mit $r = 75$. Insgesamt konnten 2005 einzelne Messpunkte erfasst werden, welche einer Verteilung nach Alter und Geschlecht unterliegen, die in Tabelle 4.13 wiedergegeben ist:

Tabelle 4.13 Verteilung des Messpunktes Cond nach Altersbereich und Geschlecht

	AB 1 männlich	AB 1 weiblich	AB 2 männlich	AB 2 weiblich
Anzahl	498	504	402	601

Die Abbildung 4.15 zeigt die gemessenen Radii des Messpunktes Cond für die Patientengruppe „AB 1, männlich“. Abgebildet sind neben den Messwerten die Mittelwerte der Messungen (grüne Linie) und der Radius ($r = 75$ mm) der untersuchten Kugel (rote Linie). Für die Abbildungen zu den Radii des Messpunktes Cond der weiteren Patientengruppen wird auf den Anhang B.2 verwiesen (Abb. A25 – A27).

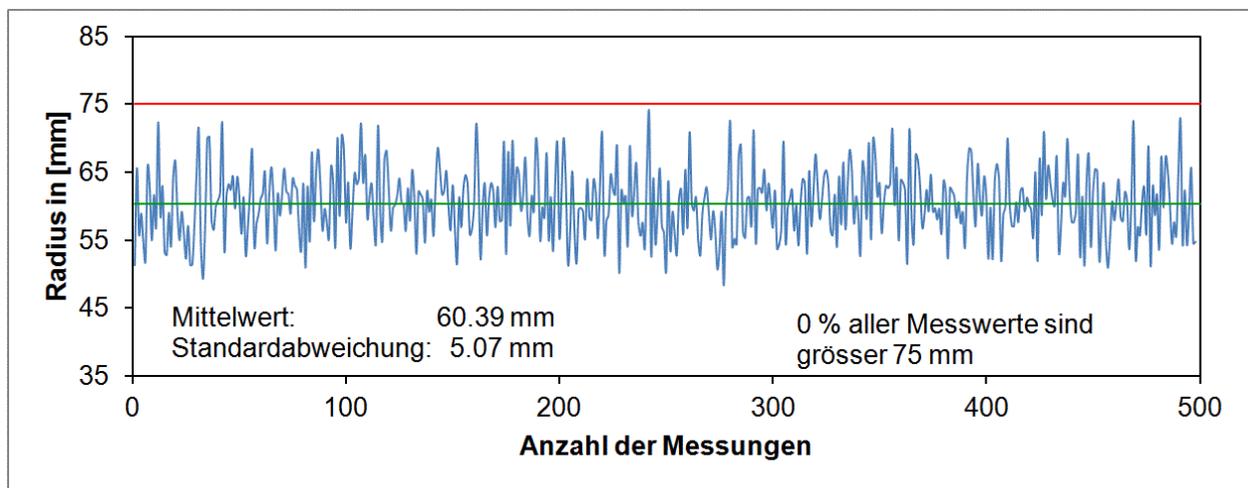


Abbildung 4.15 Gemessene Radii für die Gruppe „AB 1 männlich“. Die grüne Linie steht für den Mittelwert, die rote Linie kennzeichnet den Radius $r = 75$ mm der untersuchten Kugel.

Es wurden, getrennt nach verschiedenen Altersbereichen und Geschlecht, die theoretisch erwarteten Werte der Normalverteilung gegen die tatsächlichen Messwerte aufgetragen. Je näher die aufgetragenen Punkte entlang einer Geraden liegen, desto größer ist die Wahrscheinlichkeit, dass es sich um eine Normalverteilung handelt (vgl. 3.2). Es ergab sich ein erster positiver Hinweis darauf, dass für alle Gruppen

Normalverteilung vorliegt. In Abbildung 4.16 ist dies beispielhaft für die Patientengruppe „AB 1, männlich“ dargestellt.

Bezüglich der Abbildungen der Quantil-Quantil-Plots für die visuelle Untersuchung der Messwerte auf Normalverteilung wird für die weiteren Patientengruppen auf den Anhang B.2 verwiesen (Abb. A28 – A30).

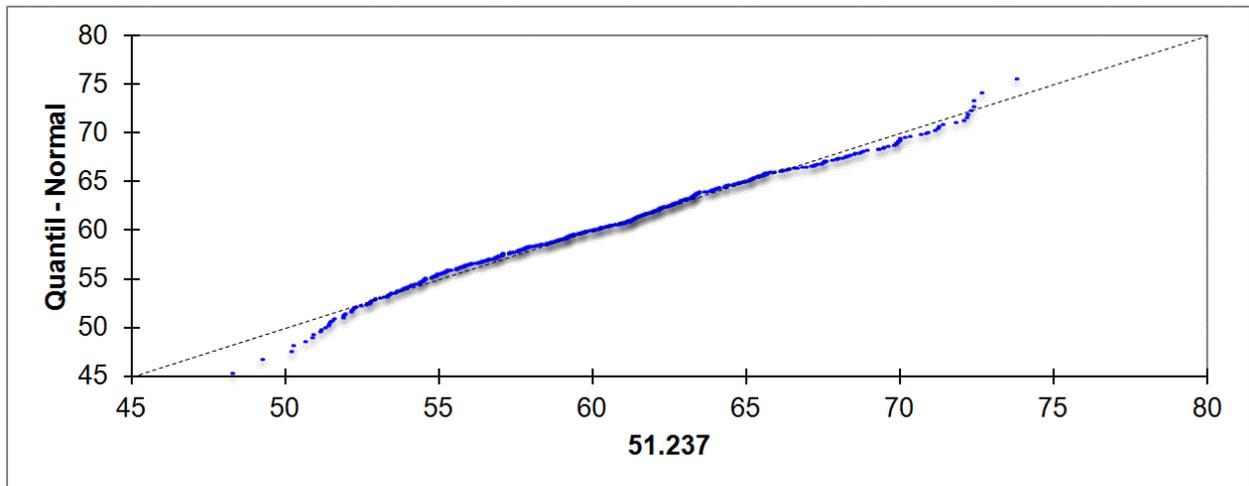


Abbildung 4.16 Quantil-Quantil-Plot für Messpunkt Cond, AB 1, männlich

Tabelle 4.14 enthält für die verschiedenen Altersbereiche und das jeweilige Geschlecht die Ergebnisse des Ausreißertests nach Grubbs, wobei „p“ für das Fehlen von Ausreißern steht. Es folgen die Tests von Stichproben mit $n = 50$ nach Shapiro-Wilk, Anderson-Darling und Jarque-Bera auf Normalverteilung (vgl. 3.2). Bei einem Überschreiten des Signifikanzniveaus von $p_s = 0,05$ wird die Nullhypothese, welche annimmt, dass eine Normalverteilung der Grundgesamtheit vorliegt, als erfüllt betrachtet. Sofern ein Signifikanzniveau von $p_s > 0,05$ nicht erreicht worden ist, wird nicht von einer Normalverteilung der Grundgesamtheit der Messwerte ausgegangen. Diese Werte sind fett hinterlegt.

Tabelle 4.14

Messpunkt „Cond“: getrennt nach Altersbereich und Geschlecht. Ausreißertest nach Grubbs, sowie Tests auf Normalverteilung nach Shapiro-Wilk, Anderson-Darling und Jarque-Bera für 3 zufällig gezogene Stichproben mit $n = 50$

Cond	Geschlecht	Grubbs	Shapiro-	Shapiro-	Shapiro-	Anderson-	Anderson-	Anderson-	Jarque-	Jarque-	Jarque-
			Wilk 1	Wilk 2	Wilk 3	Darling 1	Darling 2	Darling 3	Bera 1	Bera 2	Bera 3
AB 1	m	p	0,228	0,152	0,234	0,391	0,308	0,398	0,373	0,322	0,376
	w	p	0,358	0,357	0,353	0,267	0,266	0,260	0,464	0,464	0,465
AB 2	m	p	0,904	0,860	0,905	0,906	0,821	0,908	0,742	0,710	0,738
	w	p	0,222	0,274	0,203	0,141	0,181	0,117	0,833	0,931	0,864

Da in sämtlichen durchgeführten Tests das Signifikanzniveau erreicht wurde, kann von einer Normalverteilung der Werte ausgegangen werden, was Grundlage für die Benutzung von Mittelwert und Standardabweichung in folgenden Berechnungen ist.

Abbildung 4.17 zeigt die Gauss'schen Kurven der Normalverteilungsdichtefunktionen für den Messpunkt Cond.

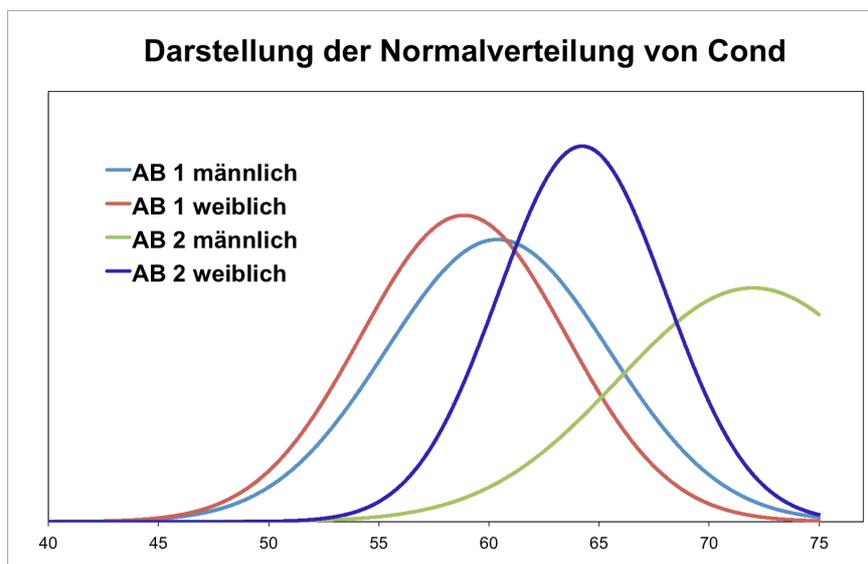


Abbildung 4.17

Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktion für Messpunkt Cond

Die Tabelle 4.15 gibt getrennt nach Altersbereich und Geschlecht die nach Formel (3.12) berechnete relative Häufigkeit von Patienten mit $r < 75$ mm in [%] für den Punkt Cond (jeweils fett dargestellt), sowie die Mittelwerte μ der Messreihe und deren Standardabweichung s wieder.

Tabelle 4.15

Mittelwert μ , Standardabweichung s , gemessene relative Häufigkeit von Patienten mit $r < 75\text{mm}$ in [%] (fett dargestellt), sowie berechnete relative Häufigkeit von Patienten mit $r < 75\text{mm}$ in [%] (fett dargestellt) für Messpunkt Cond getrennt nach Altersbereich und Geschlecht

Cond	Geschlecht	Mittelwert μ	Standard- Abweichung s	Berechnete relative Häufigkeit von Patienten mit $r(\text{Kondylus}) < 75\text{mm}$ in [%]
AB 1	m	60,39	5,07	99,80
	w	58,86	4,67	99,97
AB 2	m	71,98	6,12	68,97
	w	64,23	3,81	99,76

4.2.2 Messpunkt Po

Die Ergebnisse der Messungen des Punktes Po (vgl. Tabelle 3.5) innerhalb einer DVT-Aufnahme mit $r = 75\text{ mm}$ werden graphisch und tabellarisch dargestellt. Insgesamt konnten 2005 einzelne Messpunkte erfasst werden, welche einer Verteilung nach Alter und Geschlecht unterliegen, die in Tabelle 4.16 wiedergegeben ist:

Tabelle 4.16

Verteilung des Messpunktes Po nach Altersbereich und Geschlecht

	AB 1 männlich	AB 1 weiblich	AB 2 männlich	AB 2 weiblich
Anzahl	498	504	402	601

Die Abbildung 4.18 zeigt die gemessenen Radii des Messpunktes Po für die Patientengruppe „AB 1, männlich“. Abgebildet sind neben den Messwerten die Mittelwerte der Messungen (grüne Linie) und der Radius ($r = 75\text{ mm}$) der untersuchten Kugel (rote Linie). Für die Abbildungen zu den Radii des Messpunktes Po der weiteren Patientengruppen wird auf den Anhang B.2 verwiesen (Abb. A31 – A33).

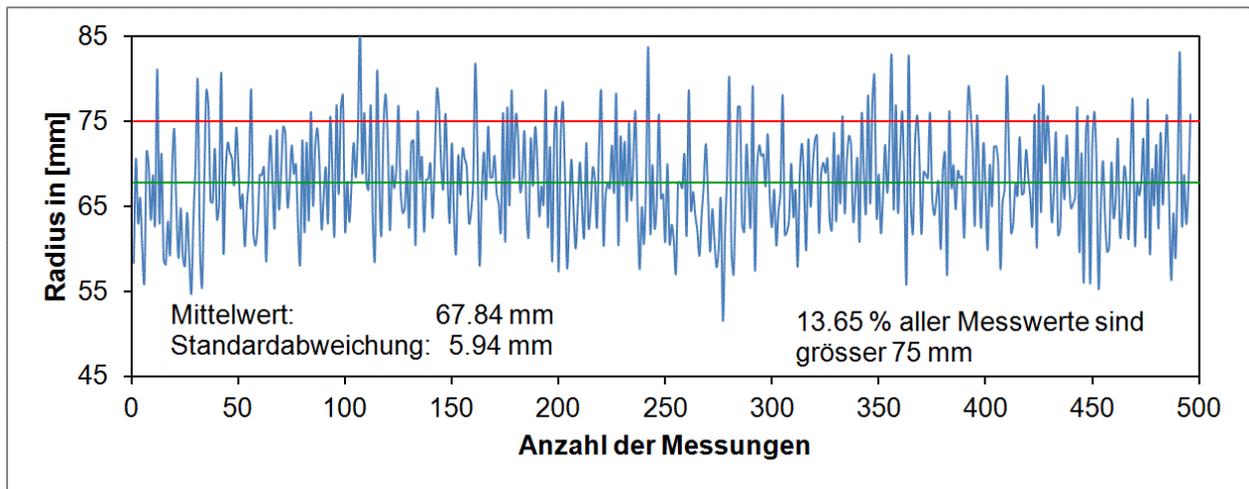


Abbildung 4.18 Gemessene Radii für die Gruppe „AB 1 männlich“. Die grüne Linie steht für den Mittelwert, die rote Linie kennzeichnet den Radius $r = 75$ mm der untersuchten Kugel.

Es wurden, getrennt nach verschiedenen Altersbereichen und Geschlecht, die theoretisch erwarteten Werte der Normalverteilung gegen die tatsächlichen Messwerte aufgetragen. Je näher die aufgetragenen Punkte entlang einer Geraden liegen, desto größer ist die Wahrscheinlichkeit, dass es sich um eine Normalverteilung handelt (vgl. 3.2). Es ergab sich ein erster positiver Hinweis darauf, dass für alle Gruppen Normalverteilung vorliegt. In Abbildung 4.19 ist dies beispielhaft für die Patientengruppe „AB 1, männlich“ dargestellt.

Bezüglich der Abbildungen der Quantil-Quantil-Plots für die visuelle Untersuchung der Messwerte auf Normalverteilung wird für die weiteren Patientengruppen auf den Anhang B.2 verwiesen (Abb. A34 – A36).

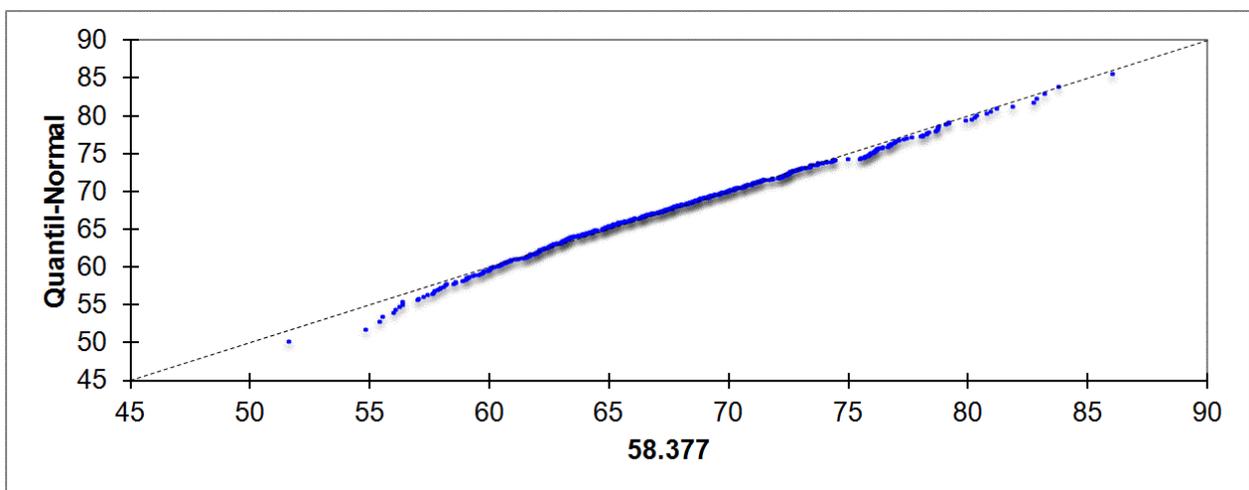


Abbildung 4.19 Quantil-Quantil-Plot für Messpunkt Po, AB 1, männlich

Tabelle 4.17 enthält für die verschiedenen Altersbereiche und das jeweilige Geschlecht die Ergebnisse des Ausreißertests nach Grubbs, wobei „p“ für das Fehlen von Ausreißern steht. Es folgen die Tests von Stichproben mit $n = 50$ nach Shapiro-Wilk, Anderson-Darling und Jarque-Bera auf Normalverteilung (vgl. 3.2). Bei einem Überschreiten des Signifikanzniveaus von $p_s = 0,05$ wird die Nullhypothese, welche annimmt, dass eine Normalverteilung der Grundgesamtheit vorliegt, als erfüllt betrachtet. Sofern ein Signifikanzniveau von $p_s > 0,05$ nicht erreicht worden ist, wird nicht von einer Normalverteilung der Grundgesamtheit der Messwerte ausgegangen. Diese Werte sind fett hinterlegt.

Tabelle 4.17 Messpunkt „Po“: getrennt nach Altersbereich und Geschlecht Ausreißertest nach Grubbs, sowie Tests auf Normalverteilung nach Shapiro-Wilk, Anderson-Darling und Jarque-Bera für 3 zufällig gezogene Stichproben mit $n = 50$

Po	Geschlecht	Grubbs	Shapiro-Wilk 1	Shapiro-Wilk 2	Shapiro-Wilk 3	Anderson-Darling 1	Anderson-Darling 2	Anderson-Darling 3	Jarque-Bera 1	Jarque-Bera 2	Jarque-Bera 3
			0,250	0,167	0,201	0,387	0,268	0,300	0,471	0,398	0,432
AB 1	m	p	0,250	0,167	0,201	0,387	0,268	0,300	0,471	0,398	0,432
	w	p	0,141	0,121	0,127	0,179	0,157	0,174	0,359	0,342	0,347
AB 2	m	p	0,172	0,119	0,166	0,105	0,067	0,109	0,365	0,317	0,349
	w	p	0,653	0,666	0,591	0,517	0,515	0,449	0,659	0,684	0,672

Da in sämtlichen durchgeführten Tests das Signifikanzniveau erreicht wurde, kann von einer Normalverteilung der Werte ausgegangen werden, was Grundlage für die Benutzung von Mittelwert und Standardabweichung in folgenden Berechnungen ist.

Abbildung 4.20 zeigt die Gauss'schen Kurven der Normalverteilungsdichtefunktionen für den Messpunkt Po.

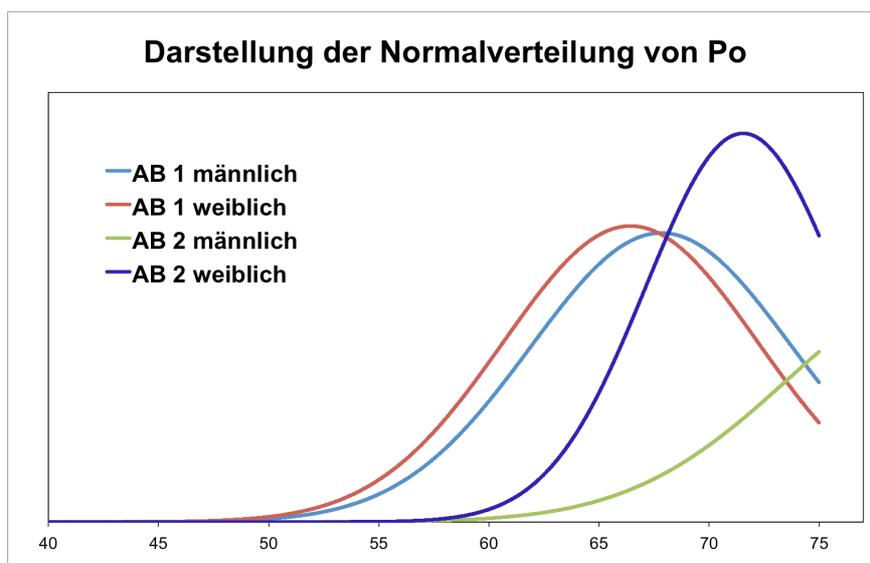


Abbildung 4.20
Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktion für Messpunkt Po

Die Tabelle 4.18 gibt getrennt nach Altersbereich und Geschlecht die nach Formel (3.12) berechnete relative Häufigkeit von Patienten mit $r < 75$ mm in [%] für den Punkt Po (jeweils fett dargestellt), sowie die Mittelwerte μ der Messreihe und deren Standardabweichung s wieder.

Tabelle 4.18 Mittelwert μ , Standardabweichung s , gemessene relative Häufigkeit von Patienten mit $r < 75$ mm in [%] (fett dargestellt), sowie berechnete relative Häufigkeit von Patienten mit $r < 75$ mm in [%] (fett dargestellt) für Messpunkt Po getrennt nach Altersbereich und Geschlecht

Po	Geschlecht	Mittelwert μ	Standard- Abweichung s	Berechnete relative Häufigkeit von Patienten mit r (Porion) < 75mm in [%]
AB 1	m	67,83	5,93	88,69
	w	66,43	5,79	93,07
AB 2	m	80,86	7,24	20,94
	w	71,54	4,41	78,43

4.2.3 Messpunkt Go

Die Ergebnisse der Messungen des Punktes Go (vgl. Tabelle 3.5) innerhalb einer DVT-Aufnahme mit $r = 75$ mm werden graphisch und tabellarisch dargestellt. Insgesamt konnten 2003 einzelne Messpunkte erfasst werden, welche einer Verteilung nach Alter und Geschlecht unterliegen, die in Tabelle 4.19 wiedergegeben ist:

Tabelle 4.19 Verteilung des Messpunktes Go nach Altersbereich und Geschlecht

	AB 1 männlich	AB 1 weiblich	AB 2 männlich	AB 2 weiblich
Anzahl	496	504	402	601

Die Abbildung 4.21 zeigt die gemessenen Radii des Messpunktes Go für die Patientengruppe „AB 1, männlich“. Abgebildet sind neben den Messwerten die Mittelwerte der Messungen (grüne Linie) und der Radius ($r = 75$ mm) der untersuchten Kugel (rote Linie). Für die Abbildungen zu den Radii des Messpunktes Go der weiteren Patientengruppen wird auf den Anhang B.2 verwiesen (Abb. A37 – A39).

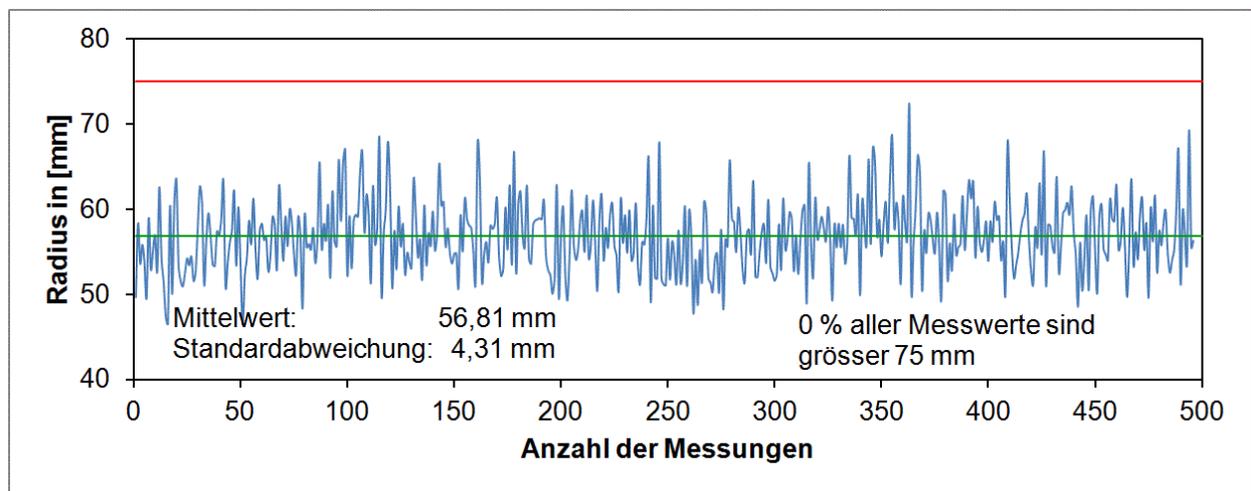


Abbildung 4.21 Gemessene Radii für die Gruppe „AB 1 männlich“. Die grüne Linie steht für den Mittelwert, die rote Linie kennzeichnet den Radius $r = 75$ mm der untersuchten Kugel.

Es wurden, getrennt nach verschiedenen Altersbereichen und Geschlecht, die theoretisch erwarteten Werte der Normalverteilung gegen die tatsächlichen Messwerte aufgetragen. Je näher die aufgetragenen Punkte entlang einer Geraden liegen, desto größer ist die Wahrscheinlichkeit, dass es sich um eine Normalverteilung handelt (vgl. 3.2). Es ergab sich ein erster positiver Hinweis darauf, dass für alle Gruppen

Normalverteilung vorliegt. In Abbildung 4.22 ist dies beispielhaft für die Patientengruppe „AB 1, männlich“ dargestellt.

Bezüglich der Abbildungen der Quantil-Quantil-Plots für die visuelle Untersuchung der Messwerte auf Normalverteilung wird für die weiteren Patientengruppen auf den Anhang B.2 verwiesen (Abb. A40 – A42).

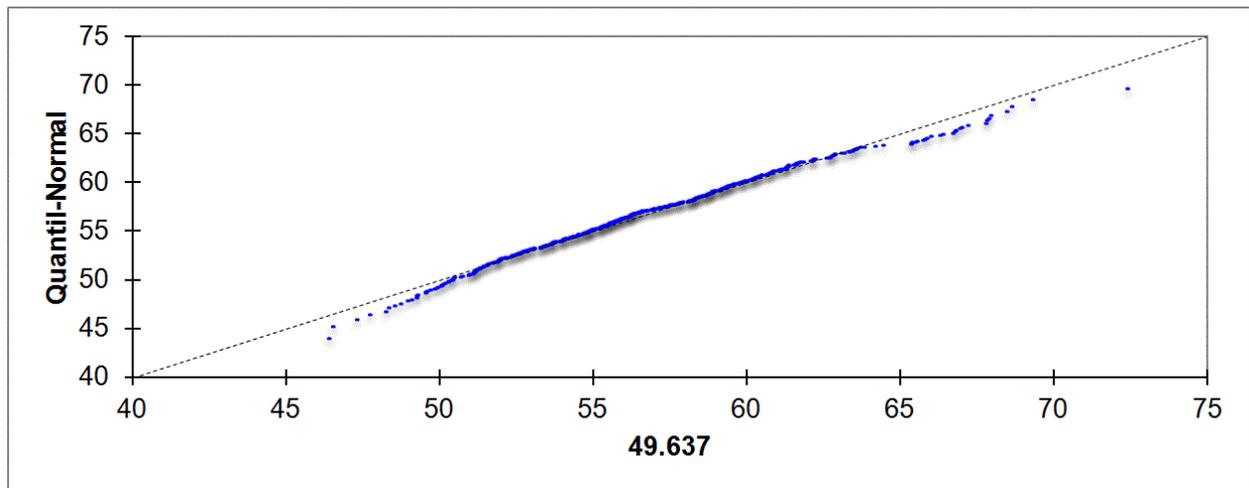


Abbildung 4.22 Quantil-Quantil-Plot für Messpunkt Go, AB 1, männlich

Tabelle 4.20 enthält für die verschiedenen Altersbereiche und das jeweilige Geschlecht die Ergebnisse des Ausreißertests nach Grubbs, wobei „p“ für keine Ausreißer steht. Es folgen die Tests von Stichproben mit $n = 50$ nach Shapiro-Wilk, Anderson-Darling und Jarque-Bera auf Normalverteilung (vgl. 3.2). Bei einem Überschreiten des Signifikanzniveaus von $p_s = 0,05$ wird die Nullhypothese, welche annimmt, dass eine Normalverteilung der Grundgesamtheit vorliegt, als erfüllt betrachtet. Sofern ein Signifikanzniveau von $p_s > 0,05$ nicht erreicht worden ist, wird nicht von einer Normalverteilung der Grundgesamtheit der Messwerte ausgegangen. Diese Werte sind fett hinterlegt.

Tabelle 4.20

Messpunkt „Go“: getrennt nach Altersbereich und Geschlecht. Ausreißertest nach Grubbs, sowie Tests auf Normalverteilung nach Shapiro-Wilk, Anderson-Darling und Jarque-Bera für 3 zufällig gezogene Stichproben mit $n = 50$

Go	Geschlecht	Grubbs	Shapiro-Wilk 1	Shapiro-Wilk 2	Shapiro-Wilk 3	Anderson-Darling 1	Anderson-Darling 2	Anderson-Darling 3	Jarque-Bera 1	Jarque-Bera 2	Jarque-Bera 3
AB 1	m	p	0,283	0,268	0,203	0,242	0,220	0,123	0,703	0,714	0,654
	w	p	0,898	0,864	0,841	0,879	0,882	0,850	0,747	0,723	0,698
AB 2	m	p	0,675	0,668	0,751	0,494	0,529	0,562	0,887	0,882	0,854
	w	p	0,185	0,093	0,215	0,423	0,320	0,491	0,339	0,293	0,365

Da in sämtlichen durchgeführten Tests das Signifikanzniveau erreicht wurde, kann von einer Normalverteilung der Werte ausgegangen werden, was Grundlage für die Benutzung von Mittelwert und Standardabweichung in folgenden Berechnungen ist. Abbildung 4.23 zeigt die Gauss'schen Kurven der Normalverteilungsdichtefunktionen für den Messpunkt Go.

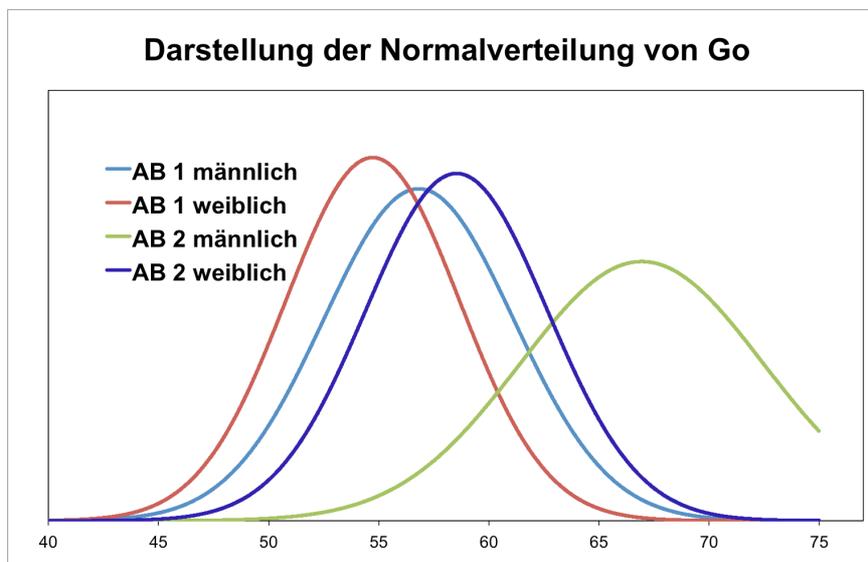


Abbildung 4.23

Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktion für Messpunkt Go

Die Tabelle 4.21 gibt getrennt nach Altersbereich und Geschlecht die nach Formel (3.12) berechnete relative Häufigkeit von Patienten mit $r < 75$ mm in [%] für den Punkt Go (jeweils fett dargestellt), sowie die Mittelwerte μ der Messreihe und deren Standardabweichung s wieder.

Tabelle 4.21

Mittelwert μ , Standardabweichung s , gemessene relative Häufigkeit von Patienten mit $r < 75\text{mm}$ in [%] (fett dargestellt), sowie berechnete relative Häufigkeit von Patienten mit $r < 75\text{mm}$ in [%] (fett dargestellt) für Messpunkt Go getrennt nach Altersbereich und Geschlecht

Go	Geschlecht	Mittelwert μ	Standard- Abweichung s	Berechnete relative Häufigkeit von Patienten mit $r(\text{Gonion})$ < 75mm in [%]
AB 1	m	56,81	4,31	100,00
	w	54,72	3,94	100,00
AB 2	m	66,94	5,52	92,79
	w	58,53	4,12	100,00

4.2.4 Messpunkt C4

Die Ergebnisse der Messungen des Punktes C4 (vgl. Tabelle 3.5) innerhalb einer DVT-Aufnahme mit $r = 75\text{ mm}$ werden graphisch und tabellarisch dargestellt. Insgesamt konnten 590 einzelne Messpunkte erfasst werden, welche einer Verteilung nach Alter und Geschlecht unterliegen, die in Tabelle 4.22 wiedergegeben ist:

Tabelle 4.22

Verteilung des Messpunktes C4 nach Altersbereich und Geschlecht

	AB 1 männlich	AB 1 weiblich	AB 2 männlich	AB 2 weiblich
Anzahl	179	183	80	148

Die Abbildung 4.24 zeigt die gemessenen Radii des Messpunktes C4 für die Patientengruppe „AB 1, männlich“. Abgebildet sind neben den Messwerten die Mittelwerte der Messungen (grüne Linie) und der Radius ($r = 75\text{ mm}$) der untersuchten Kugel (rote Linie). Für die Abbildungen zu den Radii des Messpunktes C4 der weiteren Patientengruppen wird auf den Anhang B.2 verwiesen (Abb. A43 – A45).

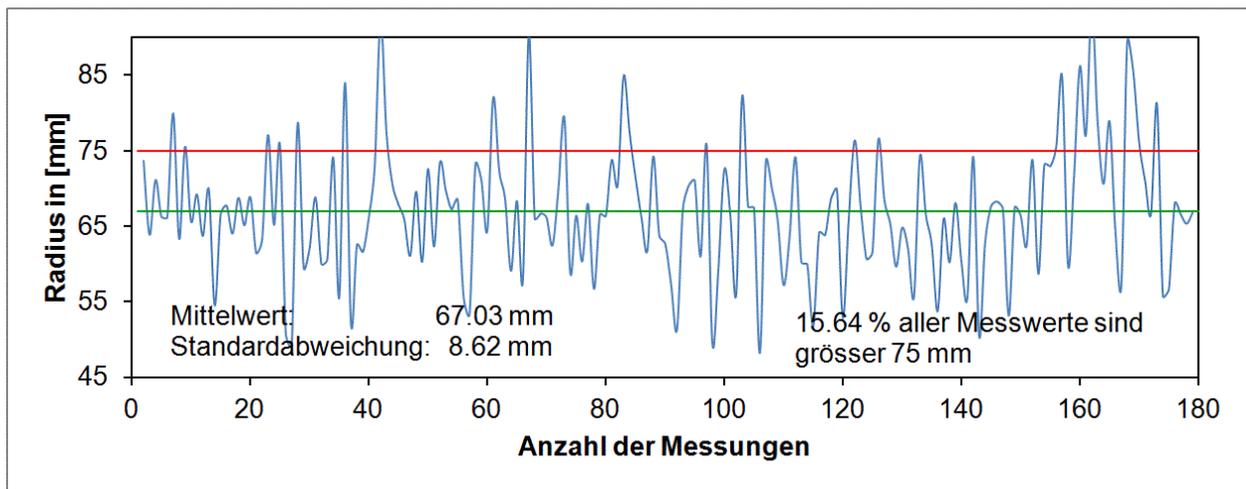


Abbildung 4.24 Gemessene Radii für die Gruppe „AB 1 männlich“. Die grüne Linie steht für den Mittelwert, die rote Linie kennzeichnet den Radius $r = 75$ mm der untersuchten Kugel.

