

Aus dem Institut MESANTIS 3D-DENTAL-RADIOLOGIE Berlin

DISSERTATION

Erfassungsmöglichkeit kieferorthopädischer Bezugspunkte im zylindrischen FoV eines DVT durch den zusätzlichen Einsatz eines Gesichtsscanners

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Fleur Uhlenbrock

aus Königs Wusterhausen

Datum der Promotion: 10.03.2017

Inhaltsverzeichnis

Abstract	III
Abstract	IV
1. Einleitung	5
1.1 Digitales Volumentomogramm	5
1.2 Strahlenschutz	8
1.3 Kephalemetrie	9
1.4 Field of View	13
1.5 Gesichtsscan	16
2. Fragestellung	21
3. Methodik	23
3.1 Allgemeine Methoden	23
3.1.1 Studiendesign	23
3.1.2 DVT-Geräte.....	25
3.1.3 DVT-Aufnahmen	26
3.1.4 DVT-Auswertung	27
3.2 Spezielle Methoden	27
3.2.1 Bezugspunkterfassung bei verschiedenen FoV-Größen.....	27
3.2.2 Bezugspunkterfassung in Abhängigkeit vom Geschlecht	32
3.2.3 Bezugspunkterfassung in Abhängigkeit vom Alter	32
3.2.4 Bezugspunkterfassung unter Verwendung eines Gesichtsscan	32
3.2.5 Bezugspunkterfassung – Vergleich großes FoV und mittleres FoV plus Gesichtsscan	33
3.2.6 Bezugspunkterfassung und 4. Halswirbel bei einem mittleren FoV	35
3.2.7 Messunsicherheit	36
4. Ergebnisse	37
4.1 Bezugspunkterfassung bei verschiedenen FoV-Größen.....	37
4.2 Bezugspunkterfassung in Abhängigkeit vom Geschlecht	41
4.3 Bezugspunkterfassung in Abhängigkeit vom Alter	46
4.4 Bezugspunkterfassung unter Verwendung eines Gesichtsscan	49
4.5 Bezugspunkterfassung - Vergleich großes FoV und mittleres FoV plus Gesichtsscan	54
4.6 Bezugspunkterfassung und 4. Halswirbel bei einem mittleren FoV	56
4.7 Messunsicherheit	58

5. Diskussion	61
5.1 Diskussion der Methoden	62
5.2 Diskussion der Ergebnisse	64
5.2.1 Bezugspunkterfassung bei verschiedene FoV-Größen.....	65
5.2.2 Bezugspunkterfassung in Abhängigkeit vom Geschlecht	66
5.2.3 Bezugspunkterfassung in Abhängigkeit vom Alter	67
5.2.4 Bezugspunkterfassung unter Verwendung eines Gesichtsscan	68
5.2.5 Bezugspunkterfassung – Vergleich großes FoV und mittleres FoV plus Gesichtsscan	69
5.2.6 Bezugspunkterfassung und 4. Halswirbel bei einem mittleren FoV	70
5.2.7 Messunsicherheit.....	70
5.3 Schlussfolgerung.....	71
6. Literaturverzeichnis	lxxiii
7. Anhang	lxxix
7.1 Abkürzungsverzeichnis.....	lxxix
7.2 Abbildungsverzeichnis.....	lxxx
7.3 Tabellenverzeichnis	lxxxii
7.4 Formelverzeichnis	lxxxiv
7.5 Verzeichnis benutzter Formelzeichen	lxxxvi
7.6 Abbildungen zu Abschnitt 4.....	lxxxvii
7.6.1 Condylion im mittleren FoV.....	lxxxvii
7.6.2 Gonion im mittleren FoV	xcii
7.6.3 Porion im mittleren FoV	xcviii
7.6.4 Condylion im mittleren FoV plus Gesichtsscan	cii
7.6.5 Gonion im mittleren FoV plus Gesichtsscan.....	cviii
7.6.6 Porion im mittleren FoV plus Gesichtsscan.....	cxiii
7.6.7 Condylion im großen FoV	cxix
7.6.8 Gonion im großen FoV	cxxv
7.6.9 Porion im großen FoV.....	cxxx
7.6.10 Condylion im großen FoV plus Gesichtsscan.....	cxxxvi
7.6.11 Gonion im großen FoV plus Gesichtsscan	cxlii
7.6.12 Porion im großen FoV plus Gesichtsscan	cxlviii
7.6.13 4. Halswirbel	cliv
8. Eidesstattliche Versicherung	clx
9. Lebenslauf	clxi
10. Danksagung.....	clxii