Es wurden, getrennt nach verschiedenen Altersbereichen und Geschlecht, die theoretisch erwarteten Werte der Normalverteilung gegen die tatsächlichen Messwerte aufgetragen. Je näher die aufgetragenen Punkte entlang einer Geraden liegen, desto größer ist die Wahrscheinlichkeit, dass es sich um eine Normalverteilung handelt (vgl. 3.2). Es ergab sich ein erster positiver Hinweis darauf, dass für alle Gruppen Normalverteilung vorliegt. In Abbildung 4.25 ist dies beispielhaft für die Patientengruppe „AB 1, männlich“ dargestellt.

Bezüglich der Abbildungen der Quantil-Quantil-Plots für die visuelle Untersuchung der Messwerte auf Normalverteilung wird für die weiteren Patientengruppen auf den Anhang B.2 verwiesen (Abb. A46 – A48).

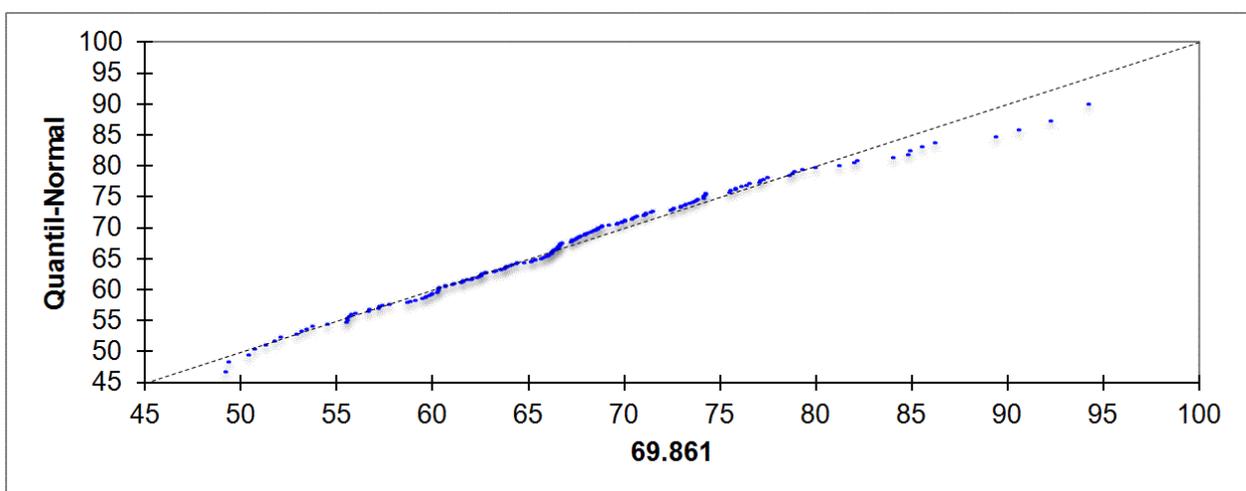


Abbildung 4.25 Quantil-Quantil-Plot für Messpunkt C4, AB 1, männlich

Tabelle 4.23 enthält für die verschiedenen Altersbereiche und das jeweilige Geschlecht die Ergebnisse des Ausreißertests nach Grubbs, wobei „p“ für das Fehlen von Ausreißern steht. Es folgen die Tests von Stichproben mit $n = 50$ nach Shapiro-Wilk, Anderson-Darling und Jarque-Bera auf Normalverteilung (vgl. 3.2). Bei einem Überschreiten des Signifikanzniveaus von $p_s = 0,05$ wird die Nullhypothese, welche annimmt, dass eine Normalverteilung der Grundgesamtheit vorliegt, als erfüllt betrachtet. Sofern ein Signifikanzniveau von $p_s > 0,05$ nicht erreicht worden ist, wird nicht von einer Normalverteilung der Grundgesamtheit der Messwerte ausgegangen. Diese Werte sind fett hinterlegt.

Tabelle 4.23 Messpunkt „C4“: getrennt nach Altersbereich und Geschlecht. Ausreißertest nach Grubbs, sowie Tests auf Normalverteilung nach Shapiro-Wilk, Anderson-Darling und Jarque-Bera für 3 zufällig gezogene Stichproben mit $n = 50$

C4	Geschlecht		Shapiro-Wilk 1	Shapiro-Wilk 2	Shapiro-Wilk 3	Anderson-Darling 1	Anderson-Darling 2	Anderson-Darling 3	Jarque-Bera 1	Jarque-Bera 2	Jarque-Bera 3
	Grubbs										
AB 1	m	p	0,533	0,420	0,463	0,515	0,366	0,423	0,307	0,250	0,272
	w	p	0,194	0,168	0,242	0,142	0,149	0,204	0,388	0,344	0,382
AB 2	m	p	0,860	0,787	0,772	0,726	0,616	0,546	0,840	0,719	0,783
	w	p	0,441	0,426	0,455	0,567	0,487	0,585	0,365	0,444	0,382

Da in sämtlichen durchgeführten Tests das Signifikanzniveau erreicht wurde, kann von einer Normalverteilung der Werte ausgegangen werden, was Grundlage für die Benutzung von Mittelwert und Standardabweichung in folgenden Berechnungen ist.

Abbildung 4.26 zeigt die Gauss'schen Kurven der Normalverteilungsdichtefunktionen für den Messpunkt C4.

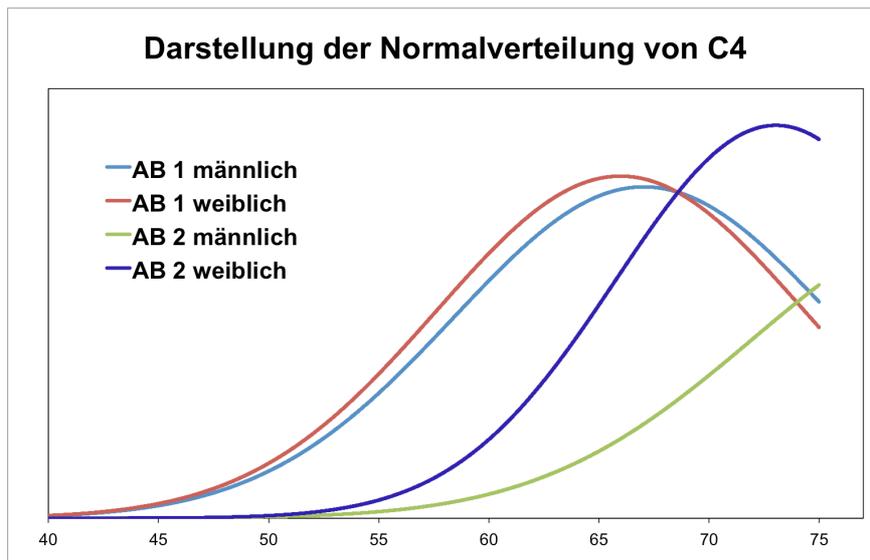


Abbildung 4.26
Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktion für Messpunkt C4

Die Tabelle 4.24 gibt getrennt nach Altersbereich und Geschlecht die nach Formel (3.12) berechnete relative Häufigkeit von Patienten mit $r < 75$ mm in [%] für den Punkt C4 (jeweils fett dargestellt), sowie die Mittelwerte μ der Messreihe und deren Standardabweichung s wieder.

Tabelle 4.24 Mittelwert μ , Standardabweichung s , gemessene relative Häufigkeit von Patienten mit $r < 75$ mm in [%] (fett dargestellt), sowie berechnete relative Häufigkeit von Patienten mit $r < 75$ mm in [%] (fett dargestellt) für Messpunkt C4 getrennt nach Altersbereich und Geschlecht

C4	Geschlecht	Mittelwert μ	Standard- Abweichung s	Berechnete relative Häufigkeit von Patienten mit $r(4.\text{Halswirbel})$ < 75 mm in [%]
AB 1	m	67,03	8,62	82,23
	w	65,97	8,35	86,02
AB 2	m	81,64	9,66	24,60
	w	73,03	7,27	60,71

4.3 Vergleich des FoV in Abhängigkeit vom Geschlecht

Zu einem Vergleich der Fields of View der Geschlechter mit und ohne Facial Scan werden zwei knöcherne Referenzpunkte aus den untersuchten Referenzpunkten herangezogen: das paarige Porion als am weitesten dorsal liegender Punkt und das Gonion als am weitesten kaudal liegender Punkt des Schädels.

Die Messdaten, ihre Darstellung, statistische Auswertung und die Zusammenfassung der Ergebnisse sind in 4.1 „Das sphärische Field of View“ und 4.2 „Der Facial Scan“ ausführlich behandelt worden. Es werden die wesentlichen Werte angegeben.

4.3.1 Vergleich der Patienten aus AB1 männlich mit AB1 weiblich

Die auf das Geschlecht bezogenen Werte sind eine Untermenge der in 4.1 und 4.2 dargestellten Ergebnisse. Alle dort gemachten Aussagen zur Normalverteilung der Messwerte sind auf die hier behandelte Problematik übertragbar. Der besseren Übersichtlichkeit geschuldet, werden Teilergebnisse aus den Tabellen 4.6 und 4.18 für männliche und weibliche Patienten des Altersbereichs 1 in Tabelle 4.25 für den knöchernen Messpunkt Porion zusammengefasst.

Tabelle 4.25 Zusammengefasste Ergebnisse für den Messpunkt Po des Altersbereichs 1 getrennt nach Geschlecht

Po	Berechnete relative Häufigkeit von männlichen Patienten (AB1) mit $r(\text{Porion}) < 75\text{mm}$ in [%]	Berechnete relative Häufigkeit von weiblichen Patienten (AB1) mit $r(\text{Porion}) < 75\text{mm}$ in [%]
Sphärisches FoV	60,59	83,23
FS	88,69	93,07

Für den Messpunkt Gonion finden sich die entsprechenden Werte in den Tabellen 4.9 bzw. 4.21. Eine Zusammenfassung gibt Tabelle 4.26 wieder.

Tabelle 4.26

Zusammengefasste Ergebnisse für den Messpunkt Go des Altersbereichs 1 getrennt nach Geschlecht

Go	Berechnete relative Häufigkeit von männlichen Patienten (AB1) mit $r(\text{Gonion}) < 75\text{mm}$ in [%]	Berechnete relative Häufigkeit von weiblichen Patienten (AB1) mit $r(\text{Gonion}) < 75\text{mm}$ in [%]
Sphärisches FoV	99,89	100,00
FS	100,00	100,00

4.3.2 Vergleich der Patienten aus AB2 männlich mit AB2 weiblich

Die in 4.1 und 4.2 dargestellten Ergebnisse wurden primär für den Vergleich der FoV-Volumina genutzt. Sämtliche, in diesen Abschnitten beschriebene Inhalte, behalten auch für die Fragestellung nach der Abhängigkeit vom Geschlecht ihre Gültigkeit. Die Einzelergebnisse aus den Tabellen 4.6 und 4.18 werden für beide Geschlechter des Altersbereichs 2 in Tabelle 4.27 für den Referenzpunkt Porion zusammen gefasst.

Tabelle 4.27

Zusammengefasste Ergebnisse für den Messpunkt Po des Altersbereichs 2 getrennt nach Geschlecht

Po	Berechnete relative Häufigkeit von männlichen Patienten (AB2) mit $r(\text{Porion}) < 75\text{mm}$ in [%]	Berechnete relative Häufigkeit von weiblichen Patienten (AB2) mit $r(\text{Porion}) < 75\text{mm}$ in [%]
Sphärisches FoV	4,01	31,76
FS	20,94	78,43

Für den Messpunkt Gonion finden sich die entsprechenden Werte in den Tabellen 4.9 bzw. 4.21. Eine Zusammenfassung gibt Tabelle 4.28 wieder.

Tabelle 4.28

Zusammengefasste Ergebnisse für den Messpunkt Go des Altersbereichs 2 getrennt nach Geschlecht

Go	Berechnete relative Häufigkeit von männlichen Patienten (AB2) mit r(Gonion) < 75mm in [%]	Berechnete relative Häufigkeit von weiblichen Patienten (AB2) mit r(Gonion) < 75mm in [%]
Sphärisches FoV	75,05	99,88
FS	92,79	100,00

4.4 Vergleich des FoV in Abhängigkeit vom Alter

Zu einem Vergleich der Fields of View beider Altersbereiche mit und ohne Facial Scan werden zwei knöcherne Referenzpunkte aus den untersuchten Referenzpunkten herangezogen: das paarige Porion als am weitesten dorsal liegender Punkt und das Gonion als am weitesten kaudal liegender Punkt des Schädels.

Die Messdaten, ihre Darstellung, statistische Auswertung und die Zusammenfassung der Ergebnisse sind in 4.1 „Das sphärische Field of View“ und 4.2 „Der Facial Scan“ ausführlich behandelt worden. Es werden die wesentlichen Werte angegeben.

4.4.1 Vergleich der Patienten aus AB1 männlich mit AB2 männlich

Es wurden Teilergebnisse der Kapitel 4.1 und 4.2 für den Vergleich der FoV-Größen herangezogen. Die folgenden geschlechtsspezifischen Werte unterliegen gleichfalls den in diesen Kapiteln getätigten Aussagen bezüglich der Tests auf Ausreißer und Normalverteilung. Eine Zusammenfassung von Teilen der Tabellen 4.6 und 4.18 gibt Tabelle 4.29 wieder. Es wurden die Ergebnisse des Punktes Porion der männlichen Patienten für unterschiedliche Altersbereiche gegenüber gestellt.

Tabelle 4.29

Zusammengefasste Ergebnisse für den Messpunkt Po der männlichen Patienten getrennt nach Altersbereich

Po	Berechnete relative Häufigkeit von Patienten des AB1 mit $r(\text{Porion}) < 75\text{mm}$ in [%]	Berechnete relative Häufigkeit von Patienten des AB2 mit $r(\text{Porion}) < 75\text{mm}$ in [%]
Sphärisches FoV	60,59	4,01
FS	88,69	20,94

Für den Messpunkt Gonion finden sich die entsprechenden Werte in den Tabellen 4.9 bzw. 4.21. Eine Zusammenfassung gibt Tabelle 4.30 wieder.

Tabelle 4.30

Zusammengefasste Ergebnisse für den Messpunkt Go der männlichen Patienten getrennt nach Altersbereich

Go	Berechnete relative Häufigkeit von Patienten des AB1 mit $r(\text{Gonion}) < 75\text{mm}$ in [%]	Berechnete relative Häufigkeit von Patienten des AB2 mit $r(\text{Gonion}) < 75\text{mm}$ in [%]
Sphärisches FoV	99,89	75,05
FS	100,00	92,79

4.4.2 Vergleich der Patienten aus AB1 weiblich mit AB2 weiblich

Es wurden in 4.1 und 4.2 aufgeführte Teilergebnisse für die Problematik der FoV-Größe bei unterschiedlichen Altersgruppen genutzt. Die dort getroffenen Aussagen bezüglich Tests auf Ausreißer und Normalverteilung behalten auch in diesem Kapitel ihre Gültigkeit. Für einen Vergleich der weiblichen Patienten wurden Teilergebnisse der Tabellen 4.6 und 4.18 für den Messpunkt Porion in Tabelle 4.31 zusammengefasst.

Tabelle 4.31

Zusammengefasste Ergebnisse für den Messpunkt Po der weiblichen Patienten getrennt nach Altersbereich

Po	Berechnete relative Häufigkeit von Patienten des AB1 mit $r(\text{Porion}) < 75\text{mm}$ in [%]	Berechnete relative Häufigkeit von Patienten des AB2 mit $r(\text{Porion}) < 75\text{mm}$ in [%]
Sphärisches FoV	83,23	31,76
FS	88,69	78,48

Für den Messpunkt Gonion finden sich die entsprechenden Werte in den Tabellen 4.9 bzw. 4.21. Eine Zusammenfassung gibt Tabelle 4.32 wieder.

Tabelle 4.32

Zusammengefasste Ergebnisse für den Messpunkt Go der weiblichen Patienten getrennt nach Altersbereich

Go	Berechnete relative Häufigkeit von Patienten des AB1 mit $r(\text{Gonion}) < 75\text{mm}$ in [%]	Berechnete relative Häufigkeit von Patienten des AB2 mit $r(\text{Gonion}) < 75\text{mm}$ in [%]
Sphärisches FoV	100,00	99,83
FS	100,00	100,00

4.5 Optimierung der FoV-Positionierung

Um für ein DVT mit sphärischem FoV von $r = 75$ mm eine größtmögliche Anzahl an interessierenden Referenzpunkten zu erfassen, bedarf es einer optimalen Positionierung. Unter Verwendung der in 4.1 und 4.2 gewonnenen 32.758 Koordinaten wurde eine Berechnung der idealen Kugelmittelpunkte durchgeführt.

Die Ergebnisse zur Berechnung der optimalen Kugelmittelpunkte werden in den Tabellen 4.33 und 4.34 wiedergegeben. Tabelle 4.33 zeigt dabei die Daten für die Simulation einer reinen DVT-Aufnahme mit sphärischem FoV, Tabelle 4.34 die Daten

einer simulierten sphärischen DVT-Aufnahme in Kombination mit einem Face Scan. Dabei bedeutet n die Anzahl der Punkte im Raum, welche die Kugel definieren. Unter l werden die Werte für die Abstände zwischen dem Mittelpunkt einer durch 17 Referenzpunkte definierten Kugel und dem Mittelpunkt einer durch 3 – 6 Referenzpunkte definierten Kugel in Millimeter angegeben. In der letzten Spalte ist die entsprechende optimale Punkt-Kombination angegeben, welche den kleinsten Abstand zur, durch sämtliche 17 Referenzpunkte definierten Kugel, aufweist.

Tabelle 4.33

Ergebnisse der optimierten Positionierung einer DVT-Aufnahme mit sphärischem FoV getrennt nach Altersgruppe und Geschlecht

Altersgruppe	Geschlecht	Modus	n	l in [mm]	Optimierte Kombination	
5 - 17	m	DVT - rein	3	6,94	C4 , Cond 1 , N	
			4	2,33	N' , Pog' , Po 1 , Po 2	
			5	1,25	C4 , Pog' , Po 1 , Po 2 , e	
			6	0,03	C4 , N' , Pog' , Po 1 , Po 2 , e	
	w			3	6,31	C4 , Cond 1 , N
				4	2,86	N' , Pog' , Po 1 , Po 2
				5	1,07	C4 , Pog' , Po 1 , Po 2 , e
				6	0,08	C4 , N' , Pog' , Po 1 , Po 2 , e
18 - 78	m	DVT - rein	3	5,34	C4 , Cond 1 , N	
			4	3,70	N' , Pog' , Po 1 , Po 2	
			5	2,07	C4 , Pog' , Po 1 , Po 2 , e	
			6	0,26	C4 , N' , Pog' , Po 1 , Po 2 , e	
	w			3	5,25	C4 , N' , Po 1
				4	2,25	C4 , Po 1 , Po 2 , e
				5	1,31	C4 , Pog' , Po 1 , Po 2 , e
				6	0,03	C4 , N' , Pog' , Po 1 , Po 2 , e

Tabelle 4.34

Ergebnisse der optimierten Positionierung einer sphärischen DVT-Aufnahme in Kombination mit einem Face Scan getrennt nach Altersgruppe und Geschlecht

Altersgruppe	Geschlecht	Modus	n	l in [mm]	Optimierte Kombination		
5 - 17	m	DVT + FS	3	7,46	C4 , Cond 1 , N		
			4	3,25	N' , Pog' , Po 1 , Po 2		
			5	1,85	C4 , Pog' , Po 1 , Po 2 , e		
			6	0,75	C4 , N' , Pog' , Po 1 , Po 2 , e		
			w	3	6,28	C4 , Cond 1 , N	
				4	3,06	N' , Pog' , Po 1 , Po 2	
	5	1,25		C4 , Pog' , Po 1 , Po 2 , e			
	6	0,04		C4 , N' , Pog' , Po 1 , Po 2 , e			
	18 - 78	m		DVT + FS	3	5,13	C4 , Cond 1 , N
					4	3,45	Pog' , Po 1 , Po 2 , e
			5		1,94	C4 , N' , Pog' , Po 1 , Po 2	
			6		0,32	C4 , N' , Pog' , Po 1 , Po 2 , e	
w			3		5,25	C4 , N' , Po 1	
			4		2,57	C4 , Po 1 , Po 2 , e	
	5	1,40	C4 , Pog' , Po 1 , Po 2 , e				
	6	0,06	C4 , N' , Pog' , Po 1 , Po 2 , e				

Die Berechnungen der Abstände zu einem idealen Kugelmittelpunkt zeigen je nach Menge der an der Definition der simulierten Kugel beteiligten Punkte ($n = 3$ bis 6) Werte zwischen $0,03$ mm und $7,46$ mm. Es wird deutlich, dass unabhängig vom gewählten Modus, die Abstände mit steigender Anzahl von n geringer werden.

Unter Berücksichtigung der Menge von genutzten Datensätzen innerhalb der einzelnen Patientengruppen (siehe Tabelle 3.1) ergeben sich die in Tabelle 4.35 aufgeführten durchschnittlichen Abstände zu einem idealen Kugelmittelpunkt.

Tabelle 4.35

berechnete durchschnittliche Abstände zu durch $n = 17$ definiertem idealem Kugelmittelpunkt für „DVT rein“ und „DVT + FS“ in [mm] mit zugehöriger Standardabweichung

n	durchschnittliche Abstände zu idealem Kugelmittelpunkt mit $n = 17$ bei DVT rein in [mm], sowie die zugehörige Standardabweichung	durchschnittliche Abstände zu idealem Kugelmittelpunkt mit $n = 17$ bei DVT + FS in [mm], sowie die zugehörige Standardabweichung
3	5,95 (0,70)	6,03 (0,93)
4	2,71 (0,54)	3,03 (0,33)
5	1,38 (0,35)	1,58 (0,28)
6	0,08 (0,08)	0,27 (0,29)

Da die Berechnungen in der täglichen Routine praktischen Nutzen finden sollen, erscheinen neben einem möglichst geringem Abstand zur Idealposition auch die Referenzpunkte von großem Interesse, welche die Positionen definieren.

Für die in Tabelle 4.33 und 4.34 dargestellten jeweils 16 optimierten Referenzpunkt-Kombinationen ergeben sich die in Abbildung 4.27 bis 4.30 gezeigten Häufigkeiten an der Definition des Kugelmittelpunktes für $n = 3$ bis 6 .

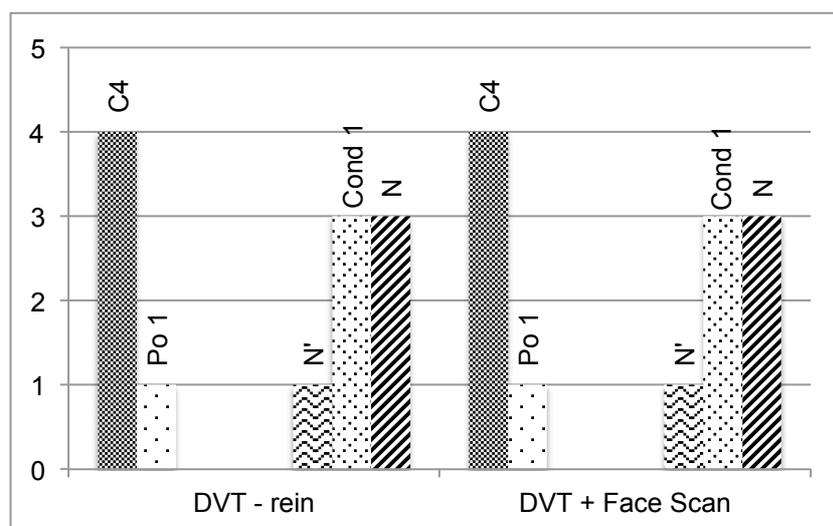


Abbildung 4.27

Übersicht zu Häufigkeiten der die optimierte Kugelposition definierenden Referenzpunkte für $n = 3$

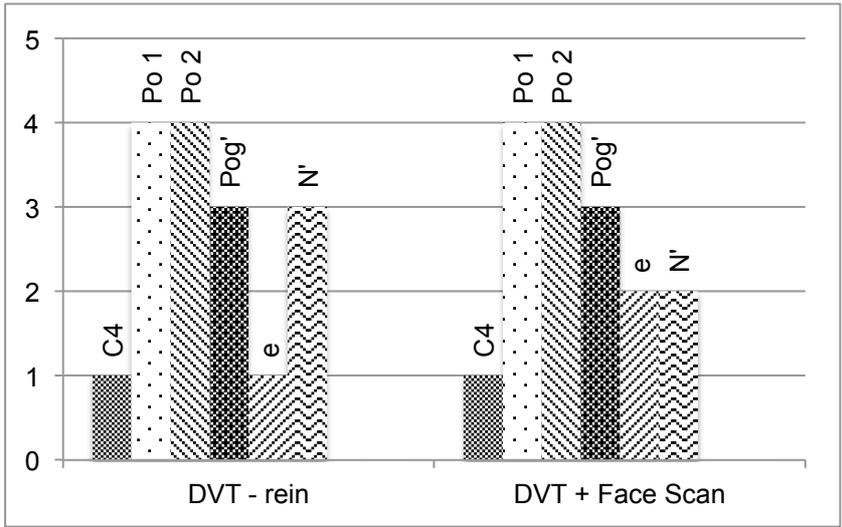


Abbildung 4.28
Übersicht zu Häufigkeiten der die optimierte Kugelposition definierenden Referenzpunkte für $n = 4$

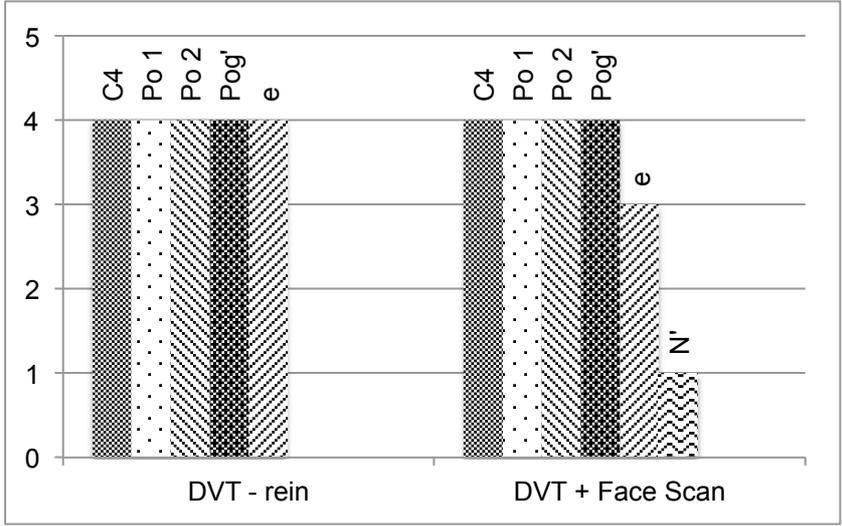


Abbildung 4.29
Übersicht zu Häufigkeiten der die optimierte Kugelposition definierenden Referenzpunkte für $n = 5$

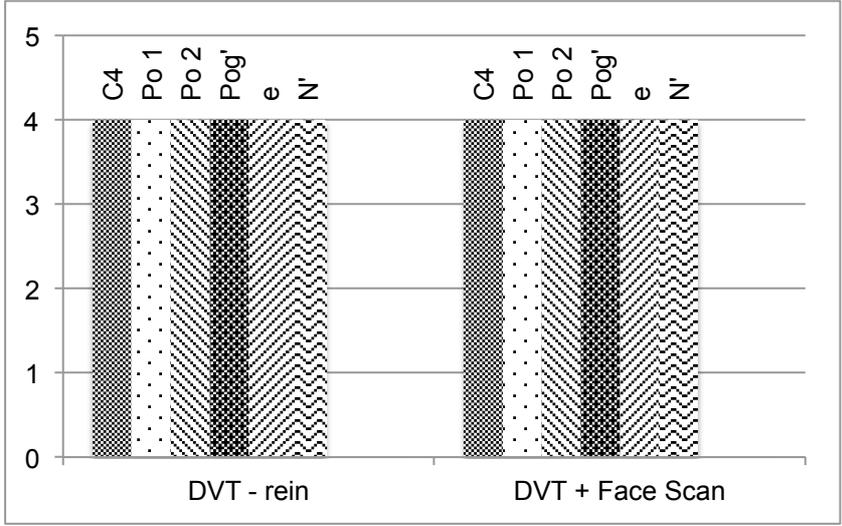


Abbildung 4.30
Übersicht zu Häufigkeiten der die optimierte Kugelposition definierenden Referenzpunkte für $n = 6$

Abbildung 4.27 zeigt für $n = 3$ die Referenzpunkte C4, Cond 1 und N als die Punkte mit dem kleinsten Abstand zur Idealposition bei DVT – rein und DVT + FS. Es ergeben sich mittlere Abstände von 5,95 mm bei DVT – rein bzw. 6,03 mm bei DVT + FS.

Aus Abbildung 4.28 wird deutlich, dass bei der Positionierung einer reinen DVT-Aufnahme bei $n = 4$ die Position hauptsächlich durch die Punkte Po 1 + 2, Pog' und N' definiert wird. Es errechnet sich ein durchschnittlicher Abstand von 2,71 mm . In Kombination mit einem Face Scan sind ebenfalls Po 1 + 2 sowie Pog' an der Positionierung beteiligt. Ergänzt wird hier durch e oder N' . Der durchschnittliche Abstand zur Idealposition beträgt 3,03 mm .

Die in Abbildung 4.29 gezeigten Referenzpunkt – Kombinationen zur möglichst idealen Positionierung für $n = 5$ sind bei einer reinen DVT – Aufnahme eindeutig. Die Punkte C4, Po 1 + 2, Pog' und e definieren einen Kugelmittelpunkt mit einem durchschnittlichen Abstand von 1,38 mm zum idealen Mittelpunkt. Auch für die Kombination von DVT + FS zeigen die Punkte C4, Po 1 + 2, Pog' und e die größte Häufigkeit für möglichst gute Kugelposition. Hier beträgt der durchschnittliche Abstand zur Idealposition 1,58 mm .

Für $n = 6$ (siehe Abbildung 4.30) ergeben sich sowohl für DVT – rein, als auch DVT + FS die Referenzpunkte C4, Po 1 + 2, Pog', e und N' als definierende Punkte für einen kleinstmöglichen Abstand zum idealen Kugelmittelpunkt. Die durchschnittlichen Abstände betragen 0,08 mm (DVT-rein) und 0,27 mm (DVT+FS).

4.6 Messunsicherheit

Die Messunsicherheit setzt sich aus dem systematischen- und dem zufälligen Fehler zusammen (vgl Formel 3.13 aus Kapitel 3.2.5).

Bei der Vermessung der Röntgenbilder ist die systematische Unsicherheit durch die maximal erreichbare Auflösung des Bildschirms gegeben. Verwendet wurde hier ein 27“ Monitor mit einer Auflösung von (2560 x 1440) Pixeln. Daraus errechnet sich eine maximale Auflösung von $\Delta x = 0,24$ mm. Das gilt für jede Raumrichtung, d.h. $\Delta x = \Delta y = \Delta z$.

Die in Kapitel 3.2.5 dargestellte grundlegende Gleichung (3.13) wird partiell differenziert:

$$\frac{\partial r}{\partial x} = \frac{\partial}{\partial x} \sqrt{x^2 + y^2 + z^2} = \frac{x}{\sqrt{x^2 + y^2 + z^2}} = \frac{x}{r} \quad (4.1)$$

$$\frac{\partial r}{\partial y} = \frac{\partial}{\partial y} \sqrt{x^2 + y^2 + z^2} = \frac{y}{\sqrt{x^2 + y^2 + z^2}} = \frac{y}{r} \quad (4.2)$$

$$\frac{\partial r}{\partial z} = \frac{\partial}{\partial z} \sqrt{x^2 + y^2 + z^2} = \frac{z}{\sqrt{x^2 + y^2 + z^2}} = \frac{z}{r} \quad (4.3)$$

Eingesetzt in das Fehlerfortpflanzungsgesetz nimmt die systematische Unsicherheit die folgende Form an:

$$u_{\text{sys}}(r) = \sqrt{\left(\frac{x}{r} \cdot \Delta x\right)^2 + \left(\frac{y}{r} \cdot \Delta y\right)^2 + \left(\frac{z}{r} \cdot \Delta z\right)^2} \quad (4.4)$$

Für $x = y = z = r$ ergibt (4.3) den Maximalwert von $u_{\text{sys}}(r) = 0,42$ mm.

Die zufälligen Unsicherheiten der Messungen ergeben sich aus der Bestimmung der horizontalen und vertikalen Kalibrierwerte für eine repräsentative Strecke von jeweils 160 mm, sowie die Positionierung des Cursors. Zur Bestimmung dieser Anteile wurden die Abstände zum Koordinatenursprung des Bildes in Pixeln mit der verwendeten Software „15 cm Kugel“ jeweils grösser 100 mal gemessen. Die erhaltenen Werte x_i unterliegen der Gauß'schen Normalverteilung, bestimmt durch den Mittelwert \bar{x} und die Standardabweichung s . Einen Schätzer s^* für die Standardabweichung gibt nach⁽¹⁶⁷⁾ die folgende Gleichung:

$$s^* = \sqrt{\frac{1}{n-1} \cdot \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad (4.5)$$

Ebenfalls nach⁽¹⁶⁷⁾ folgt daraus die Unsicherheit des Mittelwertes der Messungen:

$$u = \frac{s^*}{\sqrt{n}} \quad (4.6)$$

In Tabelle 4.36 sind die experimentell ermittelten Werte dargestellt.

Tabelle 4.36 Experimentell gewonnene Werte für die Unsicherheiten

	Mittelwert [Pixel]	s* [Pixel]	u [Pixel]	u [mm]
horizontale Kalibrierung	461	0,82	0,08	0,02
vertikale Kalibrierung	462	0,88	0,08	0,02
Positionierung des Cursors	1485	0,70	0,07	0,02

Wie in den Gleichungen 3.1 und 3.2 gezeigt wurde, wird die Position des Cursors auf dem Röntgenbild mit der Kalibriergröße in horizontaler oder vertikaler Richtung multipliziert. Daraus folgen nach den Rechenregeln der Fehlerfortpflanzung für die einzelnen Messpunkte die Unsicherheiten

$$u_{\text{zuf,Kalibrierung}}(r) = \sqrt{\left(\frac{x}{r} \cdot u(x)\right)^2 + \left(\frac{y}{r} \cdot u(y)\right)^2 + \left(\frac{z}{r} \cdot u(z)\right)^2} \quad (4.7)$$

im Sinne einer konservativen Abschätzung wird in Gleichung (4.7) wiederum $x = y = z = r$ gesetzt. Damit ergibt sich $u_{\text{zuf,Kalibrierung}}(r) = 0,04$ mm. Berücksichtigt man zusätzlich die Positioniergenauigkeit des Cursors ergibt sich $u_{\text{zuf}}(r) = 0,05$ mm.

Die Addition der Ergebnisse der Gleichungen (4.4) und (4.7) liefert das Gesamtunsicherheitsbudget $u_{\text{ges}}(r)$, welches durch den Beitrag der systematischen Unsicherheit dominiert wird. Multipliziert man $u_{\text{ges}}(r)$ mit $k_{\hat{u}} = 2$, dem Überdeckungsgrad nach⁽¹⁶⁷⁾, erhält man die maximale Abweichung vom Mittelwert, die repräsentativ für 95 % aller an den Röntgenbildern gemessenen Werte ist, zu $u_{\text{ges}}(r) = 0,94$ mm. Besitzt die Normalverteilung der Messwerte signifikante Anteile oberhalb des Kugelradiuses $r = 75$ mm, lässt sich mit dem Wert für die Messunsicherheit $u_{\text{ges}}(r)$ die Unsicherheit für die berechnete prozentuale Häufigkeit von Patienten mit $r < 75$ mm für einen bestimmten Knochenpunkt abschätzen.

Dazu wird im Integral (3.12) $u_{ges}(r)$ zu dem oberen Grenzwert von 75 mm addiert bzw. subtrahiert. Die Integration liefert zwei Werte für die Fläche unter dem Integral. Das Maximum der Abweichung dieser Werte von den Fläche, die in den Tabellen 4.3 bis 4.24 für die berechnete Häufigkeit von Patienten mit $r < 75$ mm für die einzelnen Knochenpunkte angegeben wird, ist im Sinne einer konservativen Abschätzung als Unsicherheit dieser Häufigkeit zu verstehen. Tabelle 4.37 fasst die Unsicherheiten zusammen.

Tabelle 4.37 Aufschlüsselung der Ergebnisse der Unsicherheit der berechneten relativen Häufigkeit in [%] getrennt nach Messpunkt, Geschlecht, Altersbereich und Messreihe

Messpunkt	Geschlecht	Altersbereich	Messreihe	Berechnete relative Häufigkeit von Patienten mit $r(\text{Kondylus}) < 75\text{mm}$ in [%]	Unsicherheit der berechneten relativen Häufigkeit in [%]	Geschlecht	Altersbereich	Messreihe	Berechnete relative Häufigkeit von Patienten mit $r(\text{Kondylus}) < 75\text{mm}$ in [%]	Unsicherheit der berechneten relativen Häufigkeit in [%]
Cond	m	1	4.1	97,60	1,09	w	1	4.1	99,75	0,18
Cond	m	2	4.1	37,44	5,69	w	2	4.1	96,31	2,31
Cond	m	1	4.2	99,80	0,15	w	1	4.2	99,97	0,03
Cond	m	2	4.2	68,97	5,61	w	2	4.2	99,76	0,26
Po	m	1	4.1	60,59	5,75	w	1	4.1	83,23	5,77
Po	m	2	4.1	4,01	1,24	w	2	4.1	31,76	7,94
Po	m	1	4.2	88,69	3,34	w	1	4.2	93,07	2,43
Po	m	2	4.2	20,94	3,93	w	2	4.2	78,43	6,75
Go	m	1	4.1	99,89	0,09	w	1	4.1	100,00	0,00
Go	m	2	4.1	75,05	5,19	w	2	4.1	99,88	0,12
Go	m	1	4.2	100,00	0,00	w	1	4.2	100,00	0,00
Go	m	2	4.2	92,79	2,64	w	2	4.2	100,00	0,00
C4	m	1	4.1	65,39	3,66	w	1	4.1	75,50	3,41
C4	m	2	4.1	12,85	2,03	w	2	4.1	33,54	4,56
C4	m	1	4.2	82,23	2,98	w	1	4.2	86,02	2,65
C4	m	2	4.2	24,60	3,17	w	2	4.2	60,71	5,05

Für die nicht in Tabelle 4.37 genannten Knochenpunkte (vgl. Tabelle 3.5) erfolgte keine Berechnung der Unsicherheiten.

5. Diskussion

Die Digitale Volumentomographie als dreidimensionales radiologisches Verfahren erweist sich zunehmend als ein diagnostisches Werkzeug von hohem Stellenwert innerhalb aller Bereiche der Zahnmedizin⁽¹²³⁾. Die Literaturübersicht in Kapitel 1 gibt einen Überblick zur Vielzahl möglicher Anwendungsgebiete. Die zitierten Autoren zeigen sich darin einig, dass der zusätzliche Informationsgewinn einer 3D-Aufnahme gegenüber einer zweidimensionalen Aufnahme die eventuell auftretende höhere Strahlenbelastung rechtfertigen muss, was in Deutschland durch den Rechtfertigungsgrundsatz nach § 4 (2) der Strahlenschutzverordnung explizit geregelt ist. Für den Patienten anfallende Strahlendosen werden dabei von einer Vielzahl von Geräteparametern beeinflusst. Einer dieser Parameter ist das Field of View. Dieses definiert die Größe des Aufnahmevolumens im Raum. Neben dem FoV hat auch die Positionierung dieses Volumens erheblichen Einfluss auf die aufgenommene Strahlendosis^(136, 168).

Innerhalb dieser Arbeit wird speziell auf Fragestellungen bezüglich der Größen FoV und Positionierung für die Anwendung eines DVT-Gerätes bei kieferorthopädischer Indikation eingegangen.

Dabei galt es zunächst zu prüfen, ob ein DVT mit einem sphärischen Volumen von $r = 75$ mm in der Lage ist, sämtliche für die kieferorthopädische Behandlungsplanung benötigten knöchernen- und weichgeweblichen Referenzpunkte zu erfassen und ob der kombinierte Einsatz von Face Scan und DVT einen Informationsgewinn bezüglich der bis dahin nicht erfassbaren Punkte erzielt. Des Weiteren wurde untersucht, wieviel Referenzpunkte benötigt werden, um ein sphärisches FoV optimal so zu positionieren, dass möglichst viele derer innerhalb des FoV liegen. Letztendlich wird eine Empfehlung zur Anwendung des DVT-Geräts und zur idealen Positionierung eines sphärischen FoV gegeben.

5.1 Diskussion der Methodik

5.1.1 Allgemeine Methodik

Grundlage für diese Studie war die Erhebung möglichst vieler Daten für die räumliche Lage der untersuchten Referenzpunkte (siehe Tabelle 3.5).

Um den ermittelten Werten zunächst eine möglichst hohe statistische Sicherheit zu verleihen, wurden insgesamt 1003 DVT-Datensätze ausgewertet. Sämtliche Datensätze stammten aus dem Langzeitarchiv des nationalen 3D-Röntgennetzwerkes MESANTIS® (Standorte: Berlin, Hamburg, Heilbronn, Leonberg, Mayen, München und Wiesbaden). Durch die Möglichkeit des Zugriffs auf diese Datenbank musste kein Patient der Röntgenstrahlung ausgesetzt werden. Bei der Bildakquise wurde neben den in 3.1.1 dargestellten Anforderungen auch auf ein möglichst ausgeglichenes Alters- und Geschlechterverhältnis geachtet. Dies erwies sich jedoch speziell bei „AB2, männlich“ als nur eingeschränkt möglich. Hier führte ein häufig nicht komplett dargestellter 4.Halswirbel oft zum Ausschluss aus der Verwendung für diese Untersuchung. Letztlich wurde ein Verhältnis von 301 Datensätzen für „AB2, weiblich“ gegenüber 200 Datensätzen bei „AB2, männlich“ erreicht. Die Kritik eines Verfälschens der Messwerte durch ein Ungleichgewicht innerhalb der Anzahl überprüfter Datensätze von Frauen und Männern wurde getrennt untersucht.

Der wesentliche Grundgedanke dieser Arbeit ist die auf der Normalverteilung der ermittelten Werte beruhende Reduktion der gemessenen Datensätze eines landmarks für jede Patientengruppe nach Alter und Geschlecht auf den Mittelwert μ und die Standardabweichung s . Für die Abschätzung der erforderlichen Stärke der Patientenkollektive galt es daher zu prüfen, wie stark sich die Werte für μ und s bei reduzierten Datenmengen ändern. Untersucht wurden 3 unterschiedliche Referenzpunkte aus 3 differenten Patientengruppen. Aus 100 % des jeweiligen Referenzpunkte wurden jeweils 3 Stichproben zu je 80 %, 60 %, 40 % 20 % und 10 % der Messpunkte unter dem statistischen Kriterium „mit zurücklegen“ gezogen, sowie die entsprechenden Mittelwerte und Standardabweichungen berechnet. Diese sind in den Abbildungen 5.1 bis 5.3 dargestellt.

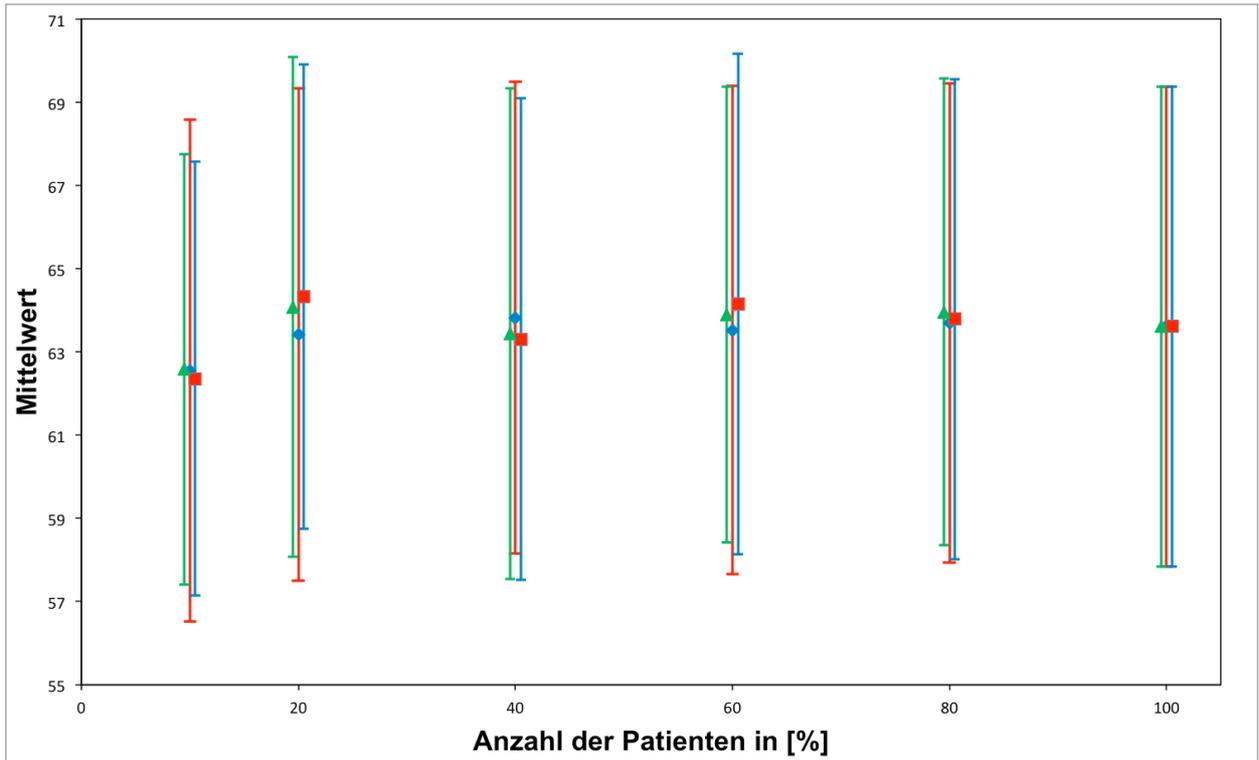


Abbildung 5.1 Mittelwert und Standardabweichung für jeweils 3 Stichproben zu 80%, 60%, 40%, 20% und 10% der Messpunkte von Kond, AB1, männlich

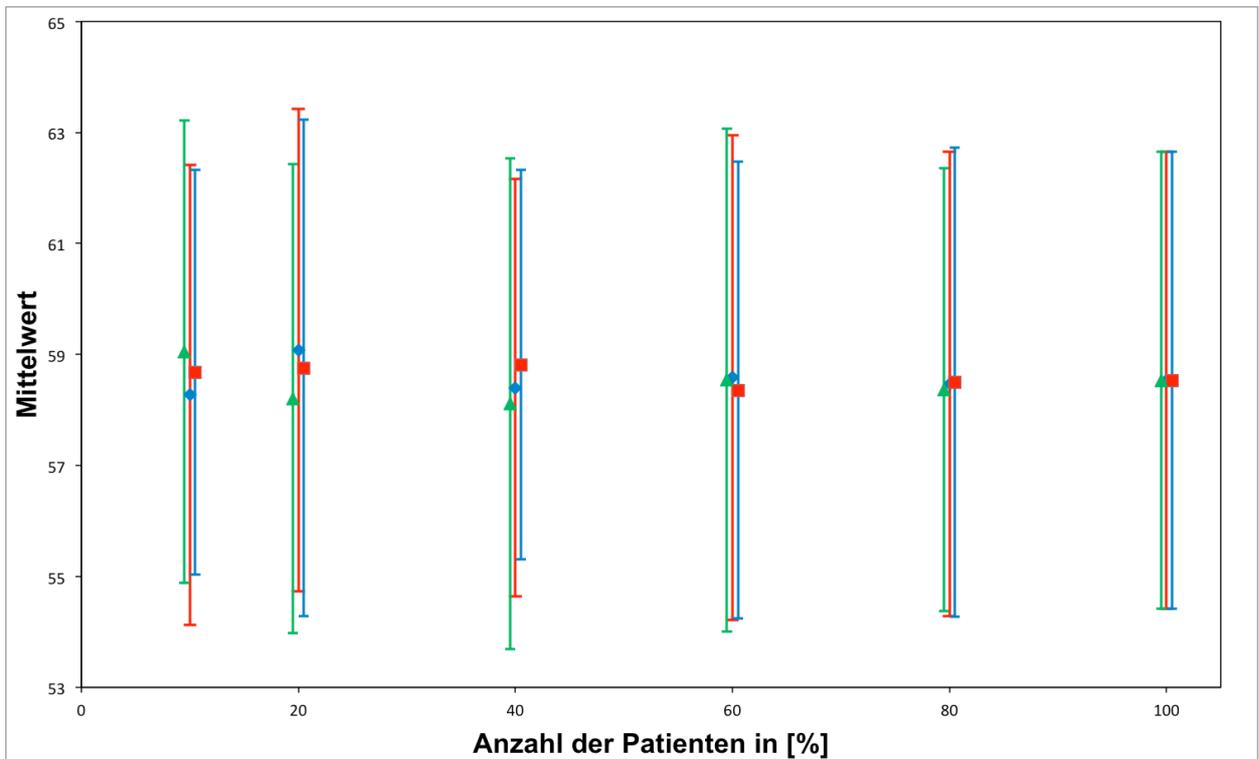


Abbildung 5.2 Mittelwert und Standardabweichung für jeweils 3 Stichproben zu 80%, 60%, 40%, 20% und 10% der Messpunkte von Go, AB2, weiblich

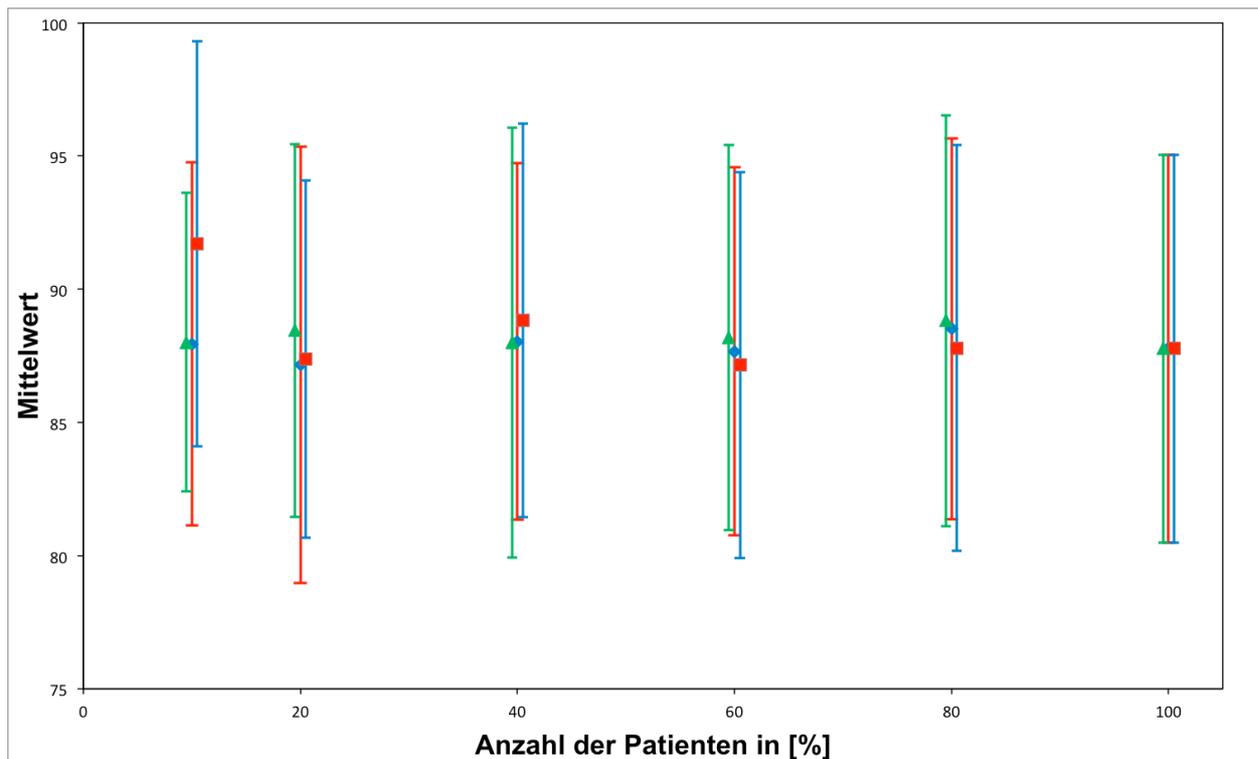


Abbildung 5.3 Mittelwert und Standardabweichung für jeweils 3 Stichproben zu 80%, 60%, 40%, 20% und 10% der Messpunkte von Po, AB2, männlich

Die Abbildungen zeigen deutlich, dass die Mittelwerte μ unter Beachtung der Werte für die Standardabweichung s , die letztlich die Messunsicherheit repräsentieren, für 80 %, 60 % und 40 % der Messpunkte sehr nahe derer der Gesamtheit der Messwerte (100 %) liegen. Daraus resultieren folgende 2 Aussagen:

Eine Argumentation hin zu „verfälschten“ Messwerten begründet durch ein ungleich verteiltes Patientenverhältnis ist hinfällig, da sich die Werte für die Mittelwerte und die dazugehörigen Standardabweichungen auf einem sehr ähnlich liegendem Niveau bewegen. Weiterhin wird deutlich, dass die Gesamtzahl der untersuchten Datensätze mit $n = 1003$ zwar genaue Ergebnisse liefert, jedoch auch eine kleiner gewählte Patientenzahl mit geringerem Aufwand sehr ähnliche Ergebnisse geliefert hätte. Eine weitere mathematische Aufarbeitung des Problems der notwendigen Patientenzahl hätte den Rahmen dieser Arbeit gesprengt.

RASCH untersuchte 2009 die notwendige Größe eines FoV in der kieferorthopädischen Anwendung an der Ludwig – Maximilian – Universität (LMU) München⁽¹⁶⁹⁾. Sie kam zu dem Schluss, dass eine Vielzahl der auf dem Markt erhältlichen DVT-Geräte nicht für diese Indikation geeignet sind. Bei einer Patientengesamtzahl von $n = 96$ bemängelt die Autorin selbst eine fehlende statistische Aussagekraft innerhalb der Gruppe der Kinder mit $n = 11$.

Auch *KRAUSE* prüfte die notwendige Größe eines sowohl zylindrischen-, als auch sphärischen FoV für die dentale Region mit Kiefergelenk und oberer Halswirbelsäule. Für die dargestellte Untersuchung hat er 548 Patientendatensätze verwendet⁽¹³⁸⁾, wobei die in der Arbeit verwendete Patientenzahl nicht kritisch hinterfragt wurde.

5.1.2 Betrachtung des sphärischen FoV / FS

Grundlage der Berechnungen für die Ergebnisse in 4.1 und 4.2 bilden die innerhalb der Software InVivoDental® 4.0 erstellten zweidimensionalen Schnittbilder (siehe 3.2.1). Die Festlegung der Schnittebene erfolgte für jeden Datensatz individuell, wobei auf eine Ausrichtung des dargestellten Schädels verzichtet wurde. Einige Autoren nutzten für ihre Arbeiten die Frankfurter Horizontale als Referenzebene für die von ihnen untersuchten DVT-Daten^(138, 170, 171). Für die vorliegende Untersuchung war dies nicht notwendig, da hier der Fokus auf das sphärische FoV gerichtet war. Eine Ausrichtung der Schädelposition für die Bilderstellung hätte somit keinen Einfluss auf die letztlich erfassten Referenzpunkte ergeben.

Weiterhin muss die Verwendung von bereits vorhandenen DVT-Daten als positiv bewertet werden, da keine potentiellen Fehlerquellen, wie projektionsbedingte Überlagerungen oder Abweichungen der tatsächlichen Größenverhältnisse, zu erwarten sind. *RASCH* konnte ihrerseits zeigen, dass auch die Lösung von Fragestellungen der 3D-Radiologie unter Zuhilfenahme von zweidimensionalen Röntgenbildern möglich ist, jedoch können dabei die systembedingten Fehler^(15, 27) der konventionellen, zweidimensionalen Radiologie nicht ausgeschaltet werden.

5.1.3 Berechnungen zur idealen Positionierung

Ein weiteres Alleinstellungsmerkmal dieser Arbeit ist die mathematische Berechnung der Idealposition eines sphärischen FoV. Ausgangspunkt für die dazu führenden Überlegungen war die in Abschnitt 3.2.1 beschriebene semiempirische Positionierung des Fields of View. Unabhängig von dieser befinden sich die zunächst ermittelten Koordinaten der Referenzpunkte in einem ‚festen‘ Koordinatensystem. Erst bei der Berechnung der Radien nach Formel (3.10) erfolgt eine Differenzbildung bezüglich des gewählten Kugelmittelpunktes. Die absoluten Abstände der einzelnen Messpunkte

werden dabei nicht berührt. Die methodische Fragestellung in diesem Zusammenhang war die nach der Abweichung des semiempirisch gewählten Kugelmittelpunktes vom berechneten Kugelmittelpunkt aller 17 Referenzpunkte. Dazu wurde das nicht triviale Problem einer Optimierungsrechnung, die für beliebig verteilte Punkte im dreidimensionalen kartesischen Koordinatensystem einen optimalen Mittelpunkt einer die Punkte einhüllenden Kugel findet, in Angriff genommen. Der Mittelwert der ermittelten Abweichungen zwischen semiempirischer und optimaler Positionierung der Kugel beträgt kleiner ± 2 mm. Dieser geringe Abstand unterstreicht die Genauigkeit der Ausrichtung des FoV von Hand. Ungeachtet dessen sind Kriterien für die Nutzung des optimalen Kugelmittelpunktes in der täglichen Röntgenpraxis von hohem Interesse.

5.1.4 Statistische Methoden

Alle untersuchten Referenzpunkte wurden an Röntgenaufnahmen von realen Personen vermessen. Es war daher zu erwarten, dass die ermittelten Daten einer Normalverteilung unterliegen. Das bedeutet, dass alle Messwerte eines knöchernen oder Weichteilpunktes alleinig durch den Mittelwert μ und die dazugehörige Standardabweichung s repräsentiert werden. D. h. diese beiden Werte beschreiben die räumliche Verteilung der Referenzpunkte vollkommen. Zur Überprüfung dieser für die Arbeit grundlegenden Annahme wurden die folgenden Testverfahren auf die einzelnen Messwertgruppen, unterteilt nach Referenzpunkt sowie Alter und Geschlecht, angewandt:

- Ausreißertest nach Grubbs
- Visuelle Prüfung durch Quantil-Quantil-Plots
- Test nach Jarque-Bera
- Test nach Shapiro-Wilk
- Test nach Anderson-Darling

Es konnte ausnahmslos gezeigt werden, dass die Daten der Normalverteilung unterliegen.

Die Reduktion der Daten auf Mittelwert und Standardabweichung ist ein grundlegendes Werkzeug der hier dargestellten Untersuchungen und hat sich als solches bewährt. Die für 4.1 und 4.2 genutzten 32.758 Koordinaten wurden auf 16 Parameter je Referenzpunkt reduziert, was als erheblicher Vorteil betrachtet werden muss, da man einen einerseits deutlichen Gewinn an Übersichtlichkeit erhält und andererseits mit Parametern zuverlässig die Berechnungen durchführen kann, die notwendig sind, um die in Kapitel 2 aufgestellten Hypothesen untersuchen und diskutieren zu können.

In diesem Zusammenhang war es sehr sinnvoll, für die Berechnung der Patientenhäufigkeiten die Normalverteilungsdichtefunktion, die nur vom Mittelwert und der Standardabweichung abhängt, numerisch zu integrieren. Da sich sämtliche Mittelwerte innerhalb des 1. Quadranten befinden, ist auch das praktische Vorgehen richtig, den Bereich für den Abstand r vom Mittelpunkt der Kugel zwischen $-\infty$ und 0 zu vernachlässigen und die untere Integrationsgrenze auf 0 zu setzen.

5.1.5 Messunsicherheit

Von zentraler Bedeutung für die Diskussion der Hypothesen nach Kapitel 2 ist die konsequente Darstellung der Messunsicherheiten der ermittelten Messwerte. Die daraus resultierende konservative Abschätzung der Unsicherheiten der berechneten Patientenhäufigkeiten nach dem Fehlerfortpflanzungsgesetz ist die Basis für die durchgeführten Untersuchungen. Der Nachweis der Normalverteilung der Messwerte lässt es zu, ein objektives Kriterium heranzuziehen, das die Frage nach der Unterscheidbarkeit zweier ermittelter Werte P_1 und P_2 für Patientenhäufigkeiten über die Einbeziehung der zugehörigen Standardabweichungen s_1 und s_2 , beantwortet. Nach *WEISE* und *WÖGER*⁽¹⁷²⁾ gilt

$$|P_1 - P_2| \leq s \cdot \sqrt{2} \quad (5.1)$$

mit

$$s^2 = s_1^2 + s_2^2 \quad (5.2)$$

wenn die beiden Werte nicht unterscheidbar sind.

5.2 Diskussion der Ergebnisse

5.2.1 Das sphärische Field of View

Der Hypothese 2.1 entsprechend können mit einem sphärischen FoV ($r = 75 \text{ mm}$) die für eine 3D-Kephalometrie benötigten kieferorthopädischen Referenzpunkte nicht allesamt erfasst werden. Das entspricht der Nullhypothese H_0 . Daraus ergibt sich für H_1 , dass durch das genannte FoV sämtliche Referenzpunkte sicher erfasst werden können. Es erfolgte für die in den Kapiteln 4.1.1 bis 4.1.4 untersuchten Punkte Cond, Po Go und C4 eine detaillierte Betrachtung. Diese Referenzpunkte befinden sich im dorsalen bzw. dorso-kaudalen Bereich des menschlichen Schädels. Eine durch den Versuchsaufbau bedingte Ausrichtung der Hüllkugel an frontalen Referenzpunkten legte die Vermutung nahe, dorsale Punkte würden durch ein FoV mit $r = 75 \text{ mm}$ nicht erfasst werden können. Die Ergebnisse dieser vier Messpunkte wurden anschließend mathematisch aufgearbeitet, um zu prüfen, mit welcher Häufigkeit diese in Bezug auf die jeweilige Patientengruppe in einer sphärischen DVT-Aufnahme mit $r = 75 \text{ mm}$ abgebildet werden konnten.

Die Ergebnisse der in 4.1.1 bis 4.1.4 untersuchten Referenzpunkte machen deutlich, dass H_0 erfüllt ist. Die Werte sind nach Formel (5.1) statistisch signifikant von einander unterscheidbar. Unabhängig von Altersbereich und Geschlecht ergaben sich besonders für den weit dorsal liegenden Messpunkt Porion, sowie den am weitesten kaudal liegenden 4. Halswirbel nur bedingt gute Patientenhäufigkeiten. H_1 ist nicht erfüllt. Daher muss das untersuchte FoV als „nicht für die kephalometrische Diagnostik geeignet“ bezeichnet werden.

Auch *RASCH* unterstützt dieses Ergebnis. Sie befand das FoV ebenfalls als zu klein für eine generelle Anwendung innerhalb der Kieferorthopädie und berechnete für die sphärische DVT-Aufnahme bei Erwachsenen einen erforderlichen Radius von $r = 76 \text{ mm}$, wobei sie in ihrer Arbeit die Kondylen als am weitesten dorsal befindlichen Referenzpunkt angeführt hat und auf die Betrachtung der Wirbelsäule verzichtete. Im Weiteren weist sie auf die Möglichkeit auftretender Positionierungsfehler hin und fordert eine Vergrößerung des Aufnahmeradius um die von *LI et al.*⁽¹⁷³⁾ bestimmten Unsicherheiten, was eine sichere Darstellung der Interessenregion ermöglichen würde⁽¹⁶⁹⁾.

KRAUSE nennt als Ergebnis seiner Untersuchung der erforderlichen Größe eines sphärischen FoV zur Darstellung der dentalen Region mit Kiefergelenk und

Halswirbelsäule einen Radius von $r = 87$ mm, um 100 % der von ihm untersuchten Datensätze darstellen zu können. Für ein DVT mit sphärischem FoV von $r = 75$ mm nennt er eine Häufigkeit von 82,1 % aller Patienten, welche vollständig erfasst werden können⁽¹³⁸⁾.

Aufgrund der nachgewiesenen Gaußschen-Verteilung der unter 4.1 aufgeführten Daten, lässt sich aus Mittelwert μ und Standardabweichung s berechnen, wie groß der Radius eines sphärischen FoV sein müsste, um 95,45 % bzw. 99,73 der Patienten vollständig zu erfassen. Es gelten für:

$$95,45 \% : \quad r = \mu + 2s \quad (5.3)$$

$$99,73 \% : \quad r = \mu + 3s \quad (5.4)$$

Den Formeln (5.3) und (5.4) folgend, ergeben sich die nachstehenden Werte für den Radius, wobei sich die Unsicherheit u in guter Näherung aus der einfachen Standardabweichung ergibt:

$$\begin{array}{ll} \text{AB2:} & 95,45 \% : \quad r = (102,35 \pm 7,29) \text{ mm} \\ & 99,73 \% : \quad r = (109,64 \pm 7,29) \text{ mm} \end{array}$$

Die genannten Radii sind deutlich größer als die von *RASCH* und *KRAUSE* berechneten. Das ist auf das Einbeziehen einer größeren Anzahl Referenzpunkte, welche wesentlich weiter kaudal (4. Halswirbel, Hyoid) oder kranial (Nasion) bzw. frontal (Nasenspitze) lagen, zurück zu führen.

Das Entwickeln eines DVT-Geräts, welches beinahe 100 % aller Patienten vollständig erfassen kann, erscheint nicht realistisch. Die Berechnungen nach Formel (5.4) wurden nur angeführt, um einen vergleichbaren Wert zu den Ergebnissen von *KRAUSE* benennen zu können. Sinnvoll ist nur die Angabe für einen Radius, der 95 % der Patienten erfasst. Die Anatomie besonders großwüchsiger Schädel würde den Radius eines sphärischen FoV zur Erfassung sämtlicher Patienten beträchtlich vergrößern und somit bei der Anwendung eine Vielzahl von Patienten unnötiger Strahlung aussetzen.

5.2.2 Der Face Scan

Nach Hypothese 2.2 verbessert der zusätzliche Einsatz eines Face Scans die Häufigkeit für das Erfassen von dorsal liegenden Referenzpunkten signifikant. Das entspricht der Nullhypothese H_0 . Damit folgt für H_1 , dass durch den Face Scan auch im dorsalen Schädelbereich nicht signifikant mehr Referenzpunkte erfasst werden können. Aus den Berechnungen zum Einsatz des Face Scans wurde deutlich, dass gerade diese dorsalen Referenzpunkte schlechter durch die sphärische DVT-Aufnahme erfasst werden konnten. Auch hier kann dies durch die Ausrichtung der Hüllkugel anhand frontal liegender Messpunkte erklärt werden. Die in 4.2.1 bis 4.2.4 dargestellten Ergebnisse zeigen für sämtliche Referenzpunkte einen Zuwachs der berechneten relativen Häufigkeit eines Auffindens des Punktes innerhalb des FoV. Dieser Zuwachs ist für sämtliche der untersuchten Patientengruppen zu erkennen und kann durch das Versetzen des FoV bzw. der Hüllkugel nach dorsal erklärt werden. Das Ausmaß mit dem die Hüllkugel versetzt wurde, ist patientenindividuell und entspricht der Dicke der Weichgewebsschicht auf Nasion bzw. Pogonion.

Trotz der deutlich gesteigerten Häufigkeit weisen besonders die Werte des Porion noch unbefriedigende Häufigkeiten für ein Auffinden innerhalb des FoV auf. Bezogen auf die Patientengruppen sind speziell bei „AB2, männlich“ bzw. den „Männern“ die berechneten Häufigkeiten weit niedriger als bei den verbleibenden Gruppen.

Es kann für die kombinierte Anwendung von sphärischem DVT mit $r = 75$ mm und FS in der Kieferorthopädie festgestellt werden, dass trotz der technischen Neuerung, die Häufigkeiten für das Auffinden dorsaler Referenzpunkte innerhalb des FoV keine befriedigenden Werte angenommen haben. Dennoch gilt Hypothese H_0 als erfüllt, da für jegliche der untersuchten Referenzpunkte nach Formel (5.1) eine signifikant höhere Häufigkeit für das Auffinden innerhalb des FoV festgestellt werden konnte. H_1 ist somit zu verwerfen.

Vergleichende Literatur kann an dieser Stelle nicht angeführt werden. Bislang wurden häufig die Vorteile der 3D-Aufnahmen des Gesichts für die Behandlungsplanung und die Simulation chirurgischer Eingriffe dargestellt^(150, 151). Es wurde jedoch nicht geprüft, in wiefern sich die Position eines DVT's durch den kombinierten Einsatz mit einem Face Scan verändern liesse.

Da auch für 4.2 eine Gauss'sche-Verteilung nachgewiesen werden konnte, ist es hier gleichfalls möglich, die Radii für das Erfassen aller Referenzpunkte bei 95,45 % der

Patienten zu berechnen. Aus der Formel (5.3) ergeben sich die folgenden Werte, wobei sich die Unsicherheit u wiederum aus der einfachen Standardabweichung ergibt.

$$\text{AB1:} \quad r = (84,27 \pm 8,62) \text{ mm}$$

$$\text{AB2:} \quad r = (100,96 \pm 9,66) \text{ mm}$$

Der Vergleich der Werte bei einem ausschließlichen Einsatz eines DVTs (siehe 5.2.1) gegenüber den hier aufgeführten Werten zum kombinierten Einsatz von DVT und FS zeigt, dass bei Anwendung eines Face Scans kleinere FoVs benötigt würden.

5.2.3 Vergleich des FoV in Abhängigkeit vom Geschlecht

In Hypothese 2.3 wird davon ausgegangen, dass für die Darstellung aller kieferorthopädisch relevanten Referenzpunkte bei männlichen Patienten ein größeres FoV benötigt wird, als es für weibliche Patienten nötig wäre (H_0). Dem gegenüber wird in H_1 von einem bei weiblichen Patienten benötigten größeren FoV ausgegangen. Nach H_2 lassen sich keine Größenunterschiede für die benötigten FoVs beider Geschlechter erkennen.

Untersucht wurden die berechneten relativen Häufigkeiten des Porions als den am weitesten dorsal liegenden Referenzpunkte, sowie das Gonion als am weitesten kaudal liegenden Referenzpunkt des menschlichen Schädels. In den Tabellen 4.26 bis 4.29 wurden die Ergebnisse für beide Geschlechter getrennt nach Messpunkt, Altersbereich und den in 4.1 und 4.2 gewonnenen Daten, gegenüber gestellt. Aus den Tabellen 4.26, 4.28 und 4.29 geht eindeutig hervor, dass die berechnete relative Häufigkeit für ein Auffinden des jeweiligen Referenzpunktes innerhalb eines sphärischen FoV mit $r = 75$ mm bei männlichen Patienten niedriger ist als bei weiblichen Patienten. Aus dieser geringeren Häufigkeit muss ein größeres benötigtes FoV abgeleitet werden. Aus den in Tabelle 4.27 dargestellten Ergebnissen geht ein klares Ergebnis hervor, da sich dort Werte zwischen 99,89 % und 100,00 % ergeben, d. h., dass das Gonion bei allen untersuchten Datensätzen des AB1 innerhalb des FoV zu finden ist. Damit kann keine Aussage über eventuelle Unterschiede unter den Geschlechtern getroffen werden.

Die aufgeführten Ergebnisse machen deutlich, dass die Hypothese H_0 für die untersuchten Referenzpunkte des AB2 erfüllt wurden. Gleiches gilt auch für das Porion des AB1. Aus den Werten des Punktes Gonion des AB1 kann eindeutig abgeleitet

werden, dass sich die Werte nicht signifikant voneinander unterscheiden lassen. Somit ist H_2 erfüllt, weshalb H_1 verworfen werden muss. Es bleibt festzuhalten, dass für das männliche Geschlecht größere FoVs benötigt werden.

Auch *RASCH*⁽¹⁶⁹⁾ und *KRAUSE*⁽¹³⁸⁾ stellten in ihren Arbeiten signifikante Unterschiede zwischen FoV-Größen beider Geschlechter fest. Beide Autoren nannten ausnahmslos größere Werte für männliche gegenüber weiblichen Patienten des gleichen Altersbereichs.

Die folgenden Werte basieren auf in 4.1 dargestellten Ergebnissen und sollen eine Empfehlung zu geschlechtsspezifisch notwendigen Radii eines sphärischen FoV für 95,45 % der Patienten nach Formel (5.3) geben. Als Unsicherheit ist die einfache Standardabweichung zu berücksichtigen:

AB1, männlich: $r = (86,07 \pm 6,39) \text{ mm}$

AB1, weiblich: $r = (81,62 \pm 6,07) \text{ mm}$

AB2, männlich: $r = (102,35 \pm 7,29) \text{ mm}$

AB2, weiblich: $r = (93,68 \pm 7,70) \text{ mm}$

5.2.4 Vergleich des FoV in Abhängigkeit vom Alter

Auf der Nullhypothese H_0 2.4 basierend wird davon ausgegangen, dass die FoV-Größen der verschiedenen Altersbereiche sich signifikant von einander unterscheiden lassen. H_1 geht von gleichen FoV-Größen unabhängig vom jeweiligen Altersbereich aus.