Abstract

Einleitung: Für den Einsatz der digitalen Volumentomographie (DVT) in der Kieferorthopädie ist es wünschenswert, die Strahlenbelastung für den Patienten so gering wie möglich zu halten. Die Strahlenbelastung steht im engen Zusammenhang mit der Größe des verwendeten Field of View (FoV). Es soll gezeigt werden, dass beim zusätzlichen Einsatz eines strahlungsfreien Gesichtsscans ein mittleres FoV (Durchmesser 16 cm x Höhe 16 cm) für eine kieferorthopädische Diagnostik aller Patienten ausreichend ist.

Methodik: Für diese Arbeit wurden vorhandene DVT-Datensätze mit Hilfe einer Planungssoftware ausgewertet. 1000 Patientendatensätze wurden anonymisiert, geschlechtlich unterteilt und zwei Altersgruppen (≥ 18 / < 18 Jahre) zugeordnet. In allen Patientengruppen wurde eine kieferorthopädische Diagnostik (FRS-Analyse) anhand der DVT-Daten durchgeführt. Die FRS-Analyse wurde unter Verwendung von zwei verschiedenen FoV-Größen (mittleres und großes FoV) simuliert. Des Weiteren wurde zusätzlich der Einsatz eines Gesichtsscans simuliert. Die verschiedenen FoV-Größen wurden um die durch den Gesichtsscan erfasste Weichteilstärke nach dorsal verschoben.

Ergebnisse: Alle Bezugspunkte einer FRS-Analyse können zu 100 % durch ein großes FoV erfasst werden. Das mittlere FoV ist nicht ausreichend, um bei allen männlichen Patienten die dorsalen Bezugspunkte zu erfassen. Dies gilt auch für ältere Patienten im Vergleich mit jüngeren Patienten. Doch können 99 % aller Bezugspunkte in allen Patientengruppen durch ein mittleres FoV kombiniert mit einem strahlungsfreien Gesichtsscan erfasst werden. Zwischen einem großen FoV und einem mittleren FoV kombiniert mit einem Gesichtsscan gibt es keinen signifikanten Unterschied hinsichtlich der Erfassung von Bezugspunkten. Der 4. Halswirbel kann in einem mittleren FoV bei Patienten unter 18 Jahren zu 100 % dargestellt werden.

Schlussfolgerung: Die Kombination eines mittleren FoV mit einem Gesichtsscan ist alters- und geschlechtsunabhängig ausreichend, um analog zum großen FoV alle erforderlichen Bezugspunkte der FRS-Analyse zu erfassen. Die Strahlenbelastung für den Patienten kann damit bei gleichen diagnostischen Informationen reduziert werden.

Abstract

Objective: For the use of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) in orthodontics, radiation exposure should be kept at a minimum for the patient. The radiation exposure is closely related to the size of the used field of view (FOV). It will be shown that the additional use of a radiation-free face scan the medium FOV (diameter 16 cm x height 16 cm) is sufficient for orthodontic diagnosis of all patients.

Methods: For this work, existing CBCT data were evaluated by means of a planning software. 1,000 patient records were anonymized, and sets of data according to sex (m/f) and age (≥ 18 / <18 years) were created. For each of the resulting four CBCT data sets, or patient groups, an orthodontic diagnosis (FRS analysis) was carried out. The FRS-analysis was simulated using two different FOV sizes (medium and large FOV). In addition, a facial scan was simulated. Each FOV was moved in dorsal direction by the area of soft tissue detected in the face scan.

Results: While all reference points necessary for FRS analysis can be captured by a large FOV. The medium FOV does not suffice detect the dorsal reference points in all male patients. This is also true for older patients compared with younger patients. However, 99 % of the reference points can be captured in all patient groups when a medium FOV is combined with a radiation-free face scan. There is no significant difference in the detection of reference points between a large FOV and a medium FOV in combination with a face scan. A medium FOV is also sufficient to capture the 4th cervical vertebra in 100 % of patients under 18 years.

Conclusion: Just as a large FOV, the combination of a medium FOV with a facial scan can capture all reference points of a cephalometric analysis to a sufficient degree in all patients, regardless of age and sex. Thus, by combining a medium FOV with a facial scan the radiation exposure of the patient can be reduced while a constant standard of diagnostic information can be maintained.