Für den Vergleich der Fields of View beider Altersbereiche mit und ohne Facial Scan wurden zwei knöcherne Referenzpunkte aus den untersuchten Referenzpunkten herangezogen: das Porion als am weitesten dorsal liegender Punkt und das Gonion als am weitesten kaudal liegender Punkt des Schädels. Die berechneten relativen Häufigkeiten für ein Auffinden des jeweiligen Punktes innerhalb des sphärischen FoV mit $r = 75 \text{ mm}$ sind in den Tabellen 4.30 bis 4.33 getrennt nach Altersbereich und Geschlecht dargestellt. Aus diesen Tabellen geht hervor, dass die Häufigkeiten für das Auffinden bei AB2 deutlich geringer sind. Daraus ergibt sich ein für den AB2 benötigtes größeres FoV. Die für das Gonion der weiblichen Patienten in Tabelle 4.33 aufgeführten Häufigkeiten liegen zwischen 99,83 % und 100,00 %. Es befinden sich alle

untersuchten Referenzpunkte innerhalb des Fov. Eine Unterscheidung bezüglich der Altersbereiche ist daher nicht möglich.

Die genannten Ergebnisse zeigen, dass H_0 für die untersuchten Referenzpunkte der männlichen Patienten erfüllt wurde. Dies gilt auch für die FoV-Größen des weiblichen Geschlechts, welche für das Porion berechnet wurden. Es lässt sich somit eine Abhängigkeit der FoV-Größen vom Alter des Patienten ableiten. Für die Berechnungen basierend auf dem Messpunkt Gonion der weiblichen Patienten läuft die Untersuchung ins Leere, da sie alle innerhalb des FoV liegen.

Auch *KRAUSE* führte Unterschiede für die Größen der von ihm untersuchten zylindrischen und sphärischen FoVs in Abhängigkeit von Alter an. Betrachtet wurden dabei die benötigten FoVs von vier verschiedenen Interessenregionen in Bezug auf drei Altersbereiche. Er konstatiert ein im Allgemeinen mit steigendem Alter benötigtes größeres FoV. Für die Darstellung aller Patienten des jeweiligen Altersbereichs werden erforderliche FoV-Größen (sphärisch) von $r = 81,5$ mm für einen Altersbereich von 14 – 18 Jahren, sowie $r = 87$ mm für Patienten über 18 Jahren, genannt⁽¹³⁸⁾. *RASCH* kommt zu dem Schluss, dass ein sphärisches FoV mit $r = 75$ mm für Aufnahmen bei Kindern „gerade ausreichend“ wäre und nennt als wirklich erforderlichen Radius $r = 71,5$ mm⁽¹⁶⁹⁾.

Die nachstehenden Werte sollen einen Vergleich zu Untersuchungen von *KRAUSE* und *RASCH* ermöglichen, weshalb sowohl Radii nach Formel (5.3) als auch (5.4) berechnet wurden. Weiterhin sollen diese Werte eine Empfehlung über zu verwendende FoV-Größen verschiedener Altersbereiche für 95,45 % und aller Patienten liefern. Eine Unsicherheit, die der einfachen Standardabweichung entspricht, ist zu berücksichtigen.

AB1:	(95,45 %):	$r = (86,07 \pm 6,39) \text{ mm}$
	(99,73 %):	$r = (92,46 \pm 6,39) \text{ mm}$
AB2:	(95,45 %):	$r = (102,35 \pm 7,29) \text{ mm}$
	(99,73 %):	$r = (109,64 \pm 7,29) \text{ mm}$

5.2.5 Optimierung der FoV-Positionierung

Nach 2.5 besagt die Nullhypothese H_0 , dass es möglich ist aus einer begrenzten Zahl gleicher kieferorthopädisch relevanter Referenzpunkte ($n \leq 6$) den optimalen Mittelpunkt eines sphärischen FoV zu bestimmen. Danach lautet die Gegenhypothese H_1 : Es ist nicht möglich aus einer begrenzten Zahl kieferorthopädisch relevanter Referenzpunkte ($n \leq 6$) den optimalen Mittelpunkt eines sphärischen FoV zu bestimmen bzw. es werden in Abhängigkeit von Alter und Geschlecht unterschiedliche Punkte für die Bestimmung gebraucht.

Unter Verwendung des in 3.2.5 beschriebenen Computerprogramms wurde berechnet, welche Referenzpunkt-Kombination bei $n = 3$ bis 6 den kleinsten Abstand zum Mittelpunkt einer durch sämtliche 17 Punkte definierten Kugel bietet. Diese Berechnungen wurden sowohl für den simulierten reinen Einsatz eines DVTs angefertigt, als auch für eine simulierte Kombination aus DVT und FS. Es konnten dabei klare Tendenzen festgestellt werden. Mit steigender Anzahl an die Kugel definierenden Referenzpunkten verkleinerte sich der Abstand zum optimalen Kugelmittelpunkt (siehe Tabelle 4.36). Für $n = 6$ ergeben sich letztlich minimale Abstände mit durchschnittlichen Werten von $l \leq 0,27$ mm. Diese kleinen Distanzen lassen den Schluss einer erfüllten Nullhypothese zu, weshalb H_1 zu verwerfen ist.

Um eine genaue Positionierung des FoV in der täglichen Praxis möglich werden zu lassen, bedarf es auch des Wissens um die Referenzpunkt-Kombinationen, welche bei $n = 3 - 6$ den geringsten Abstand liefern. Die Abbildungen 4.26 bis 4.29 zeigen, dass für $n = 3$ keine eindeutige Kombination der zu verwendenden Referenzpunkte zu erkennen ist, wobei hier auch keine befriedigenden Abstände berechnet werden konnten. Daher wurde $n = 3$ für das Aussprechen einer Empfehlung der zu verwenden Referenzpunkte verworfen. Ab $n = 4$ ist ein Trend zu einer sicheren Beteiligung von Porion (beidseits) und Weichteilpogonion, zu erkennen. Für $n = 6$ ist in beiden Simulationen die Definition eines möglichst idealen Kugelmittelpunkts sogar eindeutig, jedoch erscheint die routinemäßige Ausrichtung des Patienten anhand von 6 Referenzpunkten unpraktikabel. Somit wird auch $n = 6$ für eine Empfehlung nicht berücksichtigt. Für $n = 4$ bzw. 5 bleibt festzuhalten, dass das beidseitige Porion in sämtlichen Fällen zur Definition des Kugelmittelpunkts beiträgt. Außerdem ist das Weichteilpogonion in 14 - und die Weichteilnasenspitze in 10 der 16 Gruppen nach Abbildung 3.27 bzw. 3.28 an der optimalen Bestimmung beteiligt. Für die Anwendung eines sphärischen DVT in der täglichen Routine ist daher eine Ausrichtung der

Patienten anhand der Referenzpunkte Porion (beidseits), Weichteilpogonion und Weichteilnasenspitze zu empfehlen. Dies könnte über Hilfsmittel wie Lichtvisiere durch die Röntgenassistentin geschehen und somit die Menge an erfassbaren, kieferorthopädisch relevanten Referenzpunkte steigern.

In einer ähnlichen Arbeit nennt *KRAUSE* ebenfalls Hilfwerte für die möglichst gute Positionierung eines sphärischen FoV mit $r = 87$ mm. Er empfiehlt einen Mittelpunkt, welcher aus der sagittalen Perspektive betrachtet, ≈ 30 mm anterior und ≈ 30 mm kaudal des Porions liegt.

5.2.6 Messunsicherheit

In vorangegangenen Abschnitten des Kapitels 5 wurde in jeder Phase die ermittelten Messunsicherheiten, die in Abschnitt 6 des Kapitels 4 dargestellt sind, bei der Diskussion der statistischen Signifikanz der Unterscheidbarkeit zweier ermittelter Werte für Radii von Referenzpunkten genutzt. Zur Anwendung kam dabei die von WEISE und WÖGER in⁽¹⁷²⁾ publizierte Formel (5.1). Grundlage dieser Formel bilden der Nachweis für die Normalverteilung der Messwerte und die Anwendung der Bayes'schen Statistik. Das Vorgehen erwies sich als ausserordentlich zielführend, da so ein eindeutiges Kriterium für die Entscheidung über den Wahrheitsgehalt der Hypothesen zur Verfügung stand. Auf Basis der ermittelten Werte für die Mittelwerte und deren Standardabweichung war es sinnvoll, FoV-Größen für die einzelnen Referenzpunkte in Abhängigkeit von Alter und Geschlecht zu berechnen.

5.3 Schlussfolgerung

5.3.1 Kernaussagen

Aus den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit lassen sich folgende Kernaussagen ableiten:

1. Nach den vorliegenden Ergebnissen ist ein DVT-Gerät mit sphärischem Aufnahmevolumen von $r = 75\text{mm}$ für die kephalometrische Behandlungsplanung ungeeignet.
2. Der ergänzende Einsatz eines Face Scans erhöht die Wahrscheinlichkeit für das Abbilden von dorsal liegenden Referenzpunkten signifikant, jedoch kann auch dadurch noch keine vollständige Abbildung dorsaler Referenzpunkte gewährleistet werden.
3. Die benötigte FoV-Größe ist abhängig vom Geschlecht. Männliche Patienten bedürfen eines signifikant größeren FoV.
4. Die benötigte FoV-Größe ist abhängig vom Alter. Patienten über 18 Jahre bedürfen eines signifikant größeren FoV gegenüber Patienten der Vergleichsgruppe (5-18 Jahre).
5. Es ist bereits mit einer geringen Anzahl von leicht auffindbaren Referenzpunkten (Porion, Weichteilpogonion, Nasenspitze) möglich, ein sphärisches FoV so zu positionieren, dass es sehr nahe einer errechneten Idealposition liegt.
6. Die Messfehler sind $< 8\%$.

Unabhängig von den in 2. aufgestellten Hypothesen kann folgende Aussage getroffen werden:

7. Ein für die Kephaldometrie genutztes sphärisches FoV, welches 95 % aller Patienten abbilden kann, muss die Größe $r = (102,35 \pm 7,29)$ mm besitzen.

5.3.2 Relevanz für den klinischen Alltag

Die genannten Kernaussagen sind vor allem für Anwender und Gerätehersteller von Bedeutung.

Den Anwendern von DVT-Geräten mit $r = 75$ mm wird deutlich, dass ein solches Gerät nicht für die kephalometrische Behandlungsplanung geeignet ist. Für den dorsal liegenden Referenzpunkt Porion konnten berechnete relative Häufigkeiten $< 83,23$ % je nach Altersbereich und Geschlecht ermittelt werden. Eine kephalometrische Analyse ist daher nicht möglich. Die Verwendung eines Face Scans als zusätzliches Instrumentarium zur DVT liefert mehr dorsal liegende Referenzpunkte. Eine vollständige Darstellung aller benötigten Referenzpunkte wird jedoch nicht erreicht. Der finanzielle Mehraufwand für die zusätzliche Anschaffung des Face Scans ist somit nicht gerechtfertigt.

Für den Hersteller wird deutlich, dass eine Anpassung des Radius des FoV notwendig ist. Ein FoV mit $r = (102,35 \pm 7,29)$ mm wäre in der Lage, die Referenzpunkte von 95 % aller Patienten zu erfassen. Um sicher zu stellen, dass die Gruppe der Kinder einer möglichst geringen Strahlenbelastung ausgesetzt wird, muss in ein perspektivisches Gerät ein „Kinderprotokoll“ mit $r = (86,07 \pm 6,39)$ mm integriert werden. Damit könnten die Referenzpunkte von 95 % aller unter 18 jährigen sicher ermittelt werden. Zur idealen Positionierung des Patientenkopfes innerhalb des Gerätes hat eine Ausrichtung der Patienten unter Verwendung der leicht auffindbaren Referenzpunkte Porion, Weichteilpogonion und Nasenspitze zu erfolgen. So kann die prozentuale Häufigkeit für das Erfassen der benötigten Referenzpunkte innerhalb des FoV deutlich gesteigert werden.

6. Literaturverzeichnis

1. Schwarz AM. Die Röntgenostatik. Wien: Urban und Schwarzenberg; 1958.
2. Steinhäuser EW. Proportionen des ästhetischen Gesichts im Vergleich zur bildenden Kunst. Fortschritte der Kiefer- und Gesichtschirurgie. 1989;34:1-4.
3. Röntgen WC. Über eine neue Art von Strahlen. Sonderdruck aus den Sitzungsberichten der Würzburger Physik-medice Gesellschaft: Verlag der Stahel'schen Königlichen Hof- und Universitätsbuchhandlung; 1895.
4. Losert S. Evaluation der kephalometrischen Analyse nach AM Schwarz unter besonderer Berücksichtigung der Sollproportionen am Schädel: LMU München; 2008.
5. Spitzer W, Rücker M. Zahnärztliche Radiologie. In: Schwenzer N, Ehrenfeld M, editors. Allgemeine Chirurgie. 1. 3 ed: Thieme; 2000.
6. Franklin JB. Certain factors of aberration to be considered in clinical roentgenographic cephalometry. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1952;38(5):351-68.
7. Lutze K. Die Entdeckung der X-Strahlen. Zahnärztliche Mitteilungen. 2007;97(12):96-100.
8. Düker J. Praxisleitfaden zahnärztliche Radiologie: Für den Zahnarzt und sein Team. Stuttgart: Elsevier; 2006.
9. Simon PW. Grundzüge einer systematischen Diagnostik der Gebiß-Anomalien nebst Darbietung e. neuen Einteilung auf Grund d. gnathostat. Untersuchungsmethode. H Meusser. 1922.
10. Pacini AJ. Roentgen ray anthropometry of the skull. Journal of Radiology. 1922;42:418-26.
11. Brodie AG. Cephalometric Roentgenology: History, techniques and uses. Journal of Oral Surgery. 1949;7:185-98.
12. Hofrath H. Die Bedeutung der Röntgenfern-und Abstandsaufnahme für die Diagnostik der Kieferanomalien. Fortschritte der Orthodontik in Theorie und Praxis. 1931;1(2):232-58.
13. Broadbent BH. A new x-ray technique and its application to orthodontia. The Angle Orthodontist. 1931;2(1):45-65.
14. Steiner C. Cephalometrics in clinical practice. The Angle Orthodontist. 1959;29(1):8-29.
15. Nötzel F, Schultz C, Hartung M. Fernröntgenseitenbild-Analyse. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag; 2007.

16. Athansiou AE. Orthodontic cephalometry. London: Mosby-Wolfe; 1995.
17. Moore AW. Cephalometrics as a diagnostic tool. The Journal of the American Dental Association. 1971;82(4):775-81.
18. Riolo ML, Moyers RE, McNamara JA, Stuart-Hunter W. An Atlas of Craniofacial Growth. Michigan: The University of Michigan; 1974.
19. Riedel RA. The relation of maxillary structures to cranium in malocclusion and in normal occlusion. The Angle Orthodontist. 1952;22(3):142-5.
20. Wahl N. Orthodontics in 3 millennia. Chapter 8: The cephalometer takes its place in the orthodontic armamentarium. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2006;129(4):574-80.
21. Jacobsen A. The "Wits" appraisal of jaw disharmony. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1975;67(2):125-38.
22. Steiner C. Cephalometrics for you and me. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1953;39(10):729-55.
23. Nanda NK, Sassouni V. Planes of reference in roentgenographic cephalometry. The Angle Orthodontist. 1965;35(4):311-9.
24. Ricketts RM. Die Notwendigkeit der Kephalmetrie in der klinischen Kieferorthopädie von heute. Informationen aus Orthodontie und Kieferorthopädie. 1975;3:195-217.
25. Nötzel F, Schultz C. Leitfaden der kieferorthopädischen Diagnostik. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag; 2009.
26. Proffit WR, Fields HW. Contemporary Orthodontics. Saint Louis: Mosby; 2000.
27. Moraes ME, Hollender LG, Chen CS, Moraes LC, Balducci I. Evaluating craniofacial asymmetry with digital cephalometric images and cone-beam computed tomography. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2011;139(6):523-31.
28. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. European Radiology. 1998;8(9):1558-64.
29. Mah JK, Huang JC, Choo HR. Practical Applications of Cone-Beam Computed Tomography in Orthodontics. The Journal of the American Dental Association. 2010;141(10):7-13.
30. Medelnik J, Hertrich K, Steinhäuser-Andresen S, Hirschfelder U, Hofmann E. DVT- und MSCT-gestützter Vergleich der Reproduzierbarkeit anatomischer Messpunkte. Fortschritte der Kieferorthopädie. 2011;4:261-78.

31. Kapilla S, Conley RS, Harrell jr. WE. The current status of cone beam computed tomography imaging in orthodontics. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2011;40:24-34.
32. Ludlow JB, Gubler M, Cecidanes L, Mol A. Precision of cephalometric landmark identification: cone-beam computed tomography vs conventional cephalometric views. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2009;136(3):e1-10.
33. Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work? *Dental clinics of North America*. 2008;52(4):707-30, v.
34. Ziegler CM, Klimowicz TR, Ritter R. Das Cone-Beam-CT in der klinischen Anwendung: Ein Erfahrungsbericht. *Digital Dentalnews*. 2009;5(26):64-70.
35. Kahl-Nieke B. Einführung in die Kieferorthopädie-Diagnostik, Behandlungsplanung, Therapie. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag; 2009.
36. Pasler FA. Zahnärztliche Radiologie. Stuttgart: Thieme; 2008.
37. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical Applications of Cone-Beam Computed Tomography in Dental Practice. *Journal of the Canadian Dental Association*. 2006;72(1):75-80.
38. Kramme R. Medizintechnik: Verfahren-Systeme-Informationsverarbeitung. Berlin: Springer; 2011.
39. Bumann A, Lotzmann U. TMJ Disorders and Orofacial Pain. In: Rateitschak K, Wolf H, editors. *Color Atlas of Dental Medicine*. Stuttgart: Thieme; 2002.
40. Ohrbach R, Greene C. Temporomandibular joint diagnosis: striking a balance between the sufficiency of clinical assessment and the need for imaging. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*. 2013;116(1):124-5.
41. Krishnamoorthy B, Mamatha NS, Kumar VAR. TMJ imaging by CBCT: Current scenario. *Annals of Maxillofacial Surgery*. 2013;3(1):80-3.
42. dos Anjos Pontual ML, Freire JS, Barbosa JM, Frazao MA, dos Anjos Pontual A. Evaluation of bone changes in the temporomandibular joint using cone beam CT. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2012;41(1):24-9.
43. Peroz I. Bildgebende Verfahren zur Darstellung des Kiefergelenks. *Die Quintessenz*. 2007;58(5):467-72.
44. Barghan S, Tetradis S, Mallya S. Application of cone beam computed tomography for assessment of the temporomandibular joints. *Australian dental journal*. 2012;57:109-18.
45. Alexiou KE, Stamatakis HC, Tsiklakis K. Evaluation of the severity of temporomandibular joint osteoarthritic changes related to age using cone beam computed tomography. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2009;38(3):141-7.

46. Ferraz AML, Lopez-Devito K, Parreira-Guimaraes J. Temporomandibular disorder in patients with juvenile idiopathic arthritis: clinical evaluation and correlation with the findings of cone beam computed tomography. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*. 2012;114(3):e51-e7.
47. Zain-Alabdeen EH, Alsadhan RI. A comparative study of accuracy of detection of surface osseous changes in the temporomandibular joint using multidetector CT and cone beam CT. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2012;41(3):185-91.
48. Palconet G, Ludlow JB, Tyndall DA, Lim PF. Correlating cone beam CT results with temporomandibular joint pain of osteoarthritic origin. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2012;41(2):126-30.
49. Wiese M, Svensson P, Bakke M, List T, Hintze H, Petterson A, et al. Association between temporomandibular joint symptoms, signs, and clinical diagnosis using the RDC/TMD and radiographic findings in temporomandibular joint tomograms. *Journal of Orofacial Pain*. 2008;22(3):239-51.
50. Matsumoto K, Sawada K, Kameoka S, Yonehara Y, Honda K. Cone-beam computed tomography for the diagnosis of mandibular condylar fractures: 11 case reports. *Oral Radiology*. 2012;29(1):80-6.
51. Alkhader M, Kuribayashi A, Ohbayashi N, Nakamura S, Kurabayashi T. Usefulness of cone beam computed tomography in temporomandibular joints with soft tissue pathology. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2010;39(6):343-8.
52. Park JW, Song HH, Roh HS, Kim YK, Lee JY. Correlation between clinical diagnosis based on RDC/TMD and MRI findings of TMJ internal derangement. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2012;41(1):103-8.
53. Deregibus A, Castroflorio T, DiGiorgi I, Burzio C, Debernardi C. Diagnostic concordance between MRI and electrovibratography of the temporomandibular joint of subjects with disc displacement disorders. *Dentomaxillofacial Radiology [Internet]*. 2013; 42(4).
54. Horner K. Cone-beam computed tomography for oral surgical applications: where is the evidence? *Oral Surgery*. 2013;6(3):112-28.
55. Tyndall DA, Kohltfarber H. Application of cone beam volumetric tomography in endodontics. *Australian dental journal*. 2012;57 Suppl 1:72-81.
56. Tetradis S, Anstey P, Graff-Radford S. Cone Beam Computed Tomography in the Diagnosis of Dental Disease. *Journal of the California Dental Association*. 2010;38(1):27-32.
57. Tyndall DA, Rathore S. Cone-beam CT diagnostic applications: caries, periodontal bone assessment, and endodontic applications. *Dental clinics of North America*. 2008;52(4):825-41.
58. Mol A, Balasundaram A. In vitro cone beam computed tomography imaging of periodontal bone. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2008;37(6):319-24.

59. Vandenberghe B, Jacobs R, Yang J. Detection of periodontal bone loss using digital intraoral and cone beam computed tomography images: an in vitro assessment of bony and/or infrabony defects. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2008;37(5):252-60.
60. de Faria Vasconcelos K, Evangelista KM, Rodrigues CD, Estrela C, de Sousa TO, Silva MA. Detection of periodontal bone loss using cone beam CT and intraoral radiography. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2012;41(1):64-9.
61. Walter C, Weiger R, Zitzmann NU. Accuracy of three-dimensional imaging in assessing maxillary molar furcation involvement. *Journal of clinical periodontology*. 2010;37(5):436-41.
62. du Bois AH, Kardachi B, Bartold PM. Is there a role for the use of volumetric cone beam computed tomography in periodontics? *Australian dental journal*. 2012;57 Suppl 1:103-8.
63. Low KM, Dula K, Burgin W, von Arx T. Comparison of periapical radiography and limited cone-beam tomography in posterior maxillary teeth referred for apical surgery. *Journal of endodontics*. 2008;34(5):557-62.
64. Abella F, Patel S, Duran-Sindreu F, Mercade M, Bueno R, Roig M. Evaluating the periapical status of teeth with irreversible pulpitis by using cone-beam computed tomography scanning and periapical radiographs. *Journal of endodontics*. 2012;38(12):1588-91.
65. Gunduz K, Avsever H, Orhan K, Çelenk P, Ozmen B, Cicek E, et al. Comparison of intraoral radiography and cone-beam computed tomography for the detection of vertical root fractures: an in vitro study. *Oral Radiology*. 2012;29(1):6-12.
66. Patel S, Wilson R, Dawood A, Mannocci F. The detection of periapical pathosis using periapical radiography and cone beam computed tomography - part 1: pre-operative status. *International endodontic journal*. 2012;45(8):702-10.
67. La SH, Jung DH, Kim EC, Min KS. Identification of independent middle mesial canal in mandibular first molar using cone-beam computed tomography imaging. *Journal of endodontics*. 2010;36(3):542-5.
68. Kottoor J, Velmurugan N, Surendran S. Endodontic management of a maxillary first molar with eight root canal systems evaluated using cone-beam computed tomography scanning: a case report. *Journal of endodontics*. 2011;37(5):715-9.
69. Ball RL, Barbizam JV, Cohenca N. Intraoperative endodontic applications of cone-beam computed tomography. *Journal of endodontics*. 2013;39(4):548-57.
70. American Association of E, American Academy of O, Maxillofacial R. Use of cone-beam computed tomography in endodontics Joint Position Statement of the American Association of Endodontists and the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2011;111(2):234-7.

71. Cotton TP, Geisler TM, Holden DT, Schwartz SA, Schindler WG. Endodontic applications of cone-beam volumetric tomography. *Journal of endodontics*. 2007;33(9):1121-32.
72. Park YS, Ahn JS, Kwon HB, Lee SP. Current status of dental caries diagnosis using cone beam computed tomography. *Imaging science in dentistry*. 2011;41(2):43-51.
73. Wenzel A, Hirsch E, Christensen J, Matzen LH, Scaf G, Frydenberg M. Detection of cavitated approximal surfaces using cone beam CT and intraoral receptors. *Dentomaxillofacial Radiology* [Internet]. 2013; 42(1):[39458105 p.]. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22842638>.
74. Kayipmaz S, Sezgin OS, Saricaoglu ST, Can G. An in vitro comparison of diagnostic abilities of conventional radiography, storage phosphor, and cone beam computed tomography to determine occlusal and approximal caries. *European journal of radiology*. 2011;80(2):478-82.
75. Rathore S, Tyndall D, Wright J, Everett E. Ex vivo comparison of Galileos cone beam CT and intraoral radiographs in detecting occlusal caries. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2012;41(6):489-93.
76. Charuakkra A, Prapayasatok S, Janhom A, Pongsiriwet S, Verochana K, Mahasantipiya P. Diagnostic performance of cone-beam computed tomography on detection of mechanically-created artificial secondary caries. *Imaging science in dentistry*. 2011;41(4):143-50.
77. Murat S, Kamburoglu K, Isayev A, Kursun S, Yuksel S. Visibility of artificial buccal recurrent caries under restorations using different radiographic techniques. *Operative dentistry*. 2013;38(2):197-207.
78. Schulze R. s2k-Leitlinie Dentale digitale Volumentomographie. *Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften*. 2013;083-005.
79. Zhang ZL, Qu XM, Li G, Zhang ZY, Ma XC. The detection accuracies for proximal caries by cone-beam computerized tomography, film, and phosphor plates. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*. 2011;111(1):103-8.
80. Ahmad M, Jenny J, Downie M. Application of cone beam computed tomography in oral and maxillofacial surgery. *Australian dental journal*. 2012;57 Suppl 1:82-94.
81. Ghaeminia H, Meijer GJ, Soehardi A, Borstlap WA, Mulder J, Vlijmen OJ, et al. The use of cone beam CT for the removal of wisdom teeth changes the surgical approach compared with panoramic radiography: a pilot study. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2011;40(8):834-9.

82. Guerrero ME, Nackaerts O, Beinsberger J, Horner K, Schoenaers J, Jacobs R, et al. Inferior alveolar nerve sensory disturbance after impacted mandibular third molar evaluation using cone beam computed tomography and panoramic radiography: a pilot study. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2012;70(10):2264-70.
83. Tantanapornkul W, Okouchi K, Fujiwara Y, Yamashiro M, Maruoka Y, Ohbayashi N, et al. A comparative study of cone-beam computed tomography and conventional panoramic radiography in assessing the topographic relationship between the mandibular canal and impacted third molars. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2007;103(2):253-9.
84. Hauge Matzen L, Christensen J, Hintze H, Schou S, Wenzel A. Diagnostic accuracy of panoramic radiography, stereo-scanography and cone beam CT for assessment of mandibular third molars before surgery. *Acta odontologica Scandinavica* [Internet]. 2013.
85. European-Commission, No.172 RP. Evidence Based Guidelines on Cone Beam CT for Dental and Maxillofacial Radiology. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities; 2012. p. URL: http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radiation_protection/doc/publication/172.pdf.
86. De Vos W, Casselman J, Swennen GR. Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2009;38(6):609-25.
87. Shintaku WH, Venturin JS, Azevedo B, Noujeim M. Applications of cone-beam computed tomography in fractures of the maxillofacial complex. *Dental traumatology : official publication of International Association for Dental Traumatology*. 2009;25(4):358-66.
88. Schoen R, Fakler O, Metzger MC, Weyer N, Schmelzeisen R. Preliminary functional results of endoscope-assisted transoral treatment of displaced bilateral condylar mandible fractures. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2008;37(2):111-6.
89. Kaeppler G, Cornelius CP, Ehrenfeld M, Mast G. Diagnostic efficacy of cone-beam computed tomography for mandibular fractures. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*. 2013;116(1):98-104.
90. Barragan-Adjemian C, Lausten L, Ang DB, Johnson M, Katz J, Bonewald LF. Bisphosphonate-related osteonecrosis of the jaw: model and diagnosis with cone beam computerized tomography. *Cells, tissues, organs*. 2009;189(1-4):284-8.
91. Treister NS, Friedland B, Woo SB. Use of cone-beam computerized tomography for evaluation of bisphosphonate-associated osteonecrosis of the jaws. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2010;109(5):753-64.

92. Schulze D, Blessmann M, Pohlenz P, Wagner KW, Heiland M. Diagnostic criteria for the detection of mandibular osteomyelitis using cone-beam computed tomography. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2006;35(4):232-5.
93. Momin MA, Okochi K, Watanabe H, Imaizumi A, Omura K, Amagasa T, et al. Diagnostic accuracy of cone-beam CT in the assessment of mandibular invasion of lower gingival carcinoma: comparison with conventional panoramic radiography. *European journal of radiology*. 2009;72(1):75-81.
94. Hendrikx AW, Maal T, Dieleman F, Van Cann EM, Merckx MA. Cone-beam CT in the assessment of mandibular invasion by oral squamous cell carcinoma: results of the preliminary study. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2010;39(5):436-9.
95. Dreiseidler T, Alarabi N, Ritter L, Rothamel D, Scheer M, Zoller JE, et al. A comparison of multislice computerized tomography, cone-beam computerized tomography, and single photon emission computerized tomography for the assessment of bone invasion by oral malignancies. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2011;112(3):367-74.
96. Harris D, Horner K, Grondahl K, Jacobs R, Helmrot E, Benic GI, et al. E.A.O. guidelines for the use of diagnostic imaging in implant dentistry 2011. A consensus workshop organized by the European Association for Osseointegration at the Medical University of Warsaw. *Clinical oral implants research*. 2012;23(11):1243-53.
97. Nunes LS, Bornstein MM, Sendi P, Buser D. Anatomical characteristics and dimensions of edentulous sites in the posterior maxillae of patients referred for implant therapy. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*. 2013;33(3):337-45.
98. Lana JP, Carneiro PM, Machado Vde C, de Souza PE, Manzi FR, Horta MC. Anatomic variations and lesions of the maxillary sinus detected in cone beam computed tomography for dental implants. *Clinical oral implants research*. 2012;23(12):1398-403.
99. Makris N, Stamatakis H, Syriopoulos K, Tsiklakis K, van der Stelt PF. Evaluation of the visibility and the course of the mandibular incisive canal and the lingual foramen using cone-beam computed tomography. *Clinical oral implants research*. 2010;21(7):766-71.
100. Rosa MB, Sotto-Maior BS, Machado Vde C, Francischone CE. Retrospective study of the anterior loop of the inferior alveolar nerve and the incisive canal using cone beam computed tomography. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2013;28(2):388-92.
101. Correa LR, Spin-Neto R, Stavropoulos A, Schropp L, da Silveira HE, Wenzel A. Planning of dental implant size with digital panoramic radiographs, CBCT-generated panoramic images, and CBCT cross-sectional images. *Clinical oral implants research*. 2013.

102. Schulze R, Heil U, Gross D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, et al. Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2011;40(5):265-73.
103. Dave M, Davies J, Wilson R, Palmer R. A comparison of cone beam computed tomography and conventional periapical radiography at detecting peri-implant bone defects. *Clinical oral implants research*. 2013;24(6):671-8.
104. Tyndall DA, Price JB, Tetradis S, Ganz SD, Hildebolt C, Scarfe WC, et al. Position statement of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology on selection criteria for the use of radiology in dental implantology with emphasis on cone beam computed tomography. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*. 2012;113(6):817-26.
105. Makdissi J. Cone beam CT in orthodontics: The current picture. *International Orthodontics*. 2013;11(1):1-20.
106. van Vlijmen OJC, Kuijpers MAR, Bergé SJ, Schols J, G.J.H., Maal TJJ, Breuning H, et al. Evidence supporting the use of cone-beam computed tomography in orthodontics. *The Journal of the American Dental Association*. 2012;143(3):241-52.
107. 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. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2007;132(4):550-60.
108. Chien PC, Parks ET, Eraso F, Hartsfield JK, Roberts WE, Ofner S. Comparison of reliability in anatomical landmark identification using two-dimensional digital cephalometrics and three-dimensional cone beam computed tomography in vivo. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2009;38(5):262-73.
109. Gribel BF, Gribel MN, Frazao DC, McNamara JA, Jr., Manzi FR. Accuracy and reliability of craniometric measurements on lateral cephalometry and 3D measurements on CBCT scans. *The Angle Orthodontist*. 2011;81(1):26-35.
110. Kumar V, Ludlow J, Soares Cevidanes LH, Mol A. In vivo comparison of conventional and cone beam CT synthesized cephalograms. *The Angle Orthodontist*. 2008;78(5):873-9.
111. Nervina JM. Cone beam computed tomography use in orthodontics. *Australien Dental Journal*. 2012;57 Suppl 1:95-102.
112. Rossini G, Cavallini C, Cassetta M, Galluccio G, Barbato E. Localization of impacted maxillary canines using cone beam computed tomography. Review of the literature. *Annali di Stomatologia*. 2012;3(1):14-8.
113. Algerban A, Jacobs R, Fieuws S, Willems G. Comparison of two cone beam computed tomographic systems versus panoramic imaging for localization of impacted maxillary canines and detection of root resorption. *European journal of orthodontics*. 2011;33(1):93-102.

114. Haney E, Gansky SA, Lee JS, Johnson E, Maki K, Miller AJ, et al. Comparative analysis of traditional radiographs and cone-beam computed tomography volumetric images in the diagnosis and treatment planning of maxillary impacted canines. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2010;137(5):590-7.
115. Schendel SA, Jacobson R, Khalessi S. 3-dimensional facial simulation in orthognathic surgery: is it accurate? *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2013;71(8):1406-14.
116. Palhazi P, Nemes B, Swennen G, Nagy K. Three-Dimensional Simulation of the Nasoalveolar Cleft Defect. *The Cleft Palate-Craniofacial Journal*. 2013;51(3).
117. Bundesministerium_der_Justiz. Strahlenschutzverordnung [02.11.2013]. Available from: http://www.gesetze-im-internet.de/strlsv_2001/_4.html.
118. Bundesministerium_der_Justiz. Röntgenverordnung [21.11.2013]. Available from: http://www.gesetze-im-internet.de/bundesrecht/r_v_1987/gesamt.pdf.
119. Hirschfelder U. Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie. *Radiologische 3D-Diagnostik in der Kieferorthopädie (CT/DVT)*. 2008.
120. Larson BE. Cone-beam computed tomography is the imaging technique of choice for comprehensive orthodontic assessment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2012;141(4):402, 4, 6, 8, 10.
121. Smith BR, Park JH, Cederberg RA. An Evaluation of Cone-Beam Computed Tomography Use in Postgraduate Orthodontic Programs in the United States and Canada. *Journal of Dental Education*. 2011;75(1):98-106.
122. Scarfe WC. Radiation risk in low-dose maxillofacial radiography. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*. 2012;114(3):277-80.
123. Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J, Walker A, et al. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *European journal of radiology*. 2012;81(2):267-71.
124. Ludlow JB, Ivanovic M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2008;106(1):106-14.
125. Silva MA, Wolf U, Heinicke F, Bumann A, Visser H, Hirsch E. Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: a radiation dose evaluation. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2008 May;133(5):640 e1-5.
126. Suomalainen A, Kiljunen T, Kaser Y, Peltola J, Kortensniemi M. Dosimetry and image quality of four dental cone beam computed tomography scanners compared with multislice computed tomography scanners. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2009;38(6):367-78.

127. Li G. Patient radiation dose and protection from cone-beam computed tomography. *Imaging science in dentistry*. 2013;43(2):63-9.
128. Grunheid 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. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2012;141(4):436-43.
129. Garcia Silva MA, Wolf U, Heinicke F, Grundler K, Visser H, Hirsch E. Effective dosages for recording Veraviewepocs dental panoramic images: analog film, digital, and panoramic scout for CBCT. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology and Endodontology*. 2008;106(4):571-7.
130. ICRP. Publication 103 2007 [02.11.2013]. Available from: [http://www.icrp.org/docs/ICRP_Publication_103-Annals_of_the_ICRP_37\(2-4\)-Free_extract.pdf](http://www.icrp.org/docs/ICRP_Publication_103-Annals_of_the_ICRP_37(2-4)-Free_extract.pdf).
131. Rottke D, Patzelt S, Poxleitner P, Schulze D. Effektive dose span of ten different cone beam CT devices. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2013;42:20120417.
132. Ludlow JB, Walker C. Assessment of phantom dosimetry and image quality of i-CAT FLX cone-beam computed tomography. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2013;144(6):802-17
133. Schwenke M. Optimierung eines Auswerteverfahrens für Optisch Stimulierte Lumineszenz (OSL) mit Berylliumoxid. Institut für Kern-und Teilchenphysik der Technischen Universität Dresden. 2008.
134. Thilander-Klang A, Helmrot E. Methods of determining the effective dose in dental radiology. *Radiation protection dosimetry*. 2010;139(1-3):306-9.
135. Schilling R, Geibel M-A. Assessment of the effective doses from two dental cone beam CT advices. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2013;42:20120273.
136. Ludlow JB. Dose and risk in dental diagnostic imaging: with emphasis on dosimetry of CBCT. *Korean Journal of Oral and Maxillofacial Radiology*. 2009;39:175-84.
137. Loubele M, Bogaerts R, Van Dijck E, Pauwels R, Vanheusden S, Suetens P, et al. Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. *European journal of radiology*. 2009;71(3):461-8.
138. Krause J. Untersuchungen zum erforderlichen Field of View für die bildgebende 3D-Diagnostik in der Zahnmedizin. 2013.
139. Mah JK, Danforth RA, Bumann A, Hatcher D. Radiation absorbed in maxillofacial imaging with a new dental computed tomography device. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2003;96(4):508-13.