1. Einleitung

1.1 Digitales Volumentomogramm

Die digitale Volumentomographie (DVT), oder Englisch „Cone Beam Computed Tomography“ (CBCT), ist ein Röntgenverfahren zur Anfertigung einer dreidimensionalen Darstellung anatomischer Strukturen. Abgeleitet wurde der Begriff CBCT von der technischen Eigenschaft, zur Bilderzeugung ein kegel- oder pyramidenförmiges Strahlenbündel einzusetzen. Dabei werden zahlreiche zweidimensionale Schnittbilder gewonnen, aus denen computergestützt eine dreidimensionale Rekonstruktion des menschlichen Schädels errechnet wird [Holberg et Rudzki-Janson 2007]. Der Vorläufer des DVT, die Computertomographie (CT), zeichnet sich durch einen dünnen, flachen und fächerförmigen Röntgenstrahl zur Erzeugung von Schnittbildern aus. Basierend auf einem 1917 vom österreichischen Mathematiker Radon entwickelten mathematischen Verfahren, werden die Schnittbilder dreidimensional rekonstruiert und dargestellt [Radon 1917]. Auch eine überlagerungsfreie Darstellung von Hart- und Weichgewebsstrukturen ist möglich [Rasch 2009]. Die CT kommt aufgrund hoher Strahlenexposition, langer Belichtungszeiten und hoher Kosten jedoch nur selten in der Zahnmedizin zum Einsatz [Schulze et al. 2004]. Mit der Weiterentwicklung der dreidimensionalen digitalen Aufnahmetechnik findet die DVT im Jahre 2000 mit dem ersten dentalen Volumentomographen „3D multi-image micro-CT“ ihren Weg in zahlreiche Fachdisziplinen der Zahnmedizin [Hashimoto et al. 2003]. Durch eine Reduktion der Strahlenbelastung um das 3-4fache, kürzere Belichtungszeiten, geringere Kosten und eine bessere Auflösung der dargestellten Strukturen stieg die Einsatzhäufigkeit [Rossini et al. 2012]. Die dentale Volumentomographie wird in der parodontalen Chirurgie, Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie, Kiefergelenksdiagnostik, Implantologie und Kieferorthopädie eingesetzt. Die dreidimensionale Darstellung der anatomischen Strukturen erhöht den Anteil an diagnostisch relevanten Informationen im Bild. Dies spiegelt sich in der aktuellen Fachliteratur und zahlreichen Studien zum Thema wieder [Krause 2013, Kirnbauer et al. 2014, Spangler 2014, Schneider 2016]. Der Einsatz der dentalen Volumentomographie in der Kieferorthopädie ist aufgrund der Strahlenbelastung zur Akquisition des 3D-Datensatzes umstritten [Holberg et Rudzki-Janson 2007]. Der Goldstandard der kieferorthopädischen Röntgendiagnostik ist heute neben dem Orthopantomogramm (OPTG), das Fernröntgenseitenbild (FRS) und eventuelle Einzelröntgenbilder. Zur Anfertigung einer zweidimensionalen Röntgenauf-

nahme ist der Patient durchschnittlich einer Strahlenbelastung von 21,5 μSv beim OPTG bzw. 4,5 μSv beim FRS ausgesetzt [Grühheid et al. 2012]. Für ein DVT benennt Hirsch 2008 eine effektive Strahlendosis von 20,2 bis 43,2 μSv [Hirsch et al. 2008]. Patzelt gibt 2010 einen Wert von 17,25 bis 51,06 μSv an [Patzelt 2010]. Die Strahlenbelastung einer konventionellen zweidimensionalen Röntgenaufnahme ist also geringer als die der DVT [Schulze et al. 2004]. Auch Pauwels ist dieser Ansicht, gibt aber zu bedenken, dass konkrete Dosiswerte eines DVT-Scans erhebliche Intervallbreiten aufweisen können und somit ein Vergleich schwer ist [Pauwels et al. 2012]. Die effektive Strahlenbelastung für einen Patienten durch einen DVT-Scan ist abhängig vom Gerätemodell, dem Field of View (FoV), dem Röhrenstrom und der Röhrenspannung sowie der Expositionszeit. Kamp argumentiert praktisch und sagt, die Strahlenbelastung zur Erstellung aller für die kieferorthopädische Diagnostik notwendigen Einzelröntgenbilder ist vergleichbar mit der eines einzelnen DVT-Scans [Kamp et al. 2007].