140. 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. *Clinical oral investigations*. 2013 Mar 5. PubMed PMID: 23460022.
141. Plooij JM, Maal TJ, Haers P, Borstlap WA, Kuijpers-Jagtman AM, Berge SJ. Digital three-dimensional image fusion processes for planning and evaluating orthodontics and orthognathic surgery. A systematic review. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2011;40(4):341-52.
142. Bechtold TE, Göz TG, Schaupp E, Koos B, Godt A, Reinert S, et al. Integration of a maxillary model into facial surface stereophotogrammetry. *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie*. 2012;73(2):126-37.
143. Holberg C, Steinhäuser S, Geis P, Rudzki-Janson I. Cone-Beam Computed Tomography in Orthodontics: Benefits and Limitations. *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie*. 2005;66(6):434-44.
144. Maal TJ, Plooij JM, Rangel FA, Mollemans W, Schutyser FA, Berge SJ. The accuracy of matching three-dimensional photographs with skin surfaces derived from cone-beam computed tomography. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2008 Jul;37(7):641-6.
145. Hassan B, Couto Souza P, Jacobs R, de Azambuja Berti S, van der Stelt P. Influence of scanning and reconstruction parameters on quality of three-dimensional surface models of the dental arches from cone beam computed tomography. *Clinical oral investigations*. 2010;14(3):303-10.
146. Lane C, Harrell W, Jr. Completing the 3-dimensional picture. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2008;133(4):612-20.
147. Mah JK, Yi L, Huang RC, Choo HR. Advanced Applications of Cone Beam Computed Tomography in Orthodontics. *Seminars in Orthodontics*. 2011;17(1):57-71.
148. Maal TJ, van Loon B, Plooij JM, Rangel F, Ettema AM, Borstlap WA, et al. Registration of 3-dimensional facial photographs for clinical use. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2010;68(10):2391-401.
149. Naudi KB, Benramadan R, Brocklebank L, Ju X, Khambay B, Ayoub A. The virtual human face: superimposing the simultaneously captured 3D photorealistic skin surface of the face on the untextured skin image of the CBCT scan. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2013 Mar;42(3):393-400.
150. Schendel SA, Lane C. 3d orthognatic simulation using image fusion. In: Farmand, editor. *Seminars in Orthodontics*. 152009. p. 48-56.
151. Schendel SA, Jacobson R. Three-dimensional imaging and computer simulation for office-based surgery. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2009;67(10):2107-14.

152. Holberg C. Kephalemtrie - Quo Vadis? Bayerisches Zahnärzteblatt. 2007;5:33-5.
153. DGZMK. S1_Empfehlung_Dentale_Volumentomographie 2009 [01.12.2013]. Available from: http://www.dgzmk.de/uploads/tx_szdgzmkdocuments/S1_Empfehlung_Dentale_Volumentomographie.pdf.
154. Imaging-Sciences-International. Betriebsanleitung für i-CAT Fächerstrahl-Volumentomographie und Panorama-Dentalbildgebungssystem. 2006:1-2.
155. KaVo_Dental_GmbH. Benutzerhandbuch für KaVo 3D eXam. 2009;14.
156. Anatomage. Reference Manual for InVivoDental 4,0. 2008;6.
157. Graphpad. Grubbs-Test durch Graphpad Software Inc. [17.09.2012]. Available from: <http://www.graphpad.com/quickcalcs/Grubbs1.cfm>.
158. Schendra CFG. Datenmanagement und Datenanalyse mit dem SAS-System: Vom Einsteiger zum Profi. München: Oldenbourg Verlag; 2004.
159. Sachs L, Hedderich J. Angewandte Statistik Methodensammlung mit R. Berlin: Springer Verlag; 2006.
160. Jarque CM, Bera AM. Efficient tests for normality, homoscedasticity and serial independence of regression residuals. Economic Letters. 1980;6(3):342-43.
161. Broadbent BH, Broadbent BJ. Bolton Standards of dentofacial development growth. St. Luis: Mosby 1975.
162. Spiro JC. A statistical evaluation of nasal growth. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1969;56(4):403-14.
163. Ricketts RM. A foundation for cephalometric communication. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1960;56(5):330-57.
164. Björk A. Introduction to orthodontics. New York: Mc Graw-Hill; 1960.
165. Chaconas SJ. A statistical evaluation of nasal growth. American Journal of Orthodontics. 1969;56(4):403-14.
166. Nelder JA, Mead R. A Simplex-Method for Function Minimization. The Computer Journal. 1965;7(4):308-13.
167. Joint_Committee_for_Guides_in_Metrology. Evaluation of measurement data-Guide to the uncertainty in measurement: International Organization for Standardization; 2008.
168. Cacaci C, Frank E, Bumann A. DVT-Volumentomograph. Digitaler Durchblick. 2007 (10):8.

169. Rasch M-T. Definition der Regionen von Interesse für kieferorthopädische / kieferchirurgische , oralchirurgische und implantologische / dentale Zwecke bei der digitalen Volumetomographie. 2009.
170. van Vlijmen OJC, Maal TJJ, Bergé SJ, Bronkhorst EM, Katsaros C, Kuijpers-Jagtman AM. A comparison between two-dimensional and three-dimensional cephalometry on frontal radiographs and on cone beam computed tomography scans of human skulls. *European Journal of Oral Science*. 2009;117(3):300-5.
171. Kimura M, Tokumori K, Nawa H, Yoshida K, Muramatsu A, Fuyamada M, et al. Reliability of a coordinate system based on anatomical landmarks of the maxillofacial skeleton: an evaluation method for three-dimensional images obtained by cone-beam computed tomography. *Oral Radiology*. 2009;25(1):37-42.
172. Weise K, Wöger W. Comparison of two measurement results using the Bayesian theory of measurement uncertainty. *Measurement Science and Technology*. 1994;5:879-82.
173. Li H, Zhu XR, Zhang L, Dong L, Tung S, Ahamad A, et al. Comparison of 2d Radiographic Images and 3d Cone Beam Computed Tomography for Positioning Head-and-Neck Radiotherapy Patients. *International Journal of Radiation Oncology*Biology*Physics*. 2008;71(3):916-25.

7. Anhang

A.1 Abkürzungsverzeichnis

AAO	American Academy of Orthodontists
AAOMR	American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology
A / mA	Ampère / Milliampère
Abb.	Abbildung
AB	Altersbereich
ALARA	Prinzip des: „As Low As Reasonable Achievable“
CBCT	Cone-Beam Computerized Tomography
cd	Candela
CCD	Charge-Coupled Device
CMOS	Complementary Metaloxide Semiconductor
CMD	Cranio-Mandibuläre Dysfunktion
cm	Zentimeter
CT	Computertomographie
DGKFO	Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie
DGZMK	Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
3D	dreidimensional
DVT	Digitale Volumetomographie
EAO	European Association of Osseointegration
EURATOM	The European Atomic Energy Community
FoV	Field of View
FPD	Flat panel detector / Flachbilddetektor
FRS	Ferröntgenseitenaufnahme
FS	Face Scan
GKV	gesetzliche Krankenversicherung
H	Hypothese
HWS	Halswirbelsäule
ICRP	International Commission on Radiological Protection
Inc.	incorporated
KFO	Kieferorthopädie
LMU	Ludwig – Maximilian – Universität
m	männlich
m ²	Quadratmeter
MRT	Magnetresonanztomogramm
MSCT	Multi-slice computer tomography
mm	Millimeter
OLD	optisch stimulierte Dosimeter
OPG	Orthopantomogramm
OSL	Optisch stimulierte Lumineszenz
PSA	Panoramaschichtaufnahme
s / ms	Sekunde / Millisekunde
SPECT	Einzelphotonen-Emissions Computertomogramm
Sv / µSv	Sievert / Microsievert
TLD	Thermolumineszenzdosimeter
V / kV	Volt / Kilovolt
w	weiblich
%	Prozent
“	Zoll

A.2 Verzeichnis benutzter Formelzeichen

e	Eulersche Zahl
k	Kalibrierfaktor
$k_{\bar{u}}$	Überdeckungsfaktor
E	effektive Dosis
l	Distanz zwischen Mittelpunkt einer durch 17 landmarks definierten Kugel und einer durch 3 – 6 landmarks definierten Kugel
lp	linke Cursorposition
m	Anzahl der berücksichtigten Messpunkte
n	Anzahl der Stichproben
n_v	Anzahl vollständiger Datensätze
op	obere Cursorposition
p	Normalverteilungsdichte
ps	Signifikanzniveau
P	Patientenhäufigkeit
q	Gesamtzahl der Messpunkte
qs	quadratische Abweichung von r_0 zu R_0
r	Radius
\vec{r}	n-dimensionaler Vektor
rp	rechte Cursorposition
r_0	Ursprungskoordinaten der in Computerprogramm positionierten Kugel
R_0	errechnete Ursprungskoordinaten für durch 17 landmarks definierte Kugel
s	Standardabweichung
s^*	Schätzer für die Standardabweichung
SE	Schnittebene
se	relative Lage der Schnittebene
up	untere Cursorposition
u_{ges}	Gesamtunsicherheit
u_{sys}	systematische Unsicherheit
u_{zuf}	zufällige Unsicherheit
\bar{x}	Mittelwert von x
x	Punkt auf x-Achse
y	Punkt auf y-Achse
z	Punkt auf z-Achse
μ	Mittelwert
π	Kreiszahl

B.1 Abbildungen zu Abschnitt 4.1

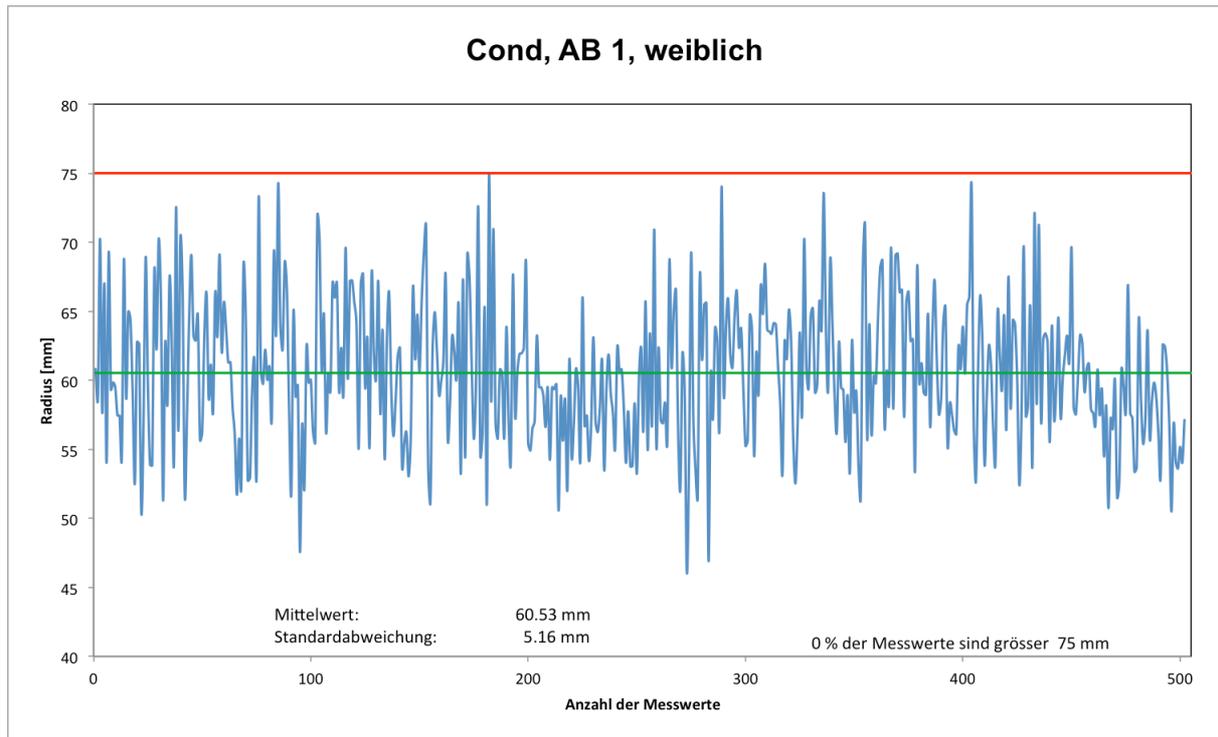


Abbildung A1

Gemessene Radii für die Gruppe „AB 1 weiblich“

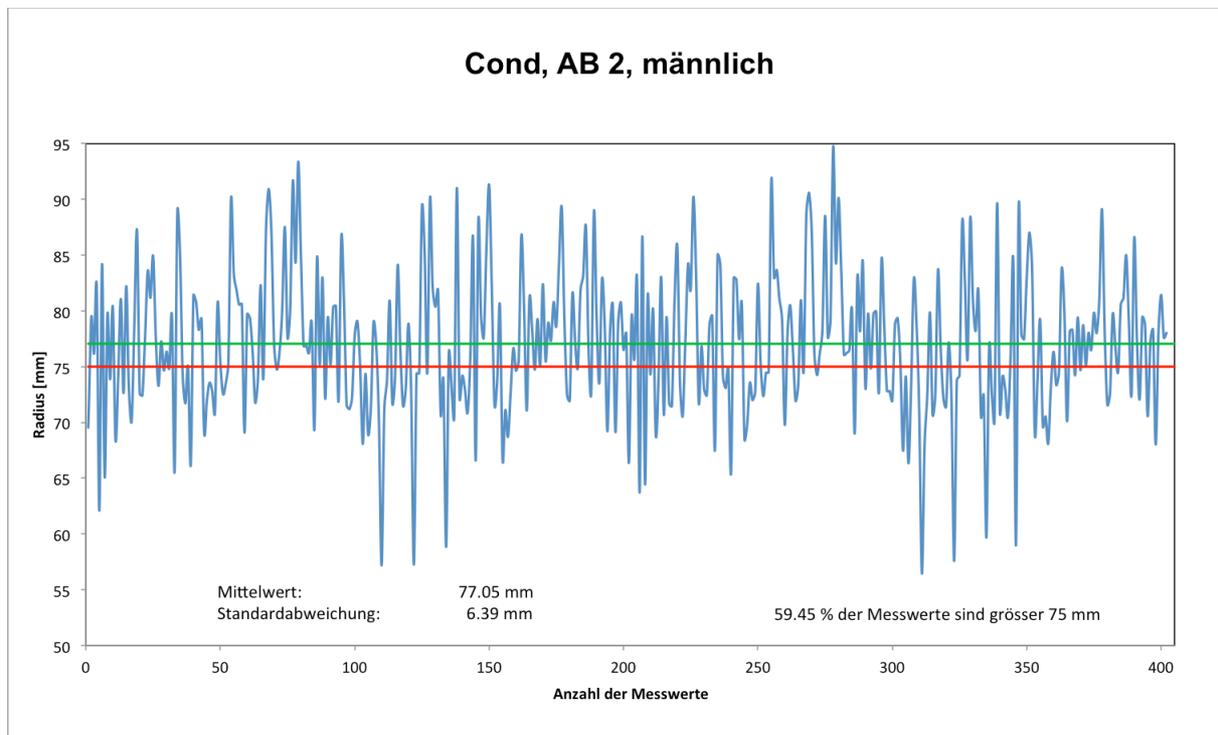


Abbildung A2

Gemessene Radii für die Gruppe „AB 2 männlich“

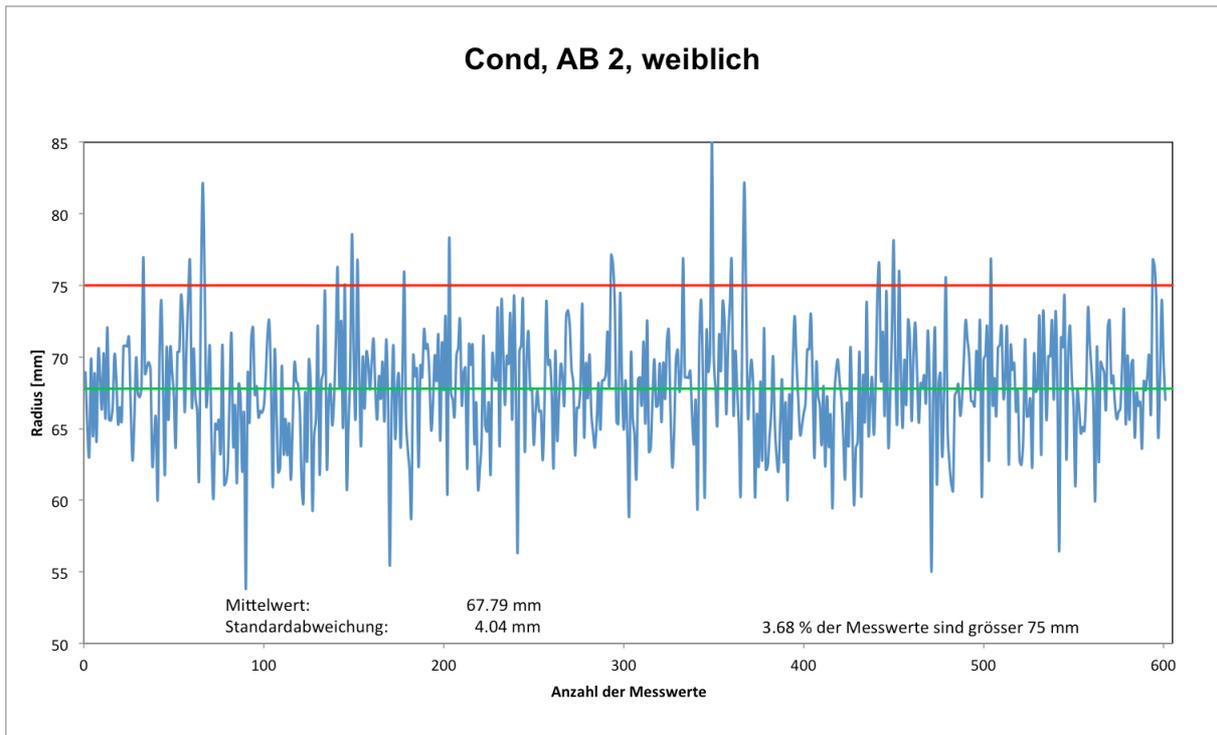


Abbildung A3 Gemessene Radii für die Gruppe „AB 2 weiblich“

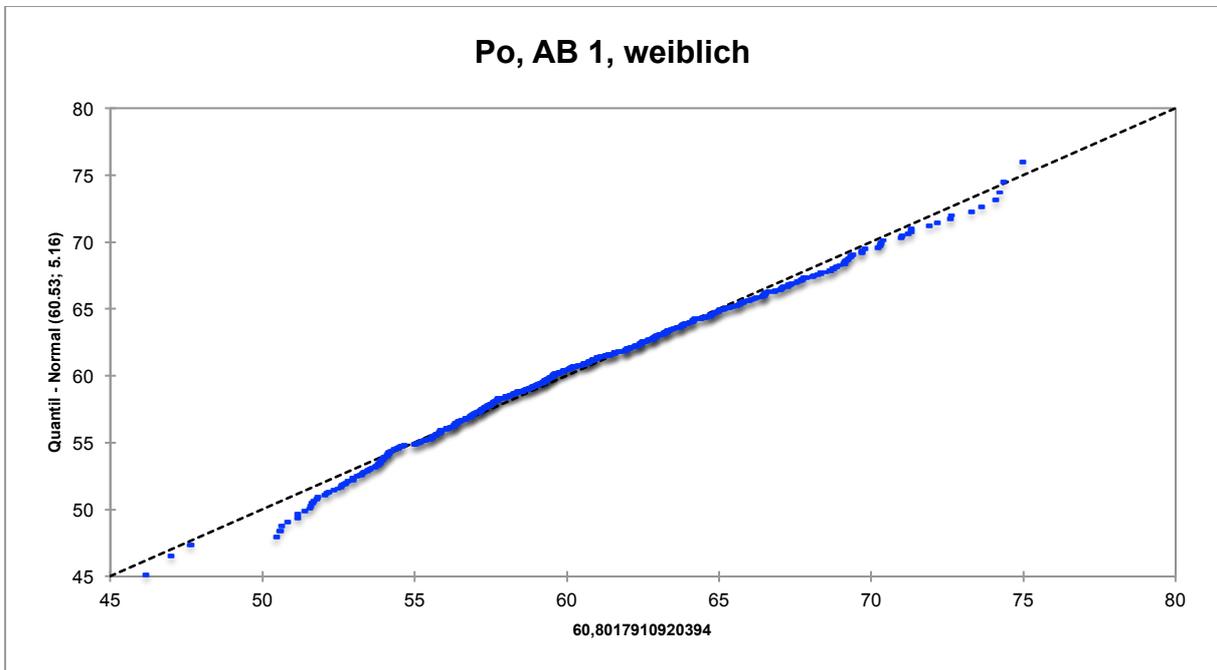


Abbildung A4 Quantil-Quantil-Plot für die Gruppe „AB 1 weiblich“

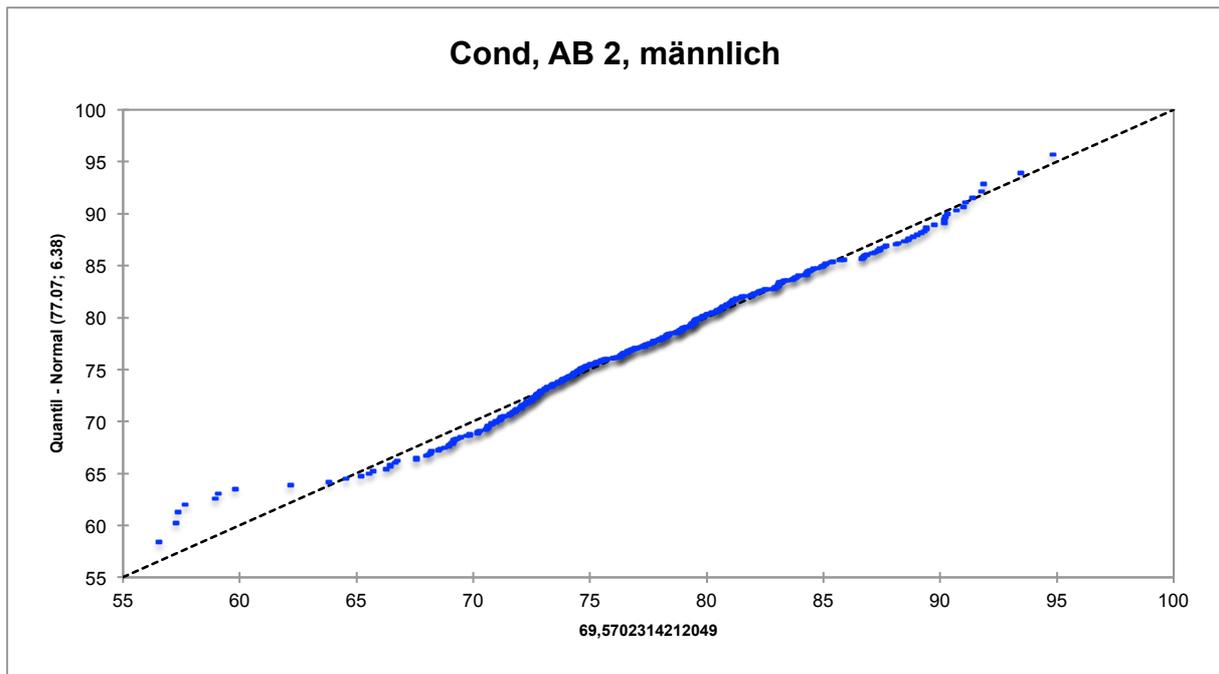


Abbildung A5 Quantil-Quantil-Plot für die Gruppe „AB 2 männlich“

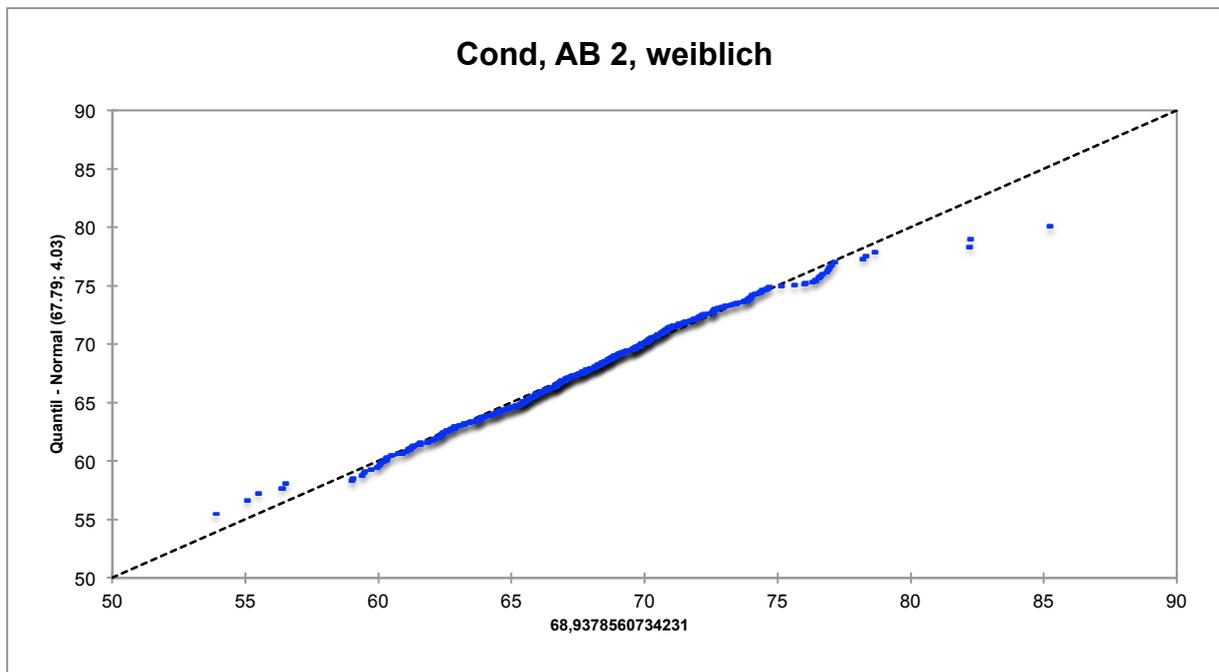


Abbildung A6 Quantil-Quantil-Plot für die Gruppe „AB 2 weiblich“

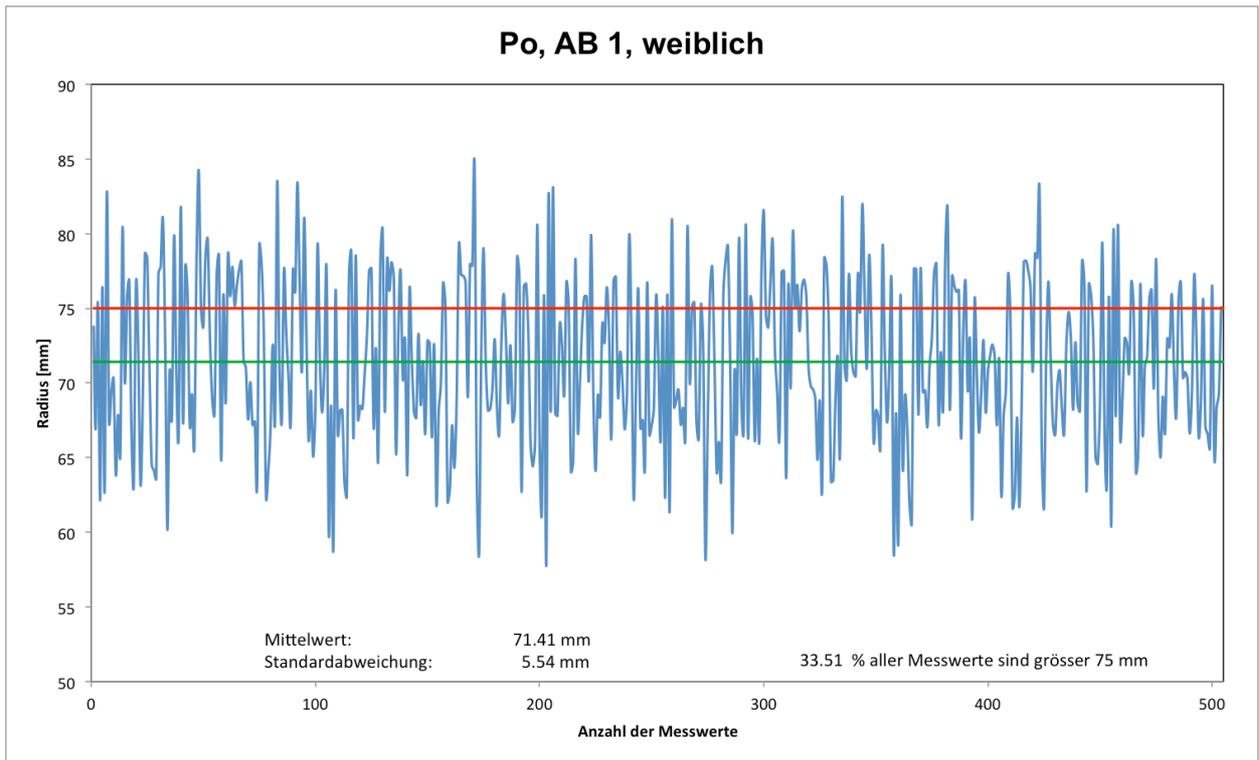


Abbildung A7 Gemessene Radii für die Gruppe „AB 1 weiblich“

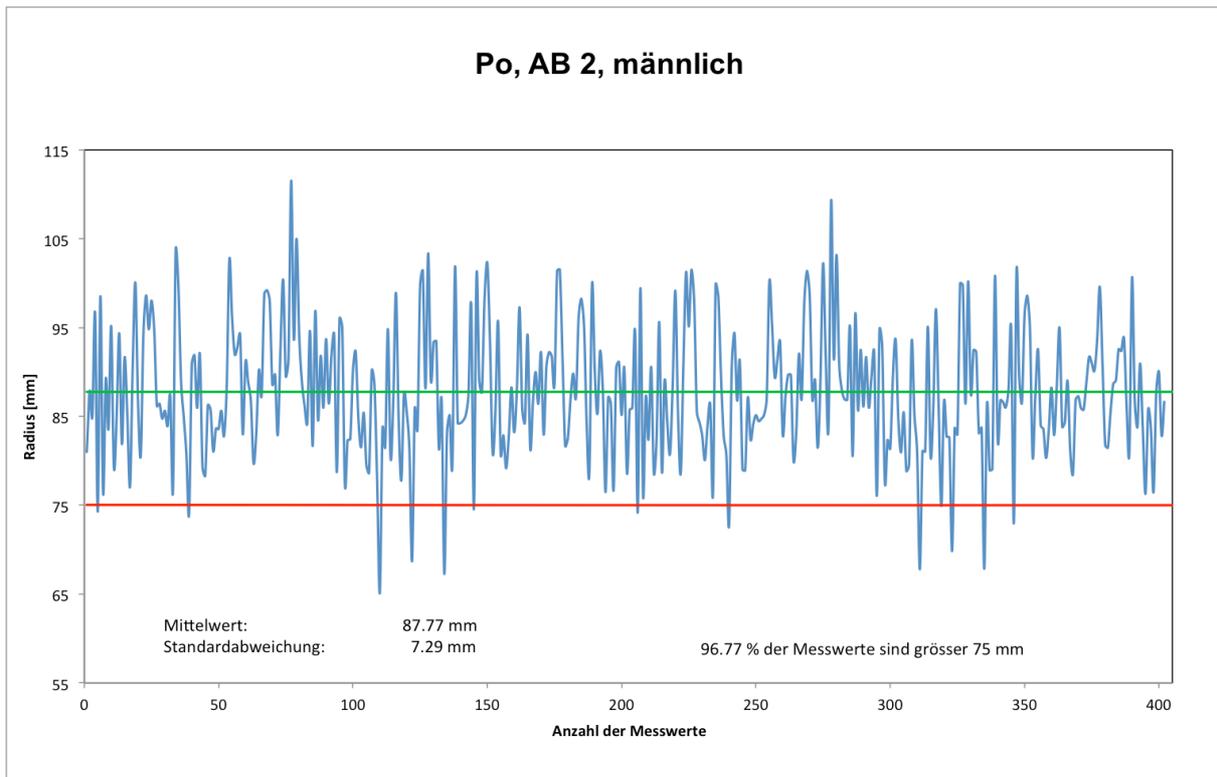


Abbildung A8 Gemessene Radii für die Gruppe „AB 2 männlich“

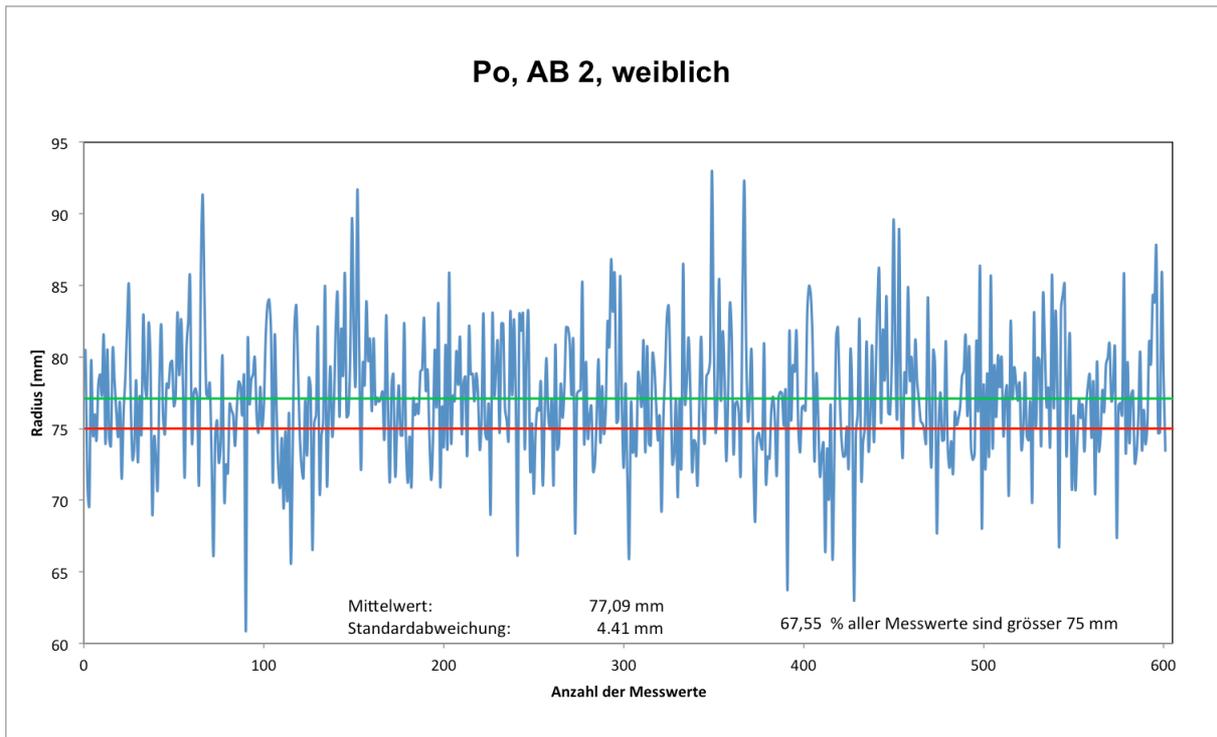


Abbildung A9 Gemessene Radii für die Gruppe „AB 2 weiblich“

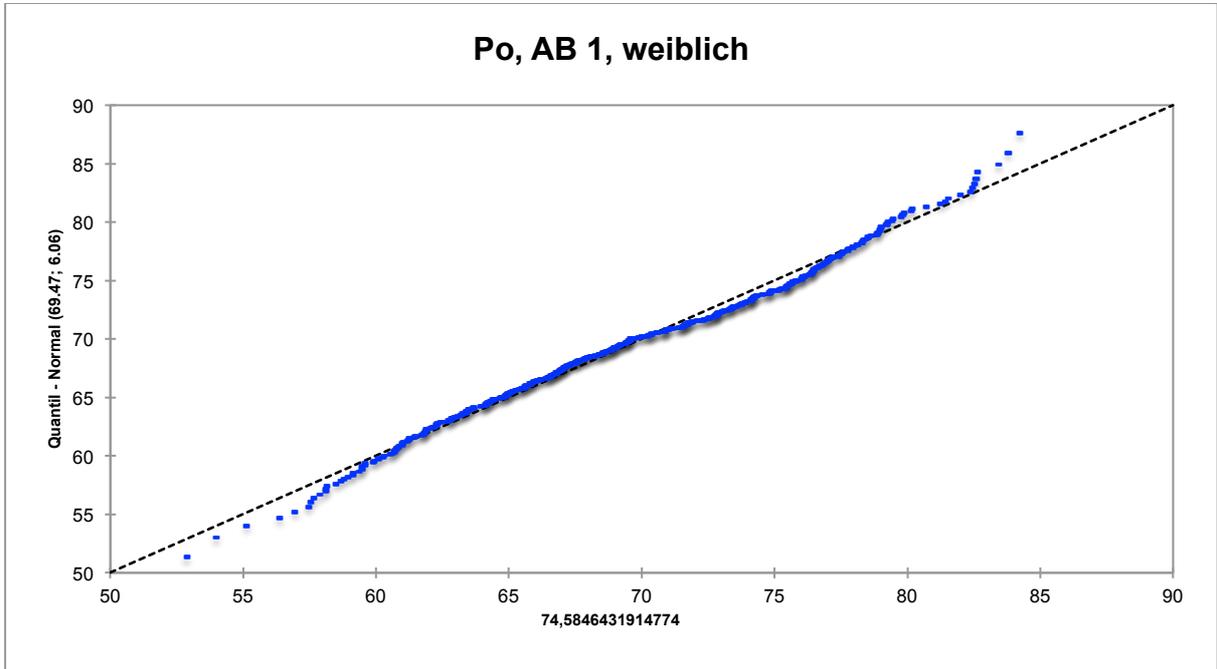


Abbildung A10 Quantil-Quantil-Plot für die Gruppe „AB 1 weiblich“

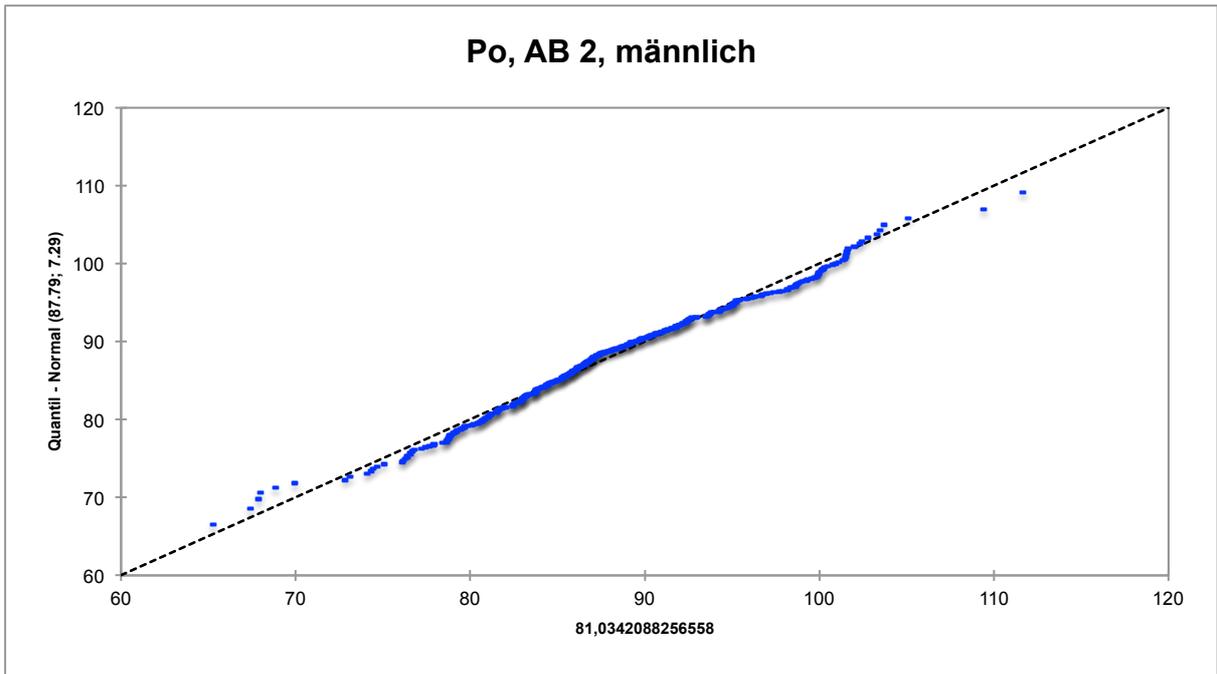


Abbildung A11 Quantil-Quantil-Plot für die Gruppe „AB 2 männlich“

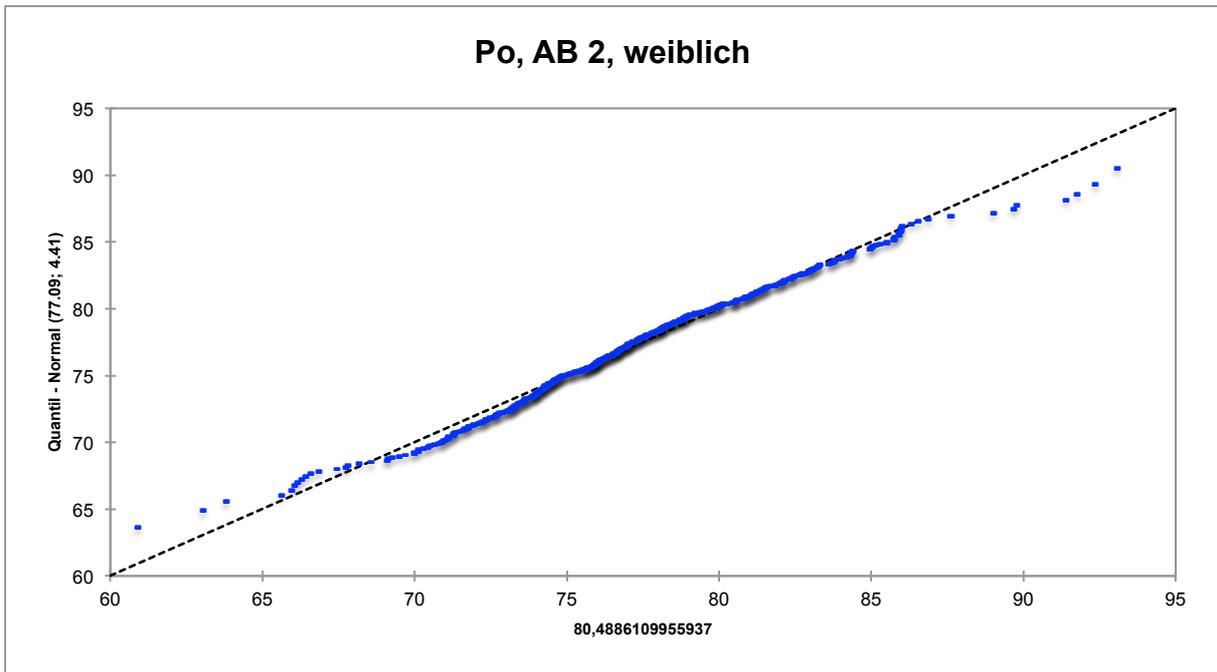


Abbildung A12 Quantil-Quantil-Plot für die Gruppe „AB 2 weiblich“

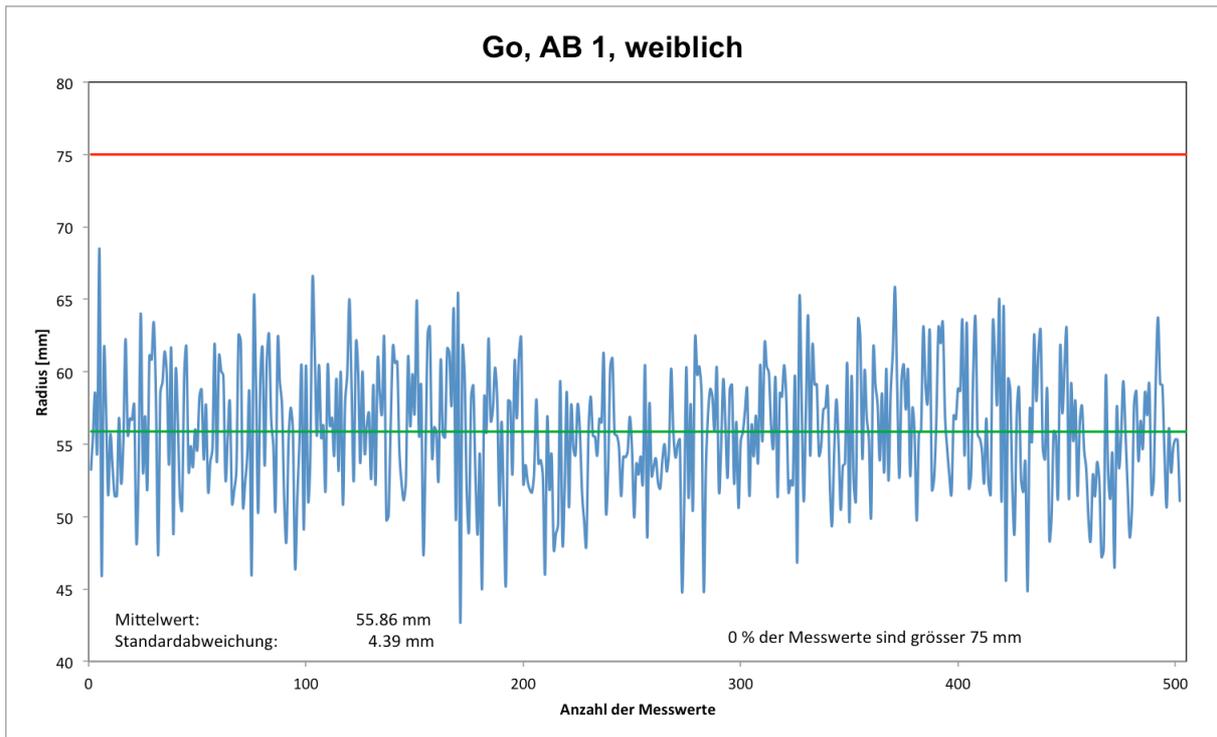


Abbildung A13 Gemessene Radii für die Gruppe „AB 1 weiblich“

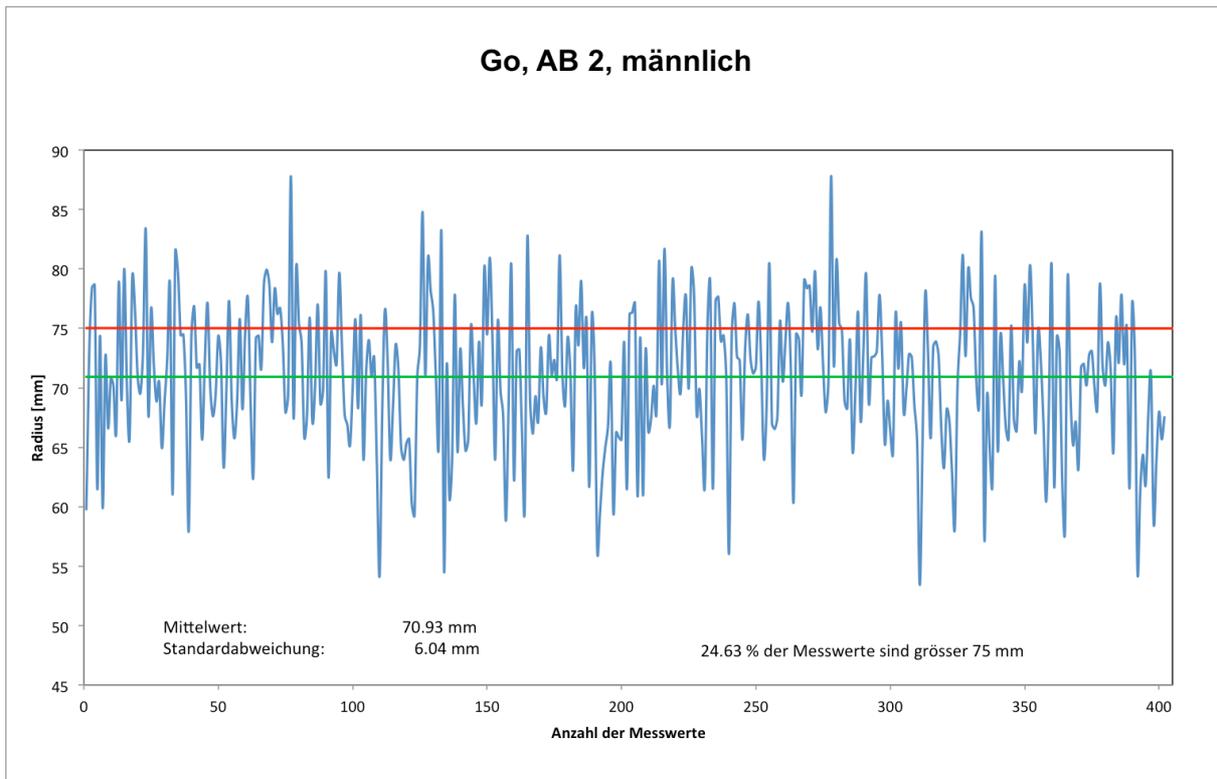


Abbildung A14 Gemessene Radii für die Gruppe „AB 2 männlich“

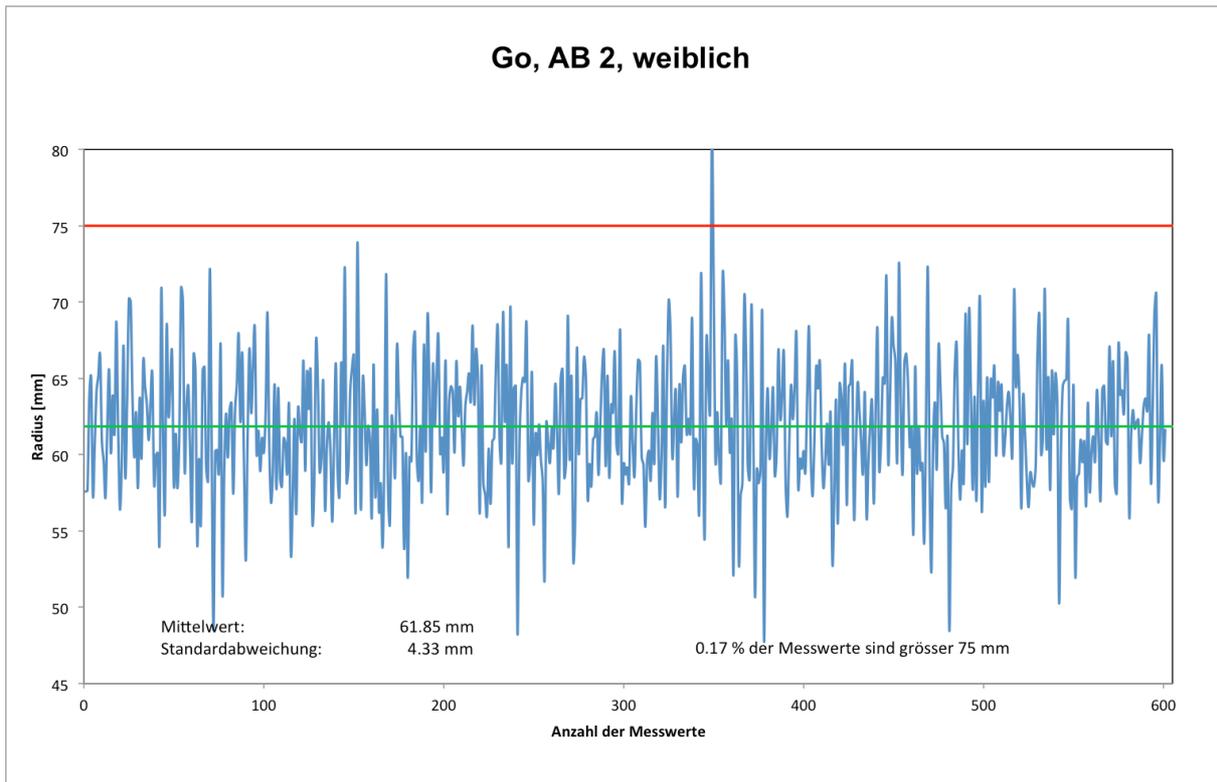


Abbildung A15 Gemessene Radii für die Gruppe „AB 2 weiblich“

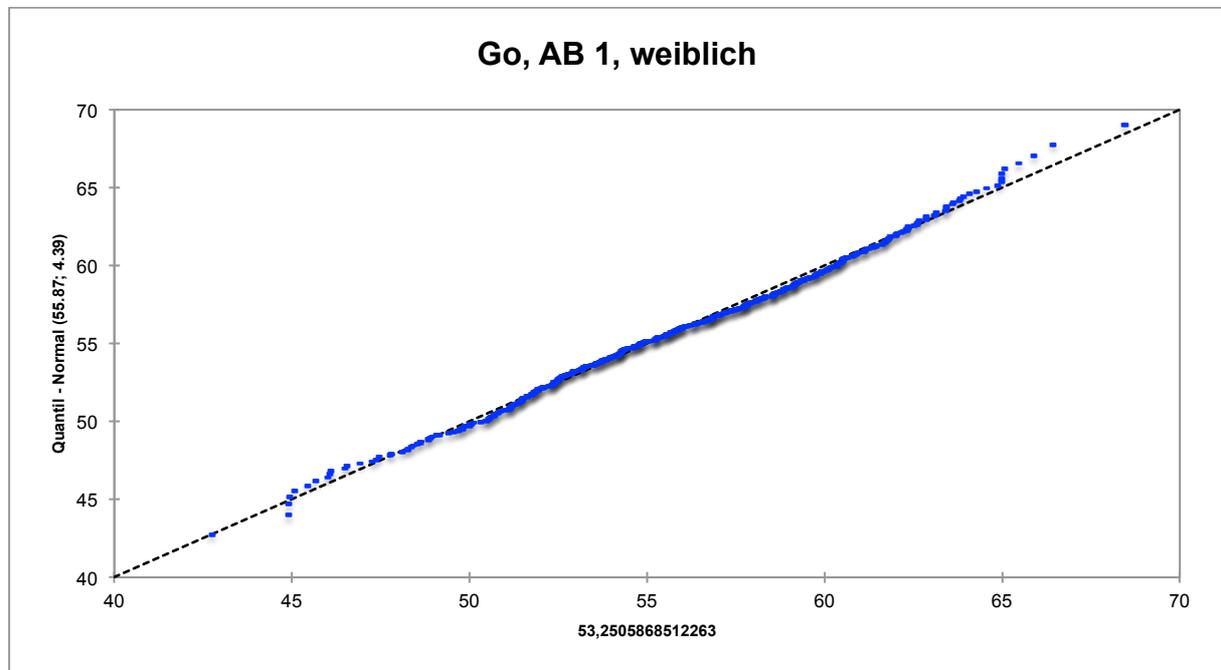


Abbildung A16 Quantil-Quantil-Plot für die Gruppe „AB 1 weiblich“

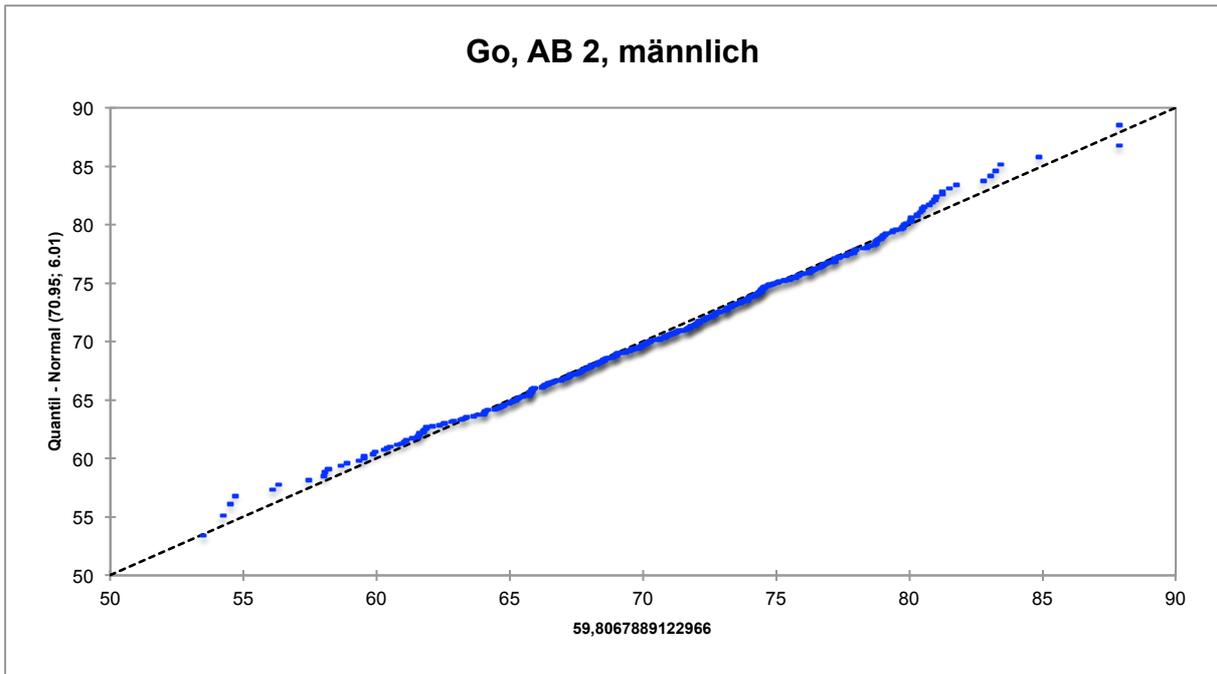


Abbildung A17 Quantil-Quantil-Plot für die Gruppe „AB 2 männlich“

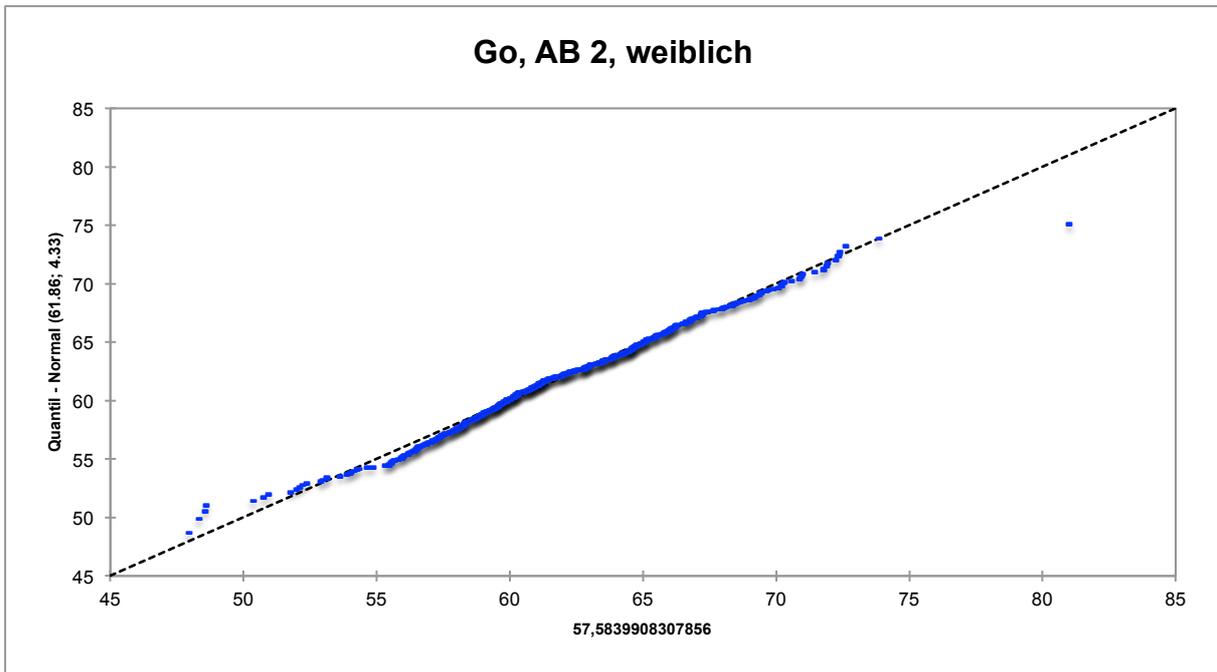


Abbildung A18 Quantil-Quantil-Plot für die Gruppe „AB 2 weiblich“

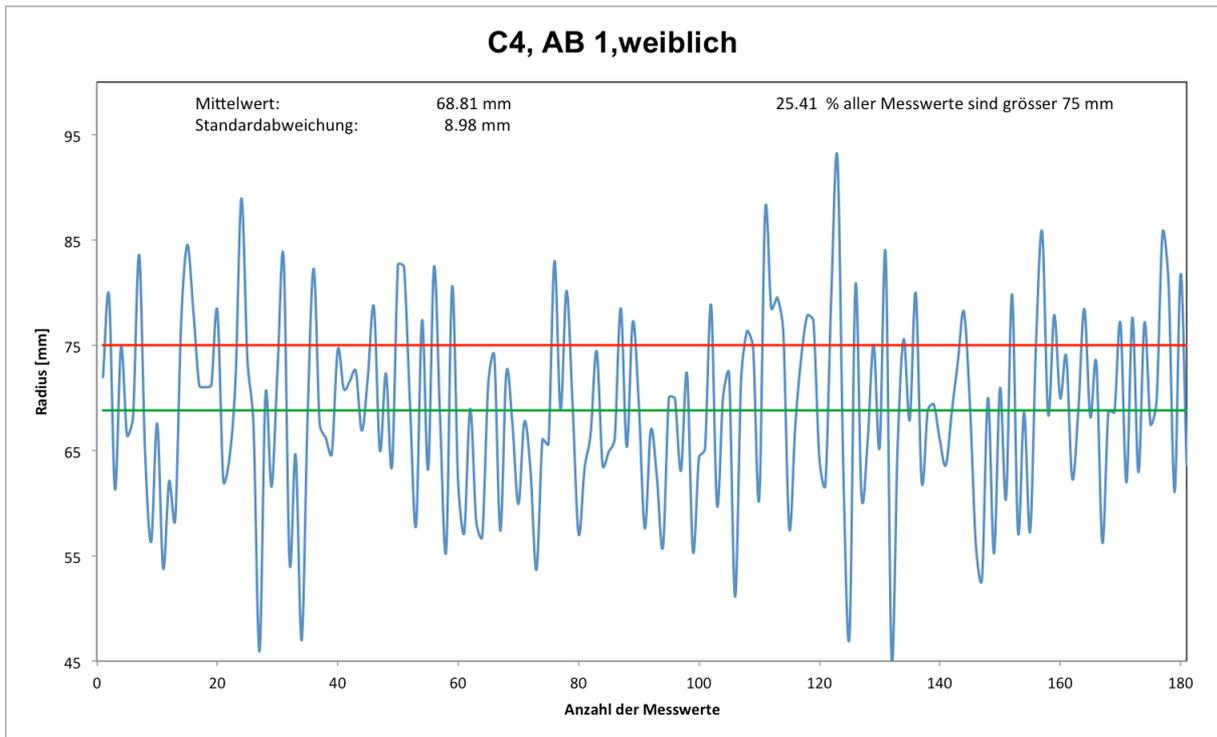


Abbildung A19 Gemessene Radii für die Gruppe „AB 1 weiblich“

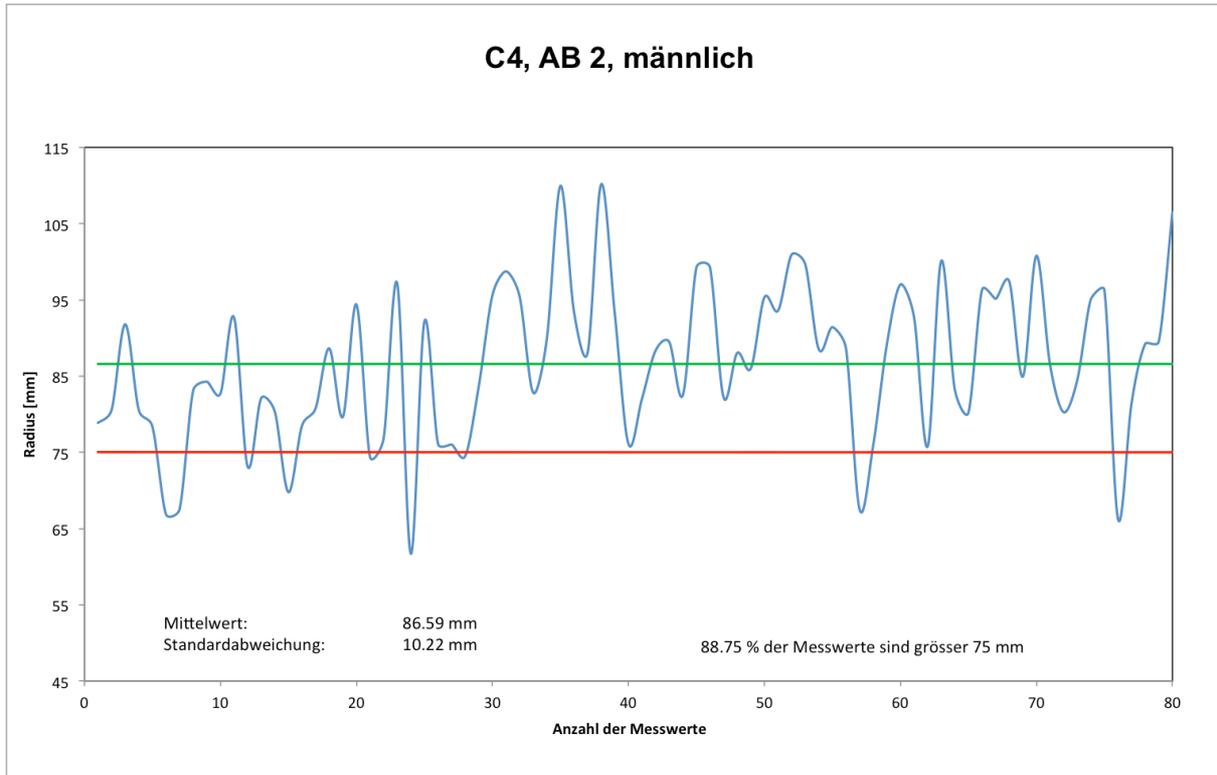


Abbildung A20 Gemessene Radii für die Gruppe „AB 2 männlich“