Die dreidimensionale Rekonstruktion liefert zusätzliche diagnostisch relevante Informationen. Liu et al. zeigten den Vorteil der dreidimensionalen Abbildungen, überzählige Zähne zu erkennen, räumlich korrekt einzuordnen und die Lage zu sensiblen anatomischen Strukturen einzuschätzen [Liu et al. 2007]. Ankylosen impaktierter Eckzähne und Schädigung der Wurzeln der benachbarten Zähne können erkannt und eingeschätzt werden [Bolhari et al. 2013]. Eine rechtfertigende Indikation einer dreidimensionalen Aufnahme sieht Hofmann bei verlagerten Eckzähnen, wenn deren Neigung im OPTG mehr als 30° beträgt, bei Wurzelresorptionen und bei Verdacht auf eine Dilazation [Hofmann et al. 2011]. Bei einem Vergleich der konventionellen Bildgebung mit dreidimensionalen Aufnahmen impaktierter Eckzähne konnte Boticelli anhand einer Studie an 27 Patienten die Vorteile eines DVT-Scans belegen. Der DVT-Scan zeigte eine Überlagerungs- und verzerrungsfreie und damit qualitativ höherwertige Darstellung der Eckzähne. Des Weiteren war die Darstellung maßstabsgetreu und ließ so eine gute Einschätzung der umliegenden Strukturen zum Eckzahn zu. Dies ermöglicht eine bessere Planung der Behandlung [Boticelli et al. 2011]. Die geometrische Messgenauigkeit steigert den diagnostischen Wert der dentalen Volumentomographie entscheidend. Mozzo verglich direkte Streckenmessungen am Patienten mit der indirekten Messung am DVT. Die Messungen am DVT zeigten eine prozentuale Abweichung von 0,8 bis 2,2 % [Mozzo et al. 1998]. Hilgers belegte in einer Studie 2005 die bessere Beurteilung des Kiefergelenks im Volumenscan durch eine höhere Messgenauigkeit als im FRS [Hilgers et al. 2005].

Den Mehrwert eines DVTs sehen Vandenberghe et al. im Zuge zunehmender Erwachsenenbehandlungen in der prätherapeutischen Beurteilung der parodontalen Situation durch den Kieferorthopäden. 91% aller Knocheneinbrüche und 100% der Furkationsbeteiligungen können laut Vandenberghe im DVT diagnostiziert werden [Vandenberghe et al. 2007]. Cohenca et al. betonen die bessere Einschätzung des Risikos von Wurzelresorptionen vor einer kieferorthopädischer Behandlung [Cohenca et al. 2007]. Holberg schätzt die Möglichkeit der überlagerungsfreien Darstellung eines Median-sagittal-Schnittes. Er fordert eine strenge Indikation der dentalen Volumentomographie in der Kieferorthopädie und sieht diese bei skelettalen Dysgnathien und Krankheitsbildern mit kraniofazialer Symptomatik als gegeben [Holberg & Rudzki-Janson 2007]. Als kieferorthopädisch relevant sieht Cevitanes die bessere Kalkulierung des Wurzeltores und der Wurzelinklination anhand eines DVTs im Vergleich zur zweidimensionalen Darstellung. Darüber hinaus ermöglicht das DVT die Beurteilung der Knochendichte und so reduziert sich die Gefahr der Fenestration [Cevitanes et al. 2006]. Neben Cevitanes sieht auch Kim einen Nutzen des DVT bei der Planung zum Setzen von Minischrauben [Kim et al. 2007].

Ein häufig unbeachteter strahlenhygienischer und diagnostischer Vorteil des DVT gegenüber der klassischen Röntgenaufnahme ist die skelettale Altersbestimmung anhand der oberen Halswirbelsäule. Sie ist beispielsweise bei einer Progeniebehandlung, Gaumennahtsprengung oder einem skelettal offenen Biss indiziert. Diagnostische Grundlage zur Beurteilung des knöchernen Reifegrades ist eine zusätzliche Handröntgenaufnahme [DGKFO 1997]. Zur Verminderung der zusätzlichen Strahlenexposition wurde die CVM-Methode entwickelt, die zur Altersbestimmung anhand der oberen Wirbelkörper dient [Baccetti et al. 2005]. Krause zeigt, dass bei einem DVT-Scan mit einem zylindrischen FoV von $d = 12,1 \text{ cm} \times h = 17,8 \text{ cm}$ (Kinder: $d = 10,6 \text{ cm} \times h = 15,2 \text{ cm}$) und einem sphärischen FoV von 17,4 cm Durchmesser (Kinder: 16,3 cm) neben der kephalometrisch notwendigen Region auch die obere Halswirbelsäule abgebildet werden kann [Krause 2013].