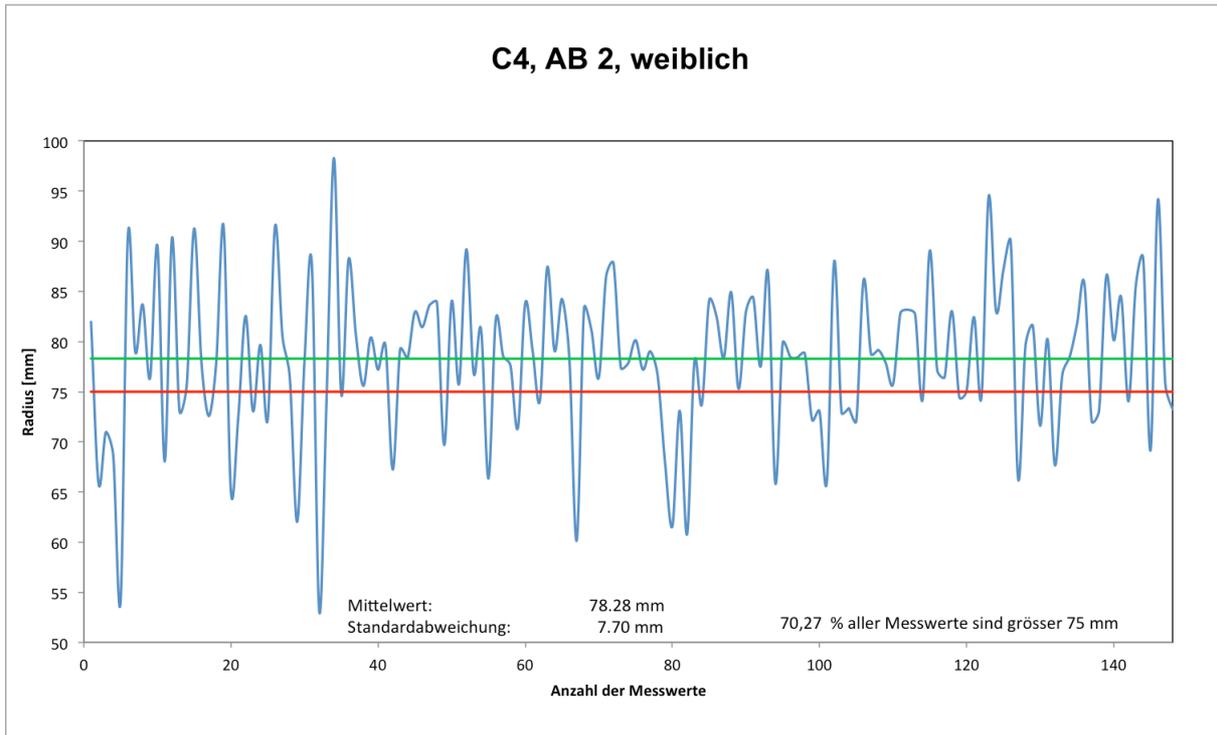


Abbildung A21

Gemessene Radii für die Gruppe „AB 2 weiblich“

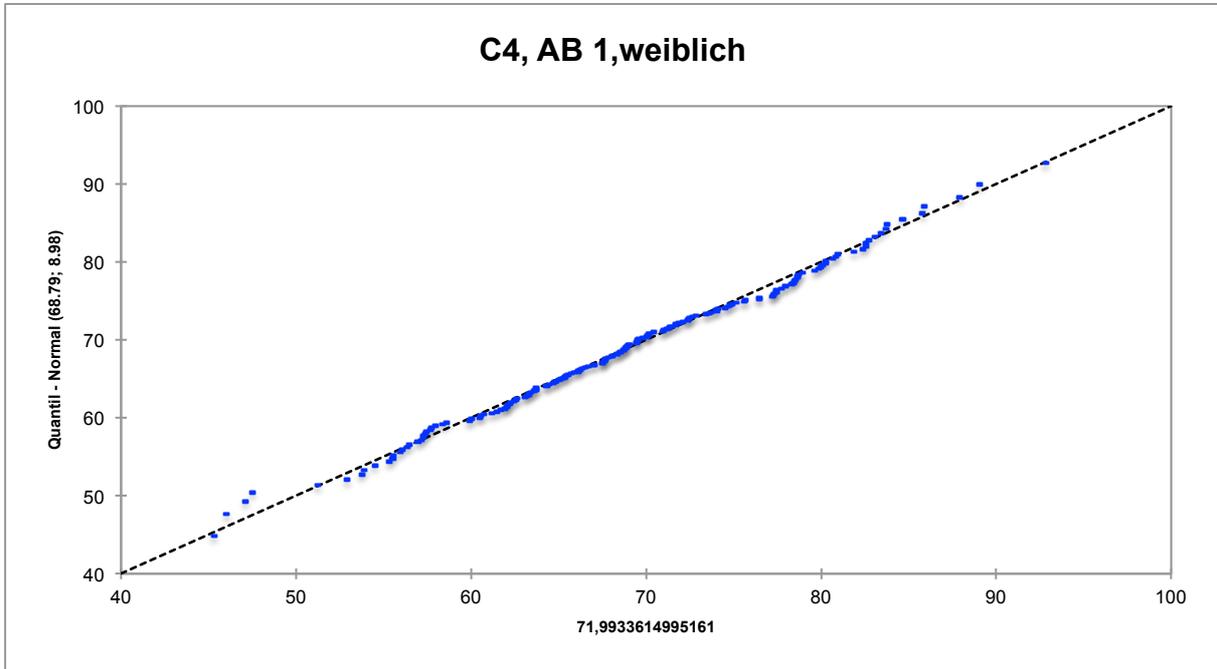


Abbildung A22

Quantil-Quantil-Plot für die Gruppe „AB 1 weiblich“

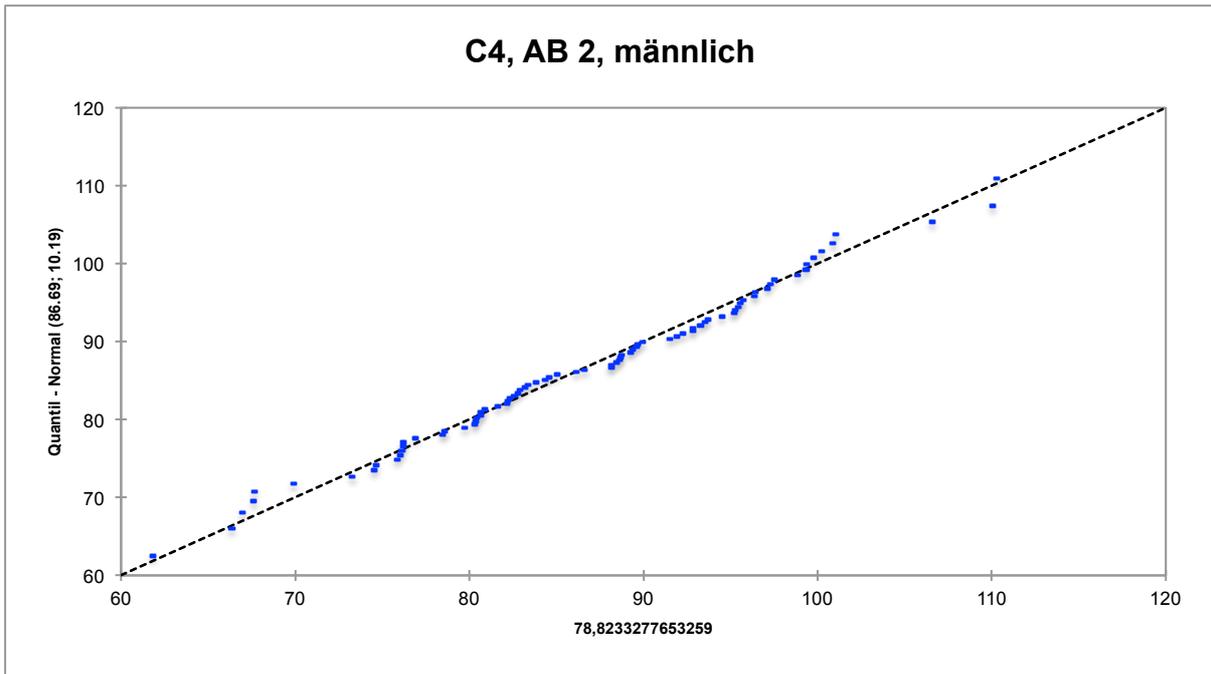


Abbildung A23 Quantil-Quantil-Plot für die Gruppe „AB 2 männlich“

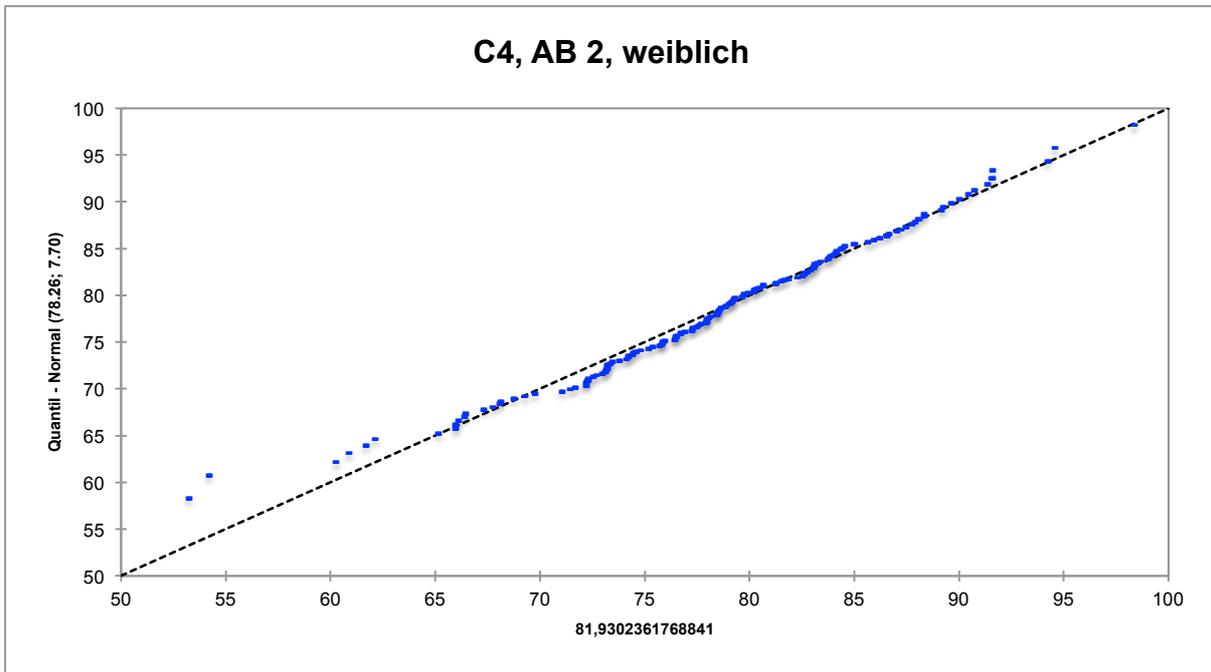


Abbildung A24 Quantil-Quantil-Plot für die Gruppe „AB 2 weiblich“

B.2 Abbildungen zu Abschnitt 4.2

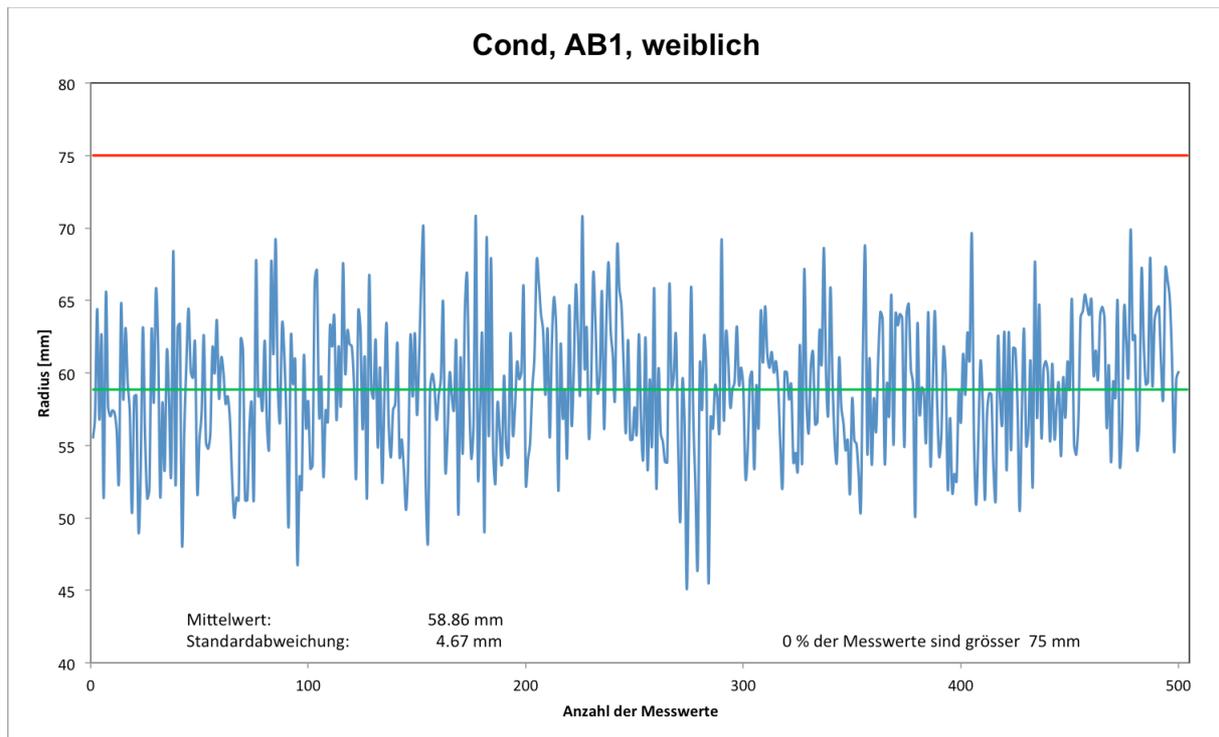


Abbildung A25 Gemessene Radii für die Gruppe „AB 1 weiblich“

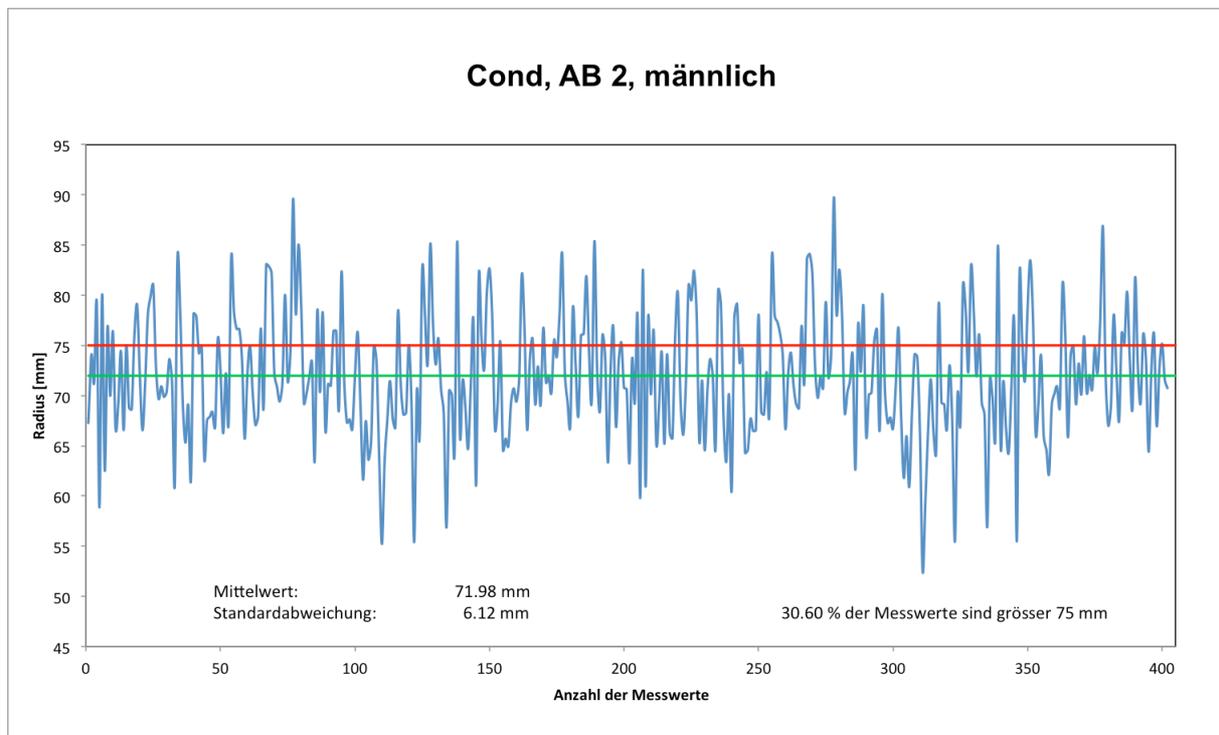


Abbildung A26 Gemessene Radii für die Gruppe „AB 2 männlich“

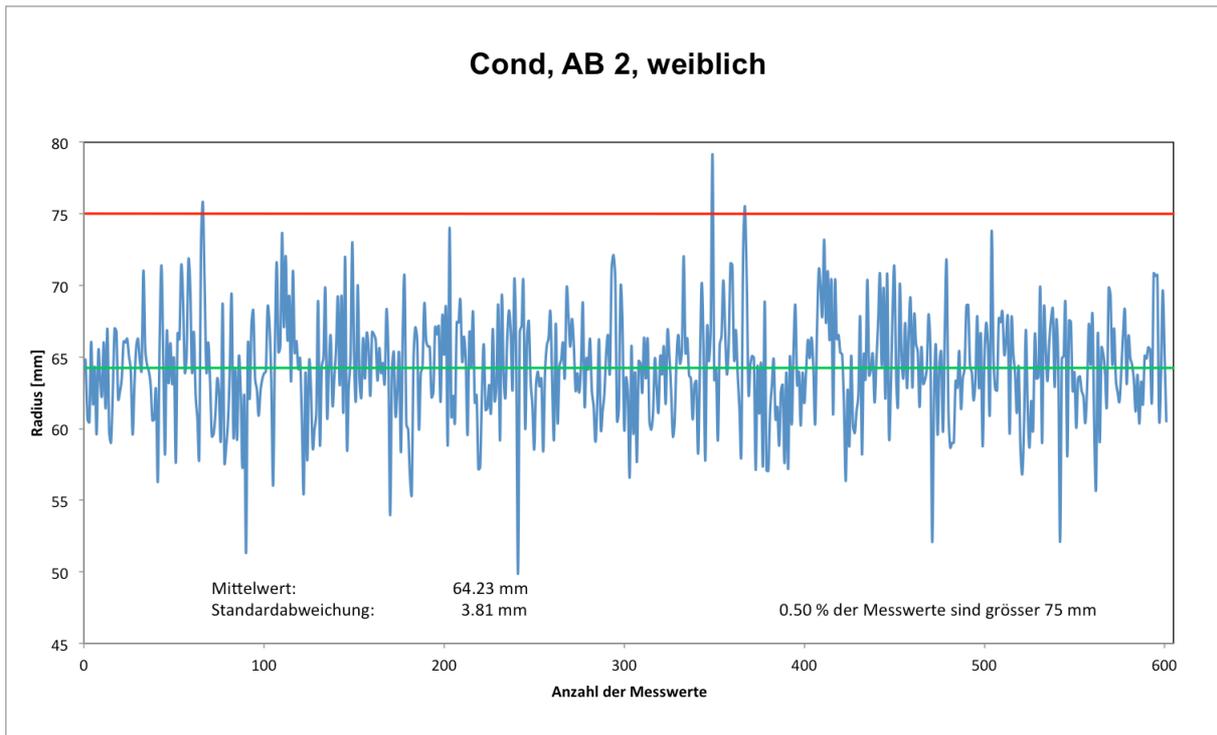


Abbildung A27 Gemessene Radii für die Gruppe „AB 2 weiblich“

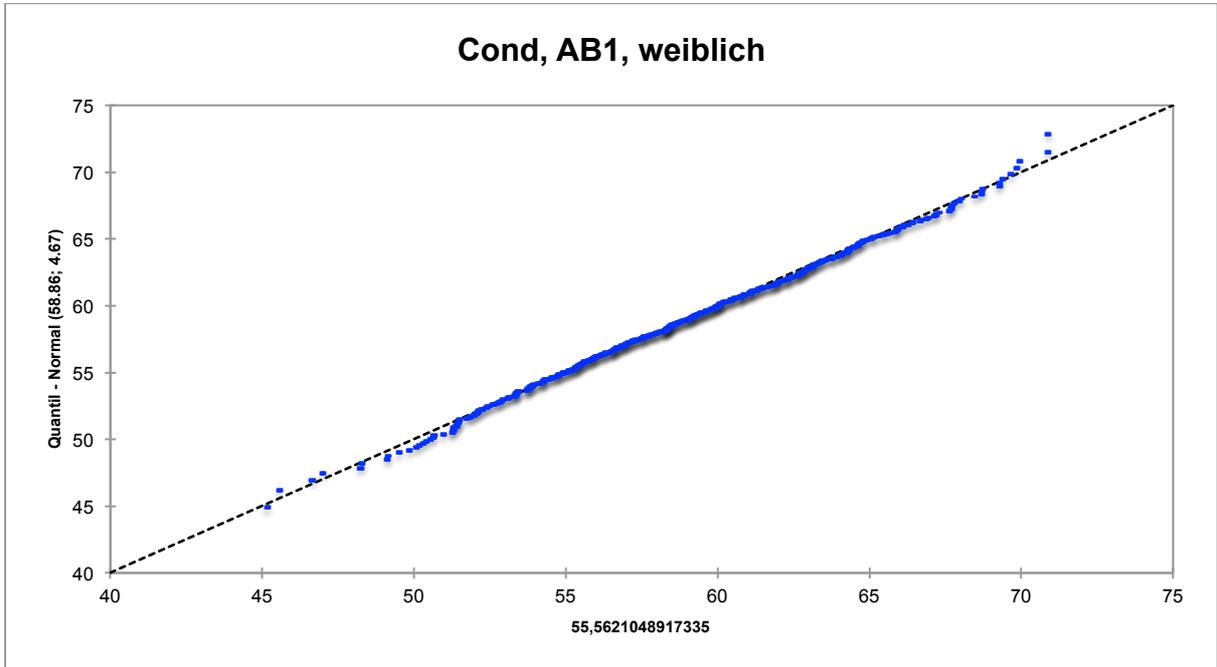


Abbildung A28 Quantil-Quantil-Plot für die Gruppe „AB 1 weiblich“

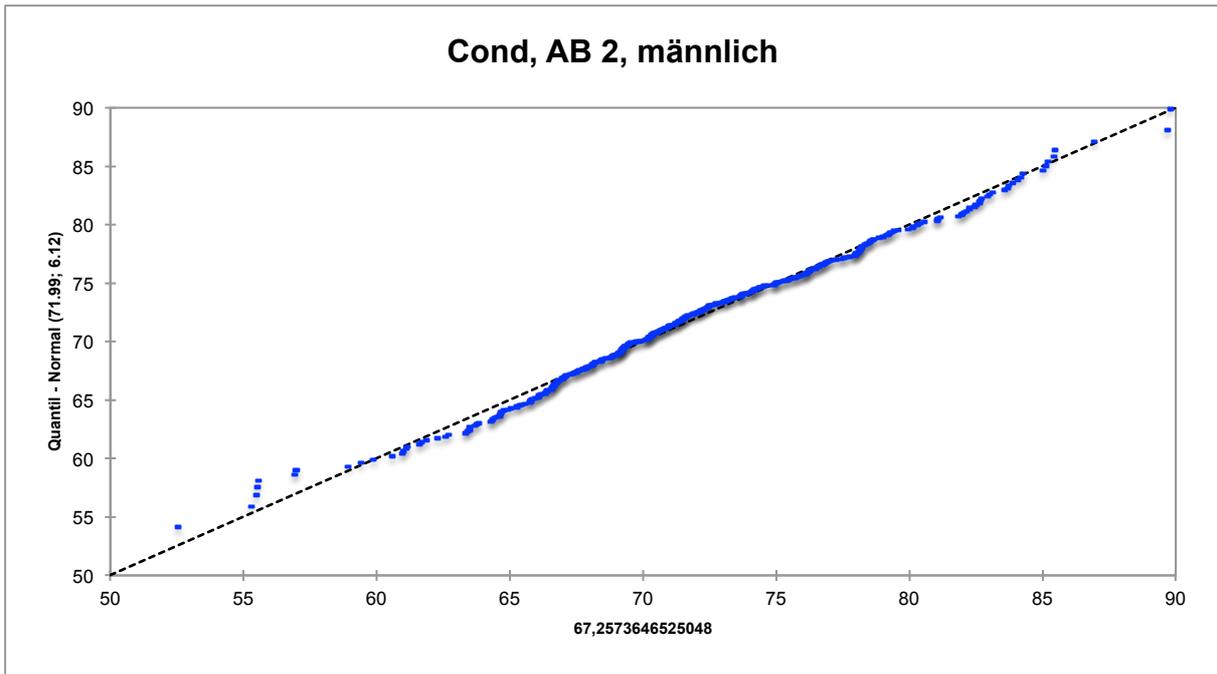


Abbildung A29 Quantil-Quantil-Plot für die Gruppe „AB 2 männlich“

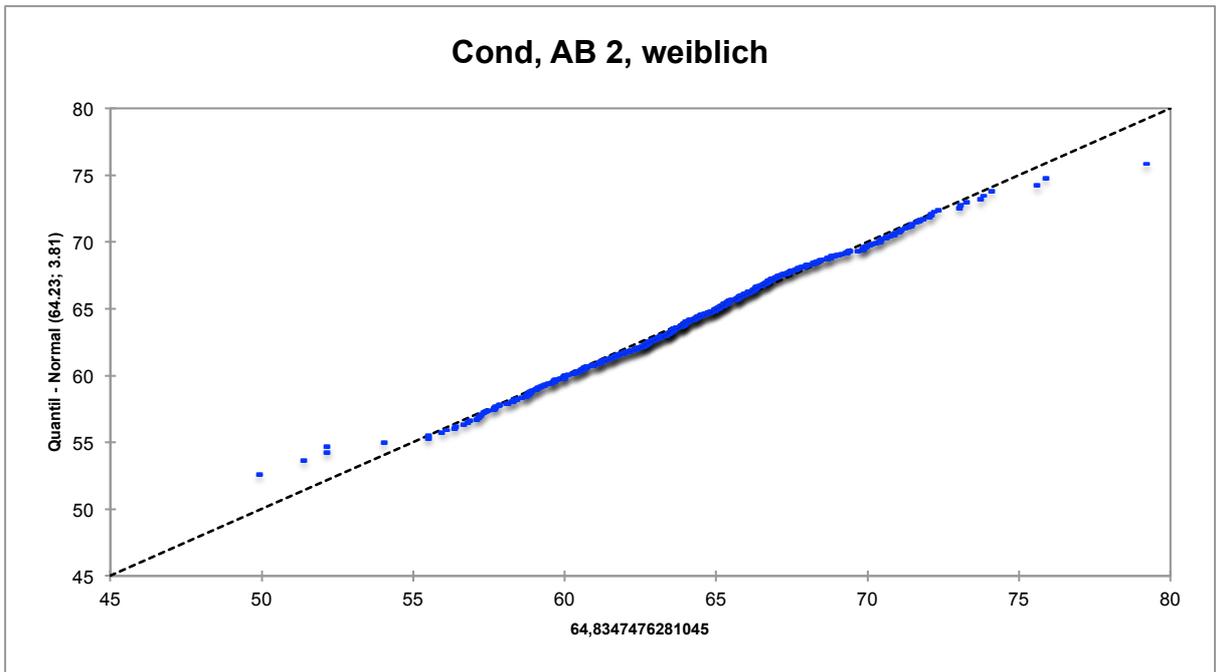


Abbildung A30 Quantil-Quantil-Plot für die Gruppe „AB 2 weiblich“

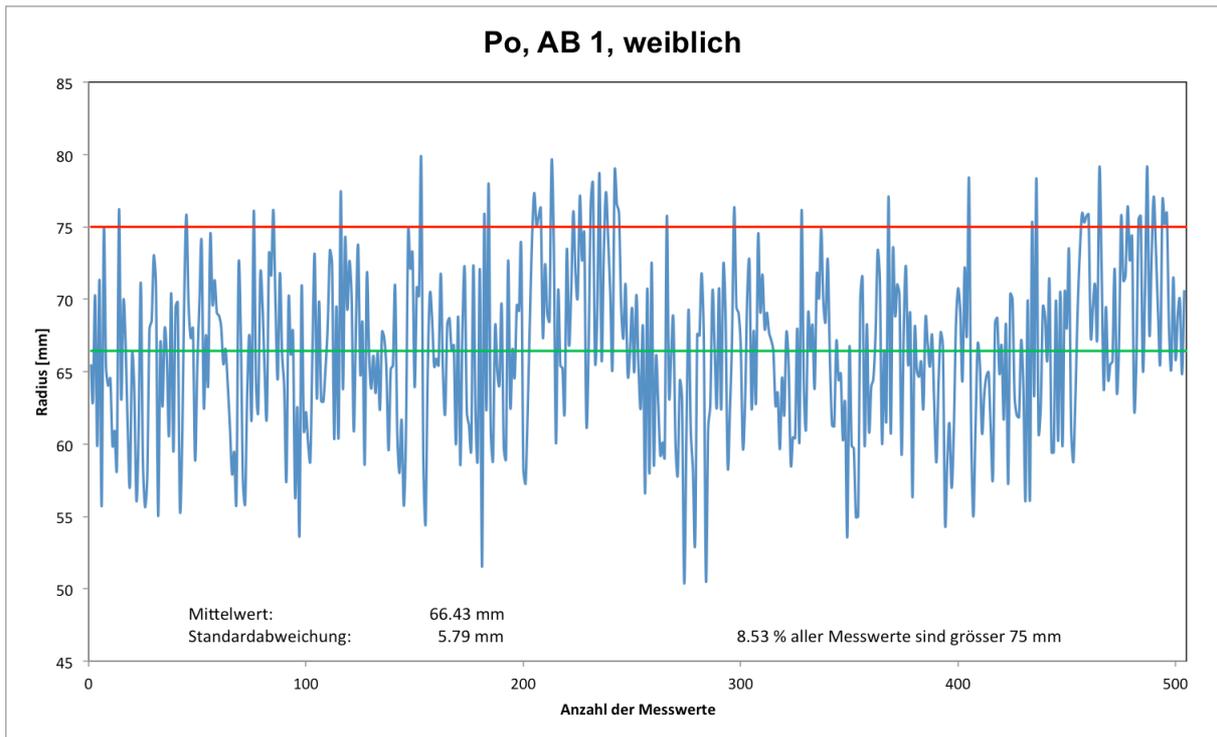


Abbildung A31 Gemessene Radii für die Gruppe „AB 1 weiblich“

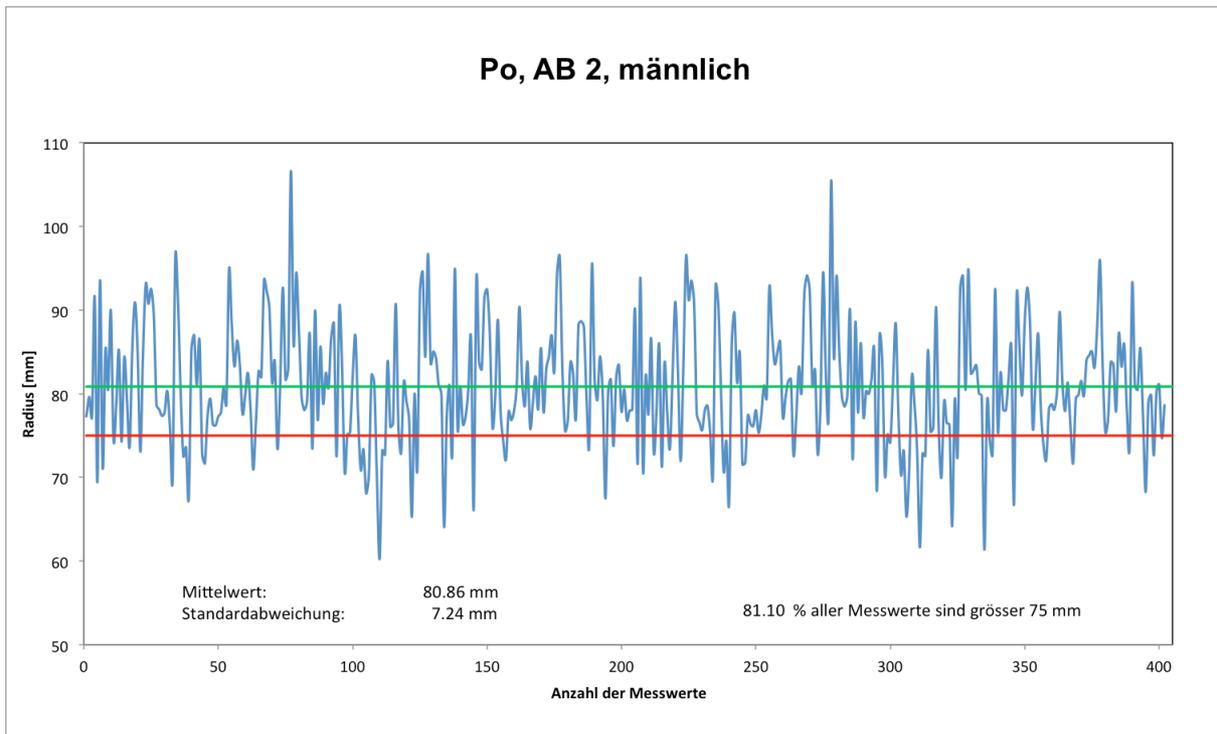


Abbildung A32 Gemessene Radii für die Gruppe „AB 2 männlich“

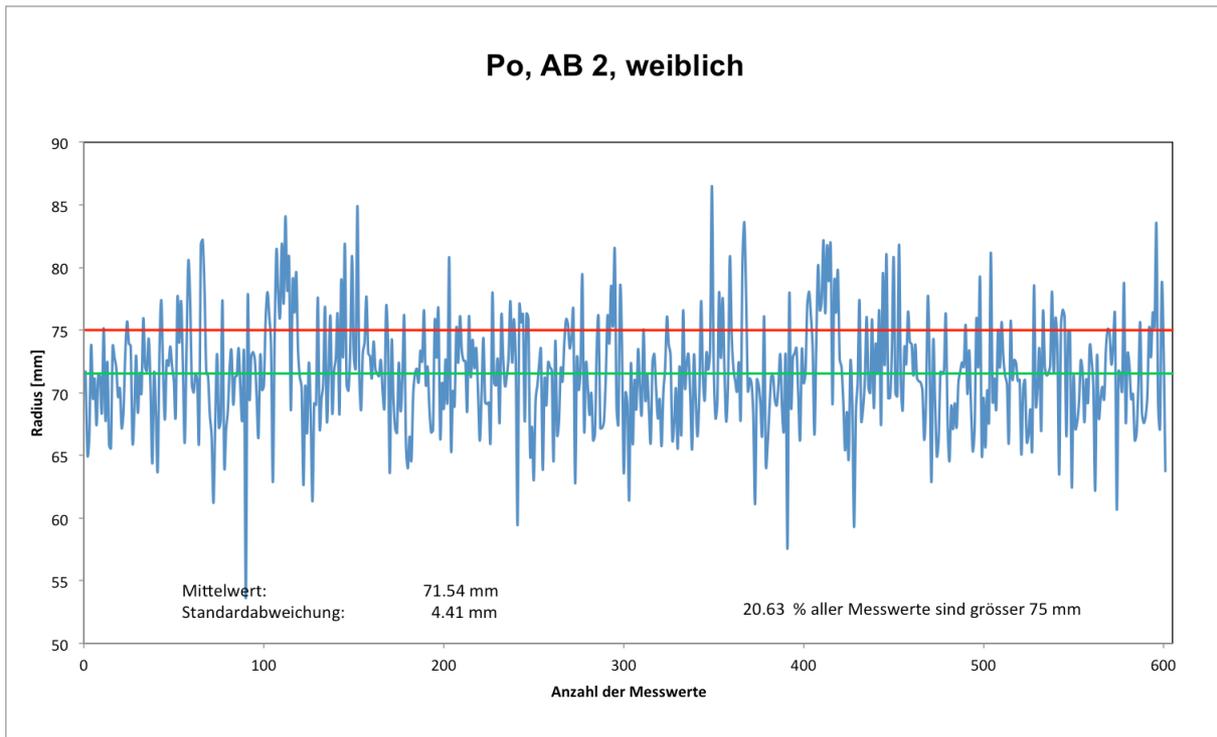


Abbildung A33

Gemessene Radii für die Gruppe „AB 2 weiblich“

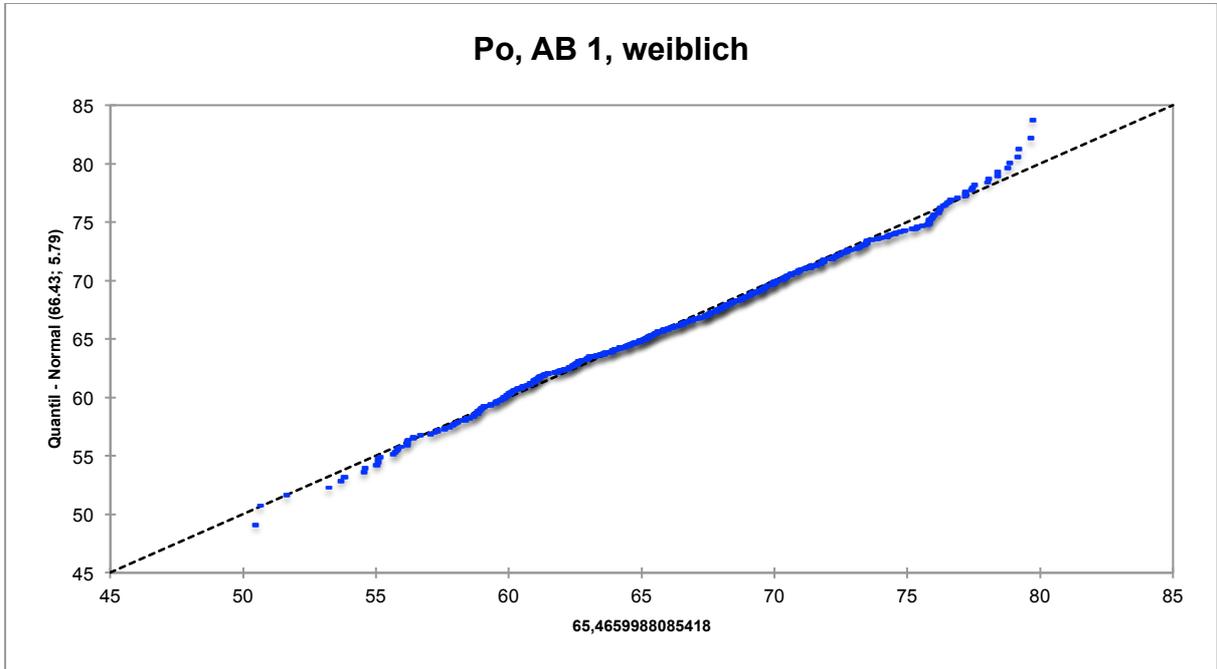


Abbildung A34

Quantil-Quantil-Plot für die Gruppe „AB 1 weiblich“

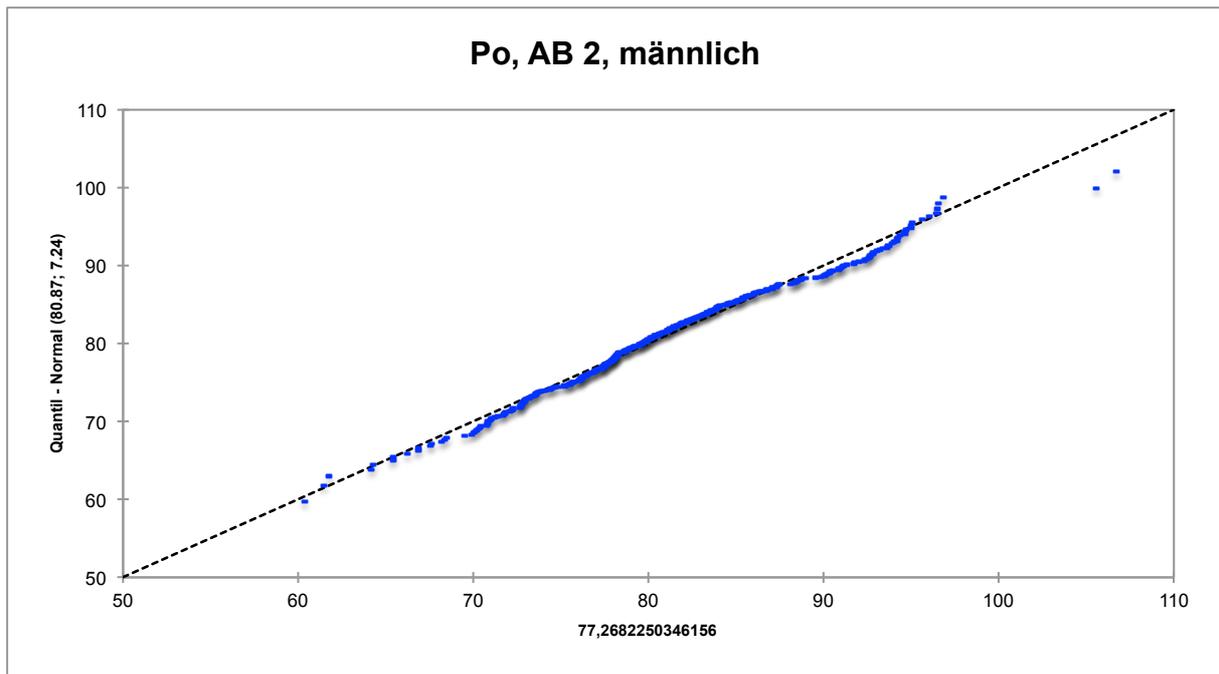


Abbildung A35 Quantil-Quantil-Plot für die Gruppe „AB 2 männlich“

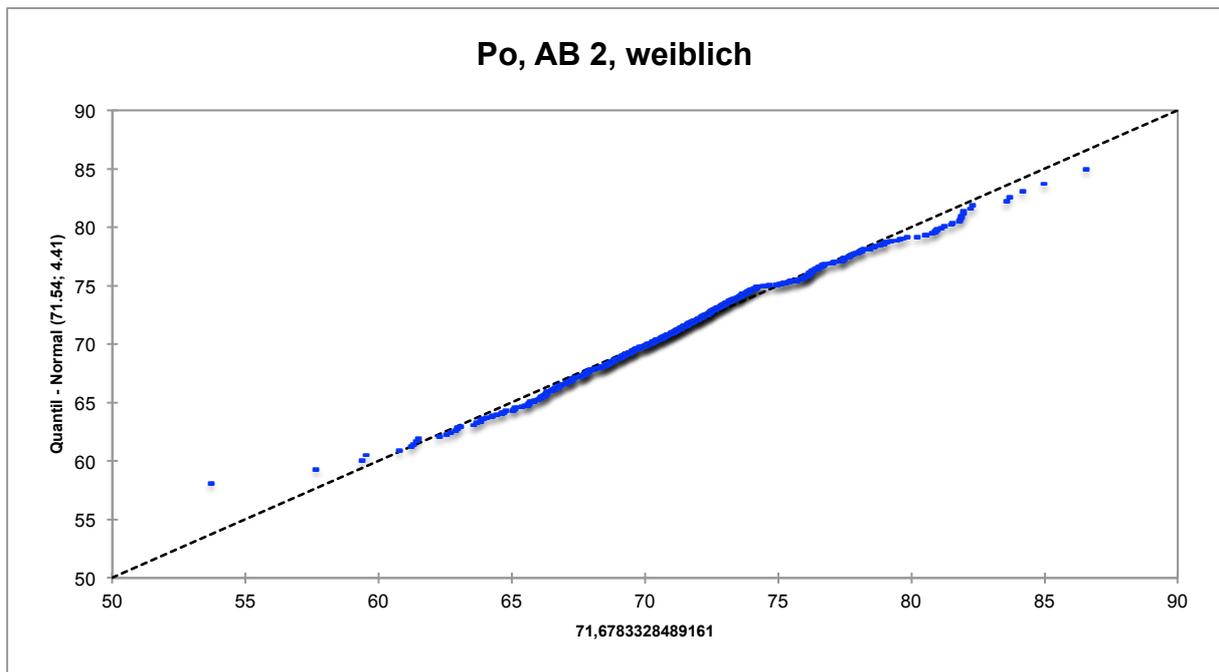


Abbildung A36 Quantil-Quantil-Plot für die Gruppe „AB 2 weiblich“

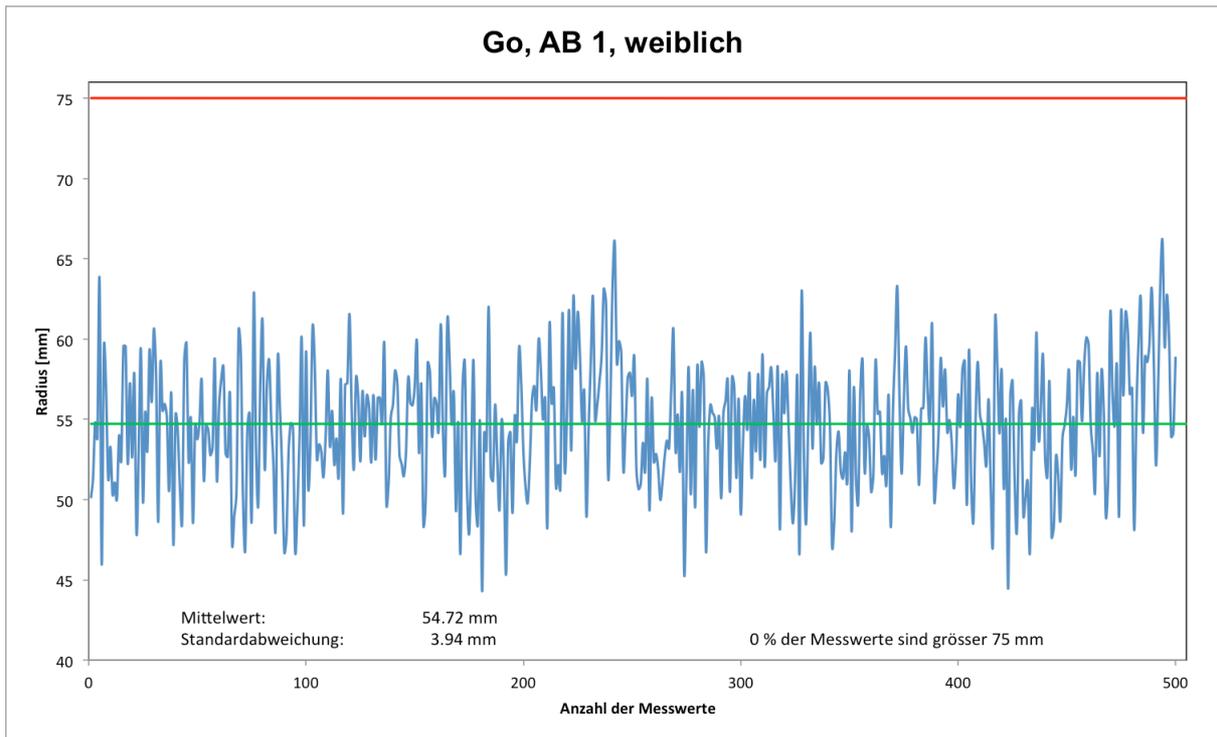


Abbildung A37 Gemessene Radii für die Gruppe „AB 1 weiblich“

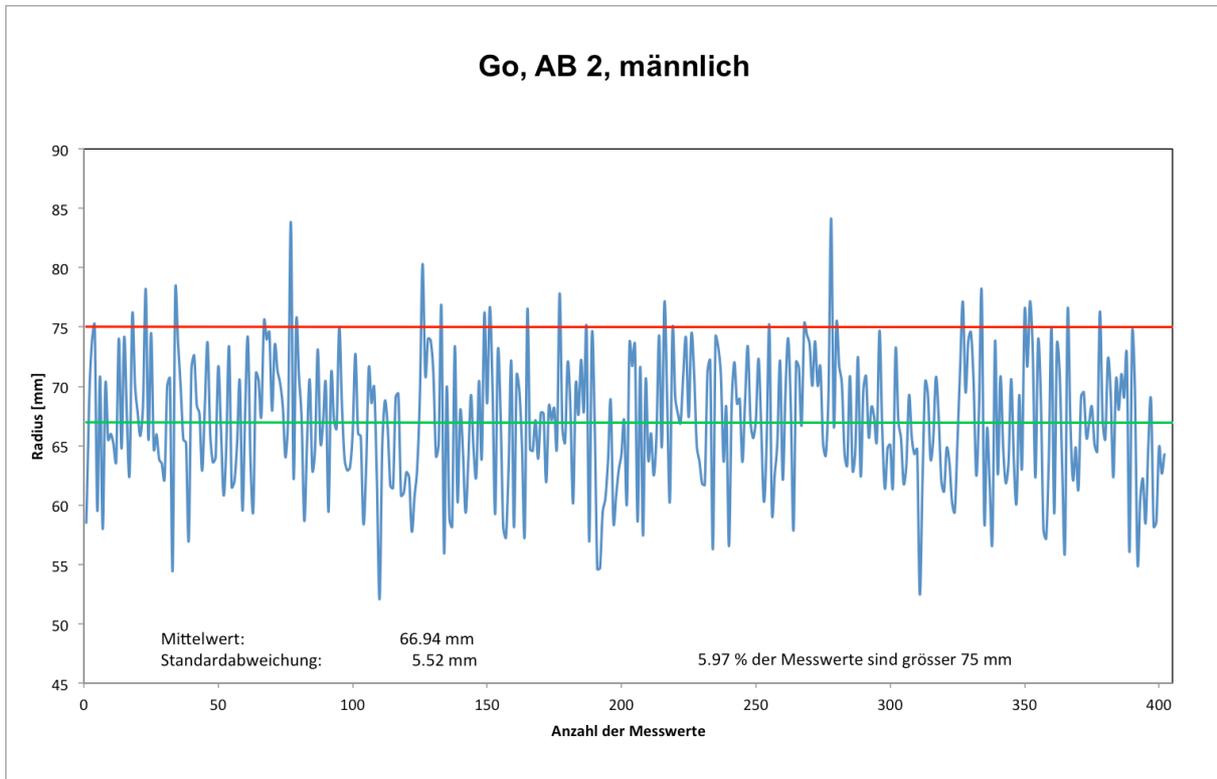


Abbildung A38 Gemessene Radii für die Gruppe „AB 2 männlich“

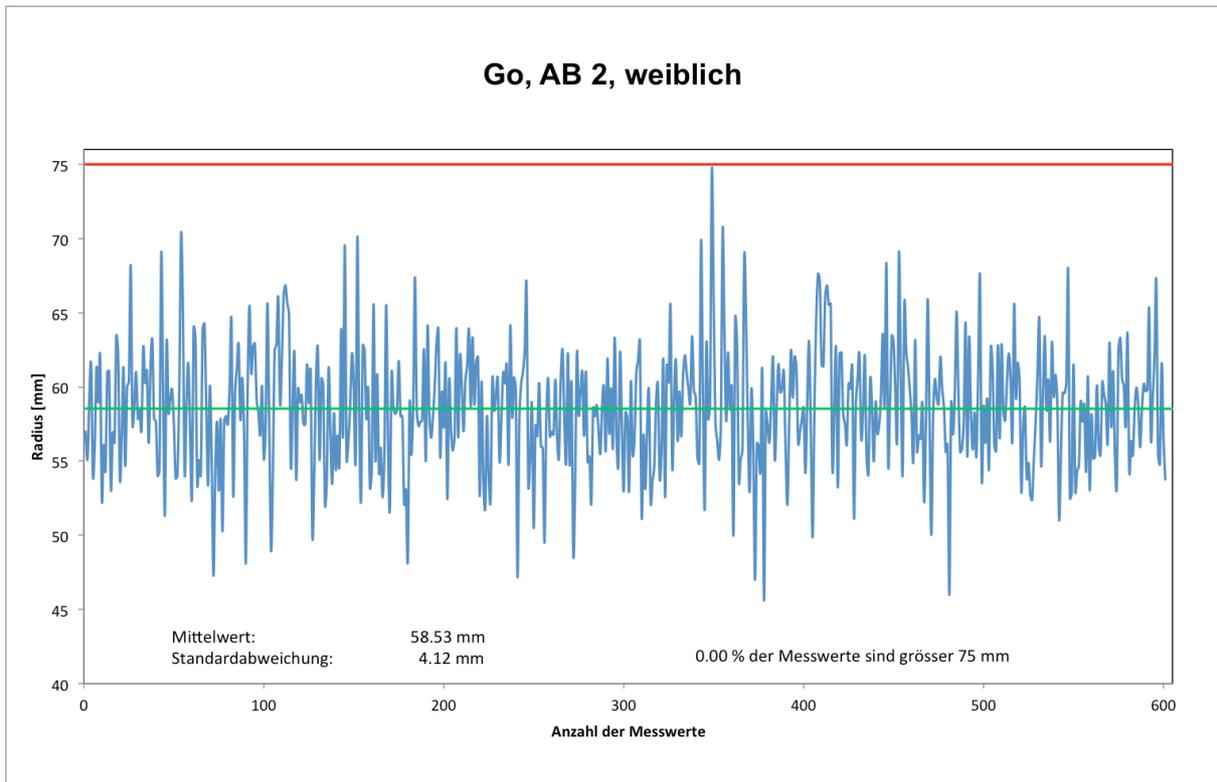


Abbildung A39 Gemessene Radii für die Gruppe „AB 2 weiblich“

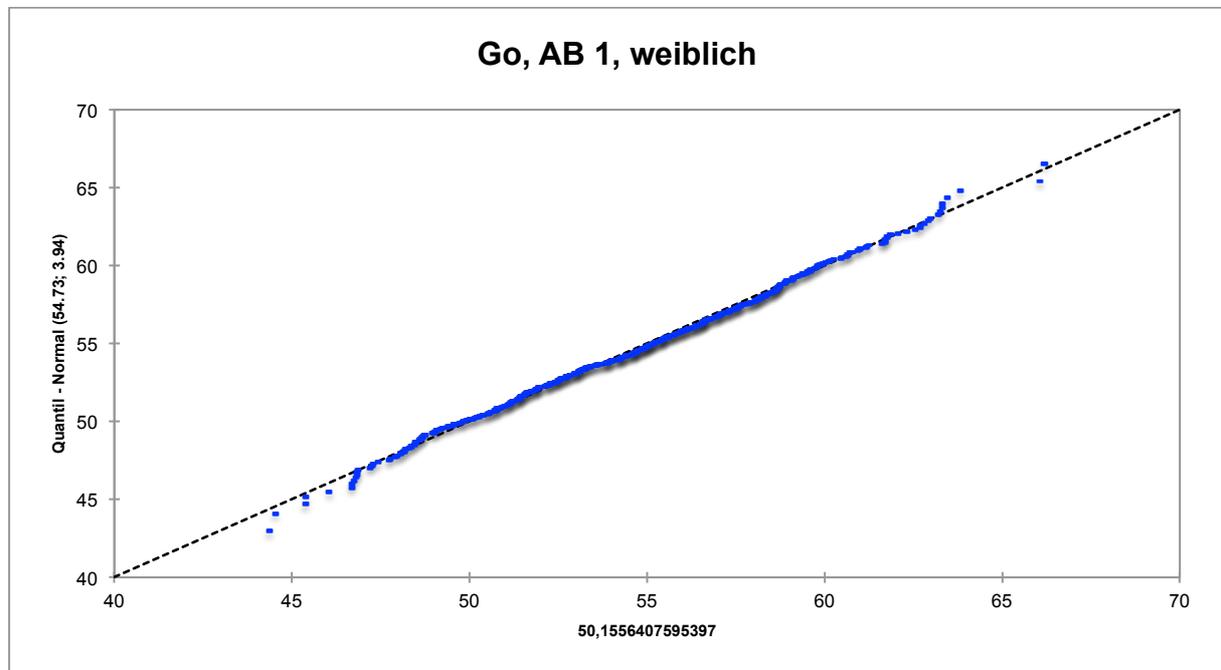


Abbildung A40 Quantil-Quantil-Plot für die Gruppe „AB 1 weiblich“

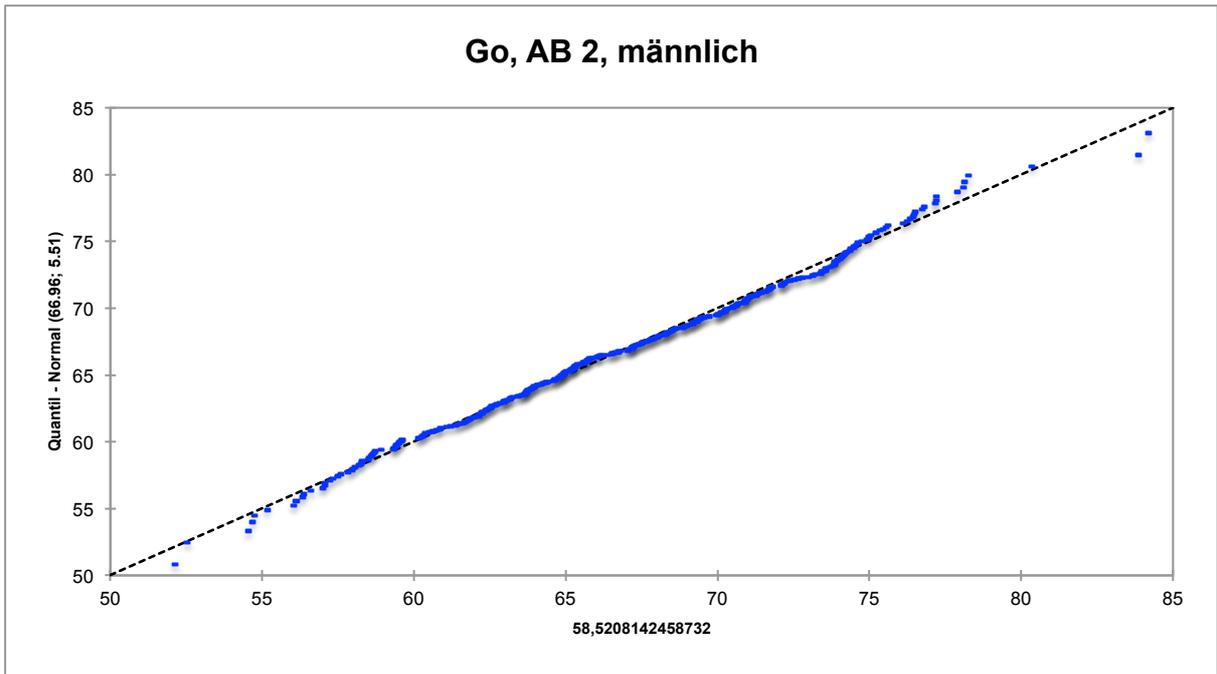


Abbildung A41 Quantil-Quantil-Plot für die Gruppe „AB 2 männlich“

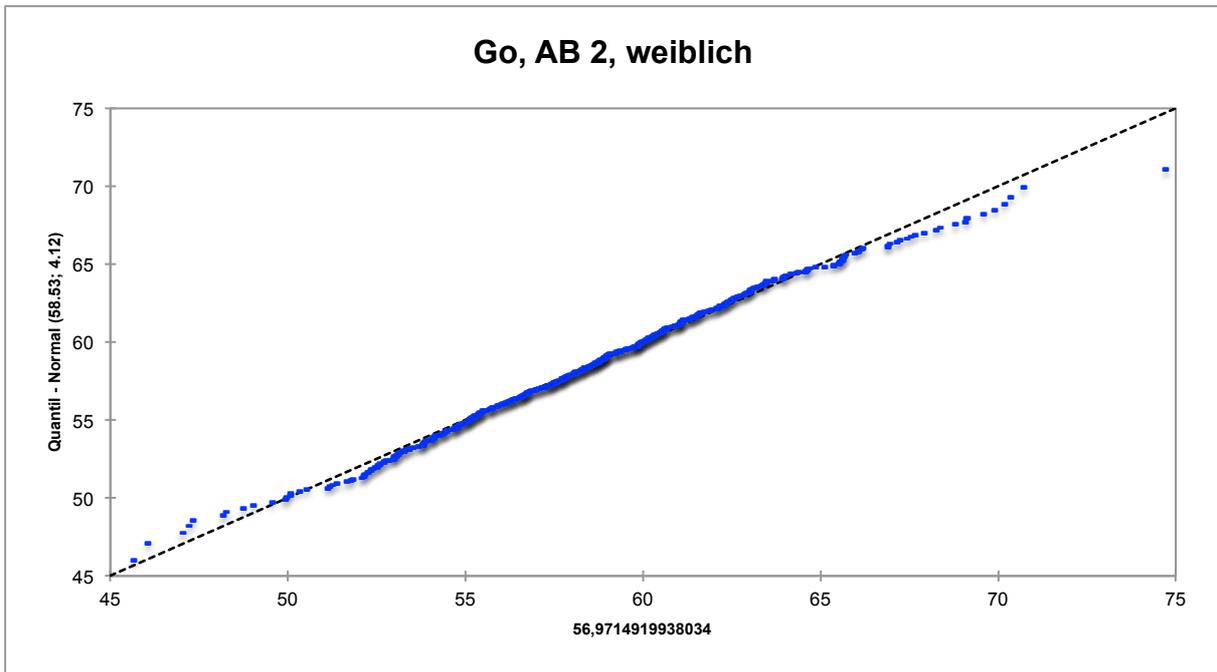


Abbildung A42 Quantil-Quantil-Plot für die Gruppe „AB 2 weiblich“

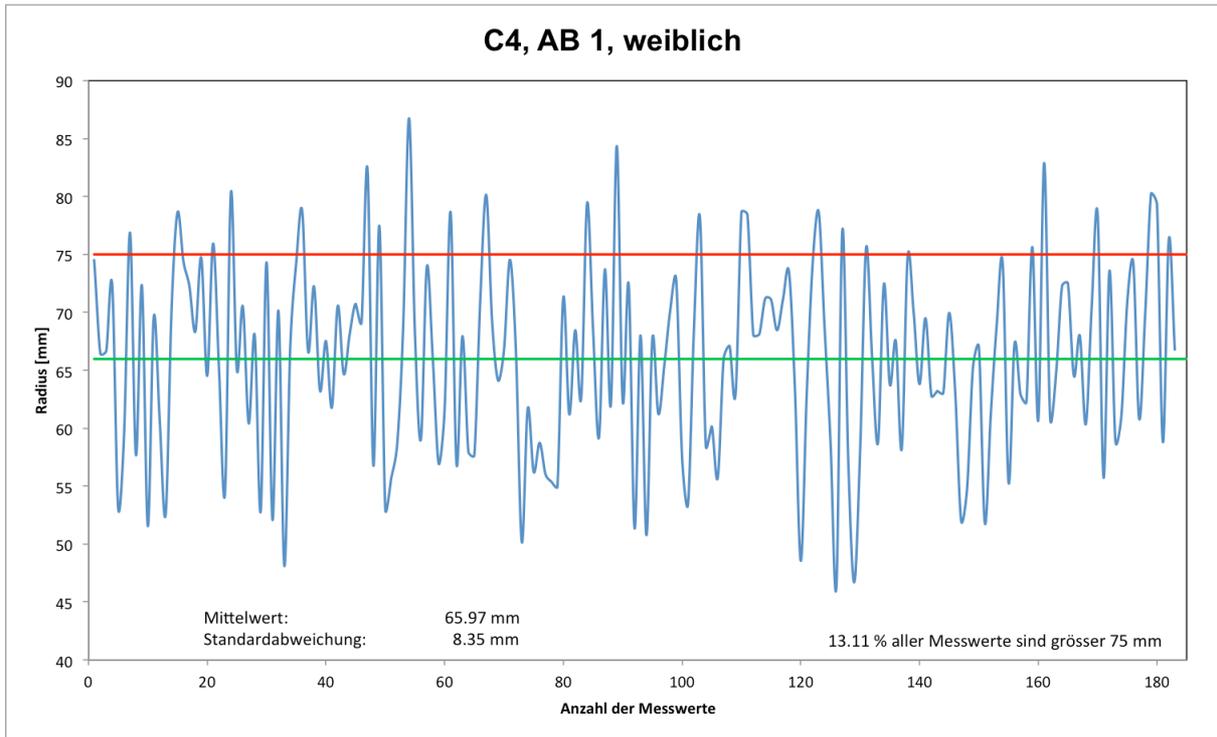


Abbildung A43 Gemessene Radii für die Gruppe „AB 1 weiblich“

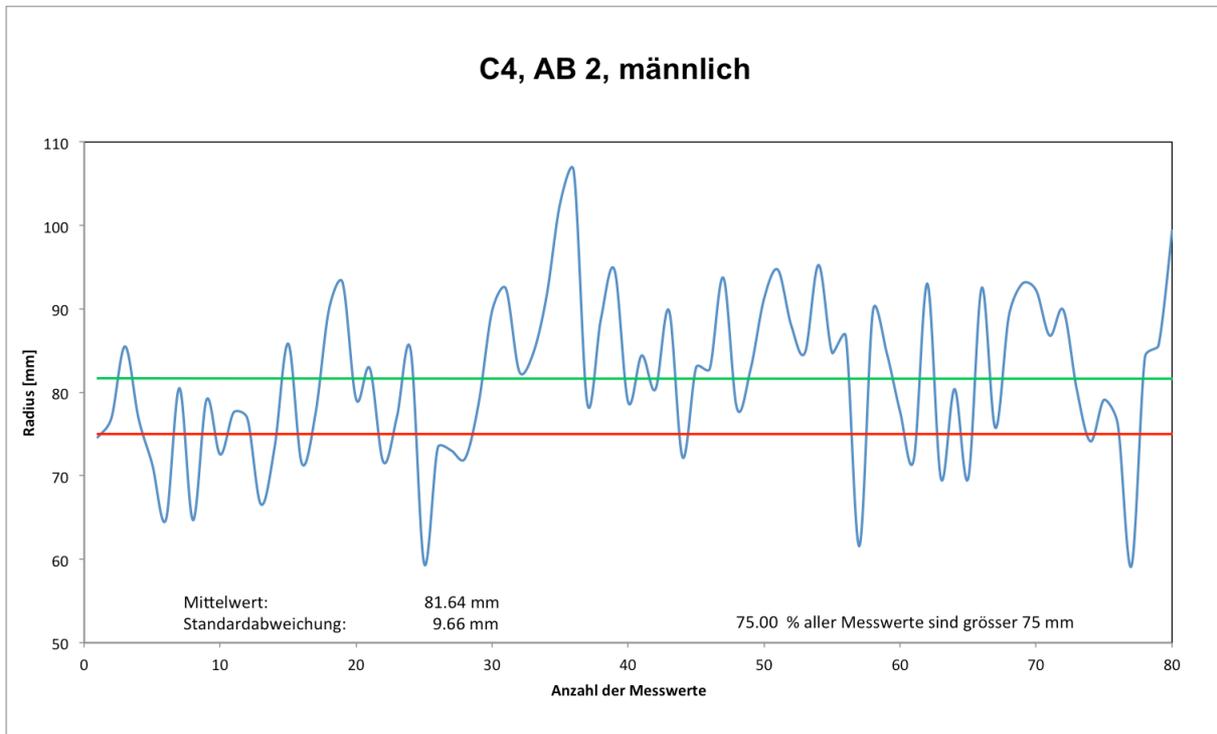


Abbildung A44 Gemessene Radii für die Gruppe „AB 2 männlich“

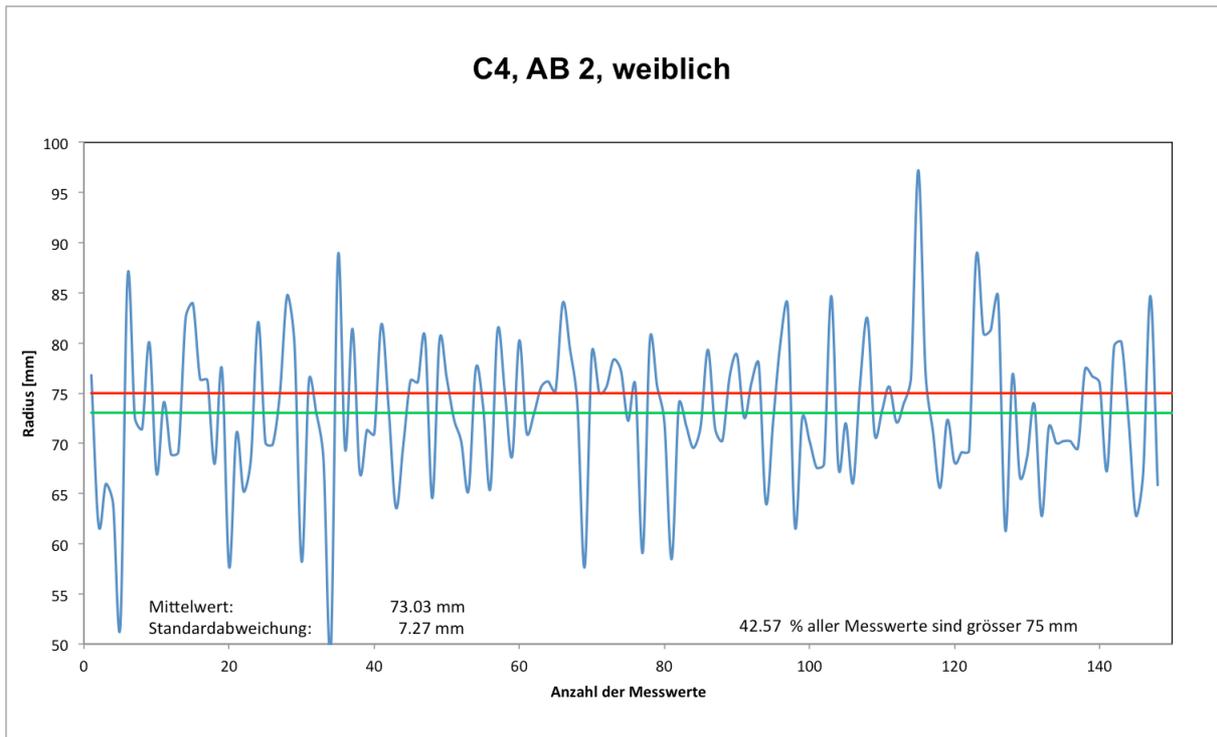


Abbildung A45 Gemessene Radii für die Gruppe „AB 2 weiblich“

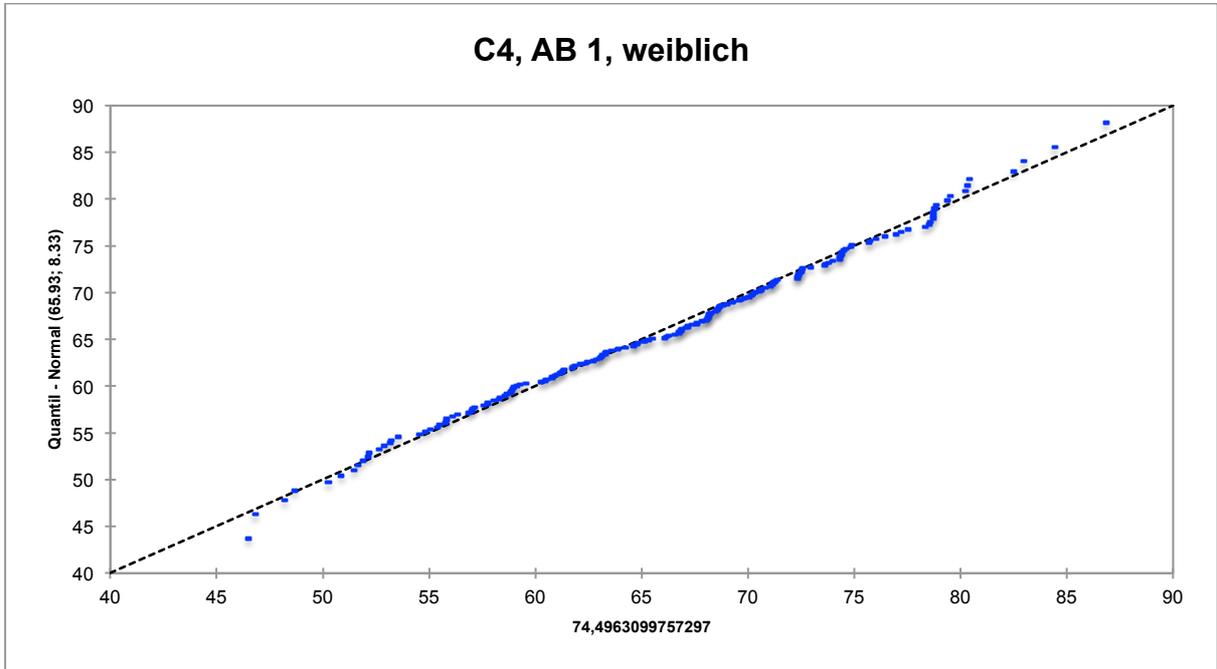


Abbildung A46 Quantil-Quantil-Plot für die Gruppe „AB 1 weiblich“

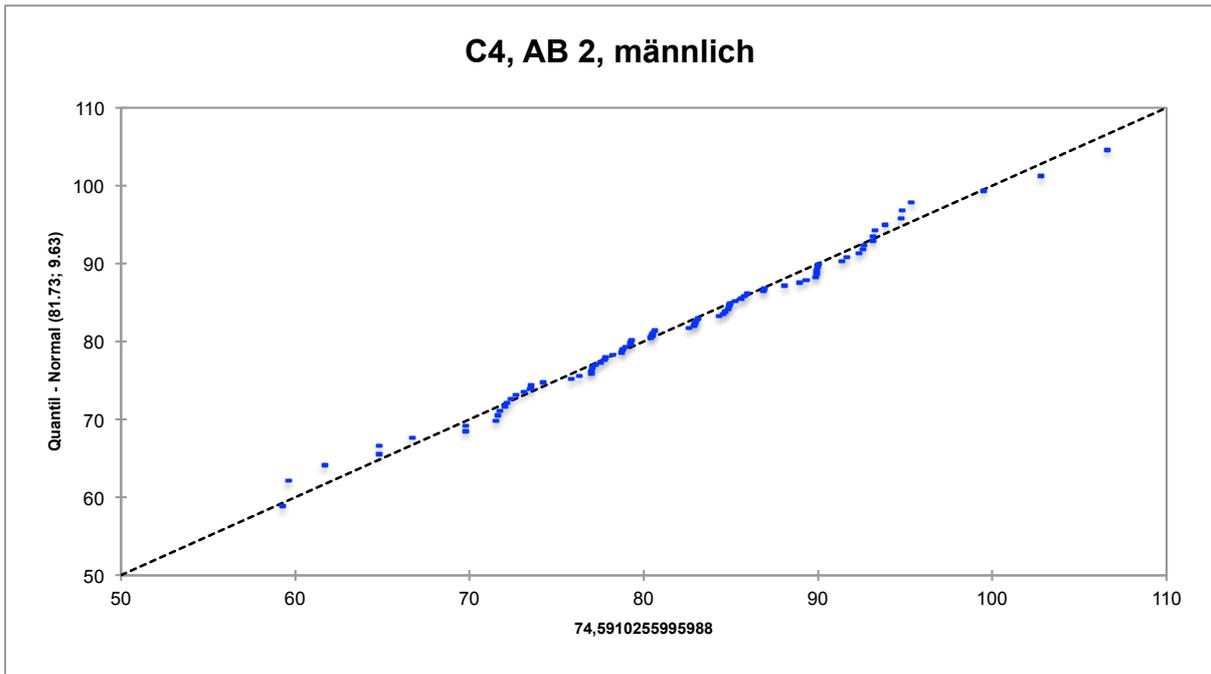


Abbildung A47 Quantil-Quantil-Plot für die Gruppe „AB 2 männlich“

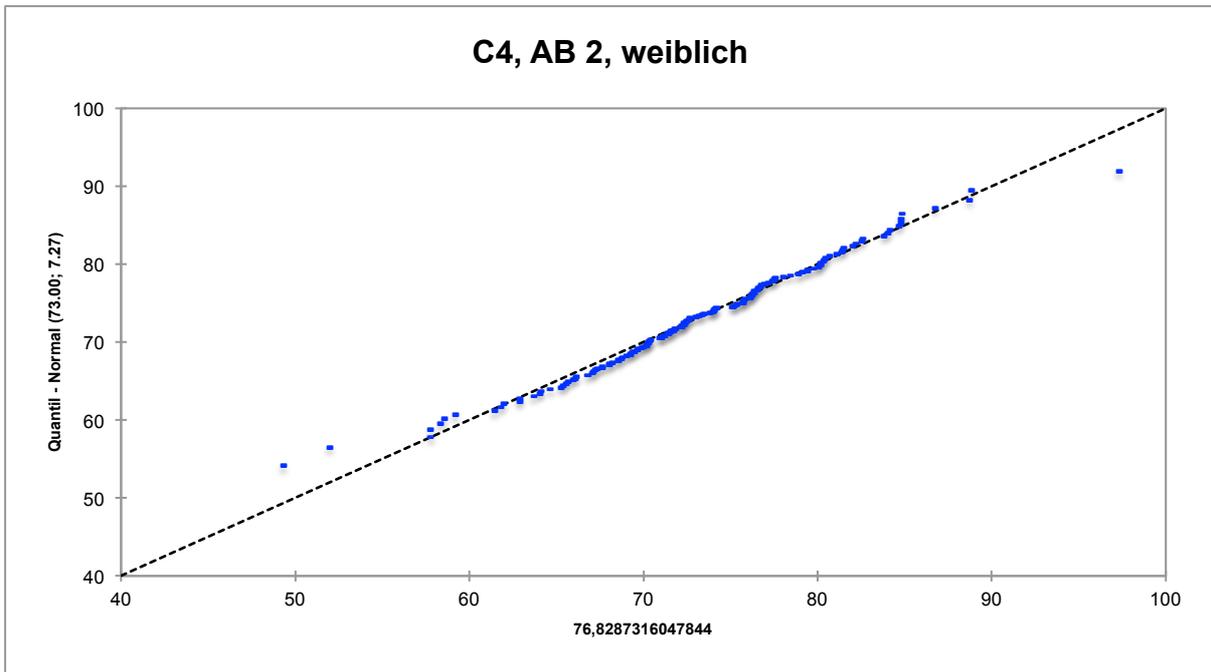


Abbildung A48 Quantil-Quantil-Plot für die Gruppe „AB 2 weiblich“

8. Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Erik G.M. Schneider, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Die Bedeutung des Field of View für die Erfassbarkeit kephalometrischer Referenzpunkte in digitalen Volumentomogrammen mit und ohne Gesichtsscan“ selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung (siehe „Uniform Requirements for Manuscripts (URM)“ des ICMJE -www.icmje.org) kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

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

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

Datum: 03. Apr. 2016

Unterschrift:

9. Lebenslauf

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

10. Danksagung

Danken möchte ich Herrn Prof. Dr. Axel Bumann für die freundliche Überlassung des Themas und die vielfältigen Möglichkeiten der Erarbeitung der Dissertation in den Räumlichkeiten des Röntgeninstituts MESANTIS® - Berlin.

Weiterhinhin möchte ich den DVT – Spezialisten Sebastian Sohst, Ramona Keilbach, Romina Rothe und Ramona Feußner für ihre stets freundliche und produktive Zusammenarbeit danken.

Besonderer Dank gilt meinen Eltern, sowie meinem Onkel Uwe Reinholz, für die fortwährende Unterstützung, deren Motivation und ihren Rückhalt.