Bei der Visualisierung anatomischer Strukturen durch die digitale Volumentomographie lassen sich stetige Weiterentwicklungen und Verbesserungen der Strahlenhygiene und Vorteile der Diagnostik, Messgenauigkeit und Datenarchivierung nachweisen [Kopp 2011]. Nach Wriedt wiegt der therapeutische Vorteil aufgrund umfangreicherer und präziserer Diagnostik den Nachteil der erhöhten Strahlenbelastung auf [Wriedt et al. 2012].

1.2 Strahlenschutz

Epidemiologische Studien nach den Kernwaffenexplosionen in Hiroshima und Nagasaki lieferten Werte für den Zusammenhang zwischen Strahlenexposition und Krebsinzidenz. Darauf basierend gab die Internationale Strahlenschutzkommission (International Commission on Radiological Protection, ICRP), als internationale unabhängige Organisation, seit 1959 Empfehlungen zu Dosisgrenzwerten für die Bevölkerung und beruflich strahlenexponierte Personen. Die letzte Überarbeitung erfolgte 2007 in der Publikation ICRP 103 [ICRP 2009]. Diese Empfehlungen wurden in vielen Ländern in nationales Recht umgesetzt [Harder 2008]. Darauf basieren Dosisgrenzwerte für den ganzen Körper und einzelne Organe sowie die Strahlungs- und Gewebewichtungsfaktoren. In Deutschland finden sich die geltenden Regelungen in der Strahlenschutzverordnung (StrSchV) und der Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen (kurz: Röntgenverordnung, RöV), zuletzt geändert im Jahr 2014 [BGBl. I S. 2000]. Die RöV regelt den Umgang mit Röntgenstrahlung im medizinischen und technischen Bereich. Schwerpunkt sind die Rechtfertigung des Einsatzes von Röntgenstrahlung, die Begrenzung der applizierten Dosis und die Optimierung der Strahlenbelastung [Höck 2013, Huhn & Westhof 2011, Streffer 2007]. Für hohe Dosen ergibt sich aus den Lebensspanne-Studien an Überlebenden von Hiroshima und Nagasaki eine lineare Dosis-Krebsrisiko-Beziehung. Die Applikation von einem Sievert Strahlung führt zu einer Steigerung des Krebsrisikos um ungefähr fünf Prozent (vgl. ICRP 103). Das Risiko der Karzinogenese für kleine Strahlungsdosen ist weitgehend unbekannt. Hier folgt man dem ‚Linear, No Threshold‘ (LNT)-Model. Es bedeutet, dass davon ausgegangen wird, dass es keinen Schwellenwert für das Auftreten von Krebs gibt und dass die Karzinogenese in allen Dosisbereichen linear von der Strahlendosis abhängt [Harder 2008]. Die Optimierung der Strahlenbelastung erfolgt durch die Umsetzung der grundlegenden Leitlinie des Strahlenschutzes, des ALARA-Prinzips: ‚As Low As Reasonable Achievable‘ und meint, dass jede Strahlenbelastung auch unterhalb der Grenzwerte so gering zu halten ist, wie dies mit vernünftigen Mitteln möglich ist [ICRP 2009].

Beim DVT muss die Strahlendosis so hoch sein, dass eine suffiziente Abbildungsqualität garantiert ist. Diese Arbeit dient der Optimierung der Strahlenbelastung, da es sinnvoll ist, ein digitales Volumetomogramm mit einem Gesichtsscan zu kombinieren, wenn dieses ohne Verlust von Informationen zu einer verminderten Strahlenbelastung führt.

1.3 Kephalometrie

Bei der Kephalometrie handelt es sich um eine Vermessungsmethode des menschlichen Schädels zur Beurteilung kranio-mandibulärer Beziehungen und dentoalveolärer Fehlstellungen. Die Messgrundlage ist ein Fernröntgenseitenbild (s. Abbildung 1-1- links). Neben der klinischen Untersuchung, Modellvermessung, Foto- und Funktionsanalyse ist die kephalometrische Analyse Grundlage der kieferorthopädischen Befunderhebung [Nötzel & Schultz 2009, Rischen et al. 2013]. Die Ergebnisse der Schädelvermessung geben Auskunft über gnathometrische Werte, also die Beziehung beider Kiefer zueinander, und kranio-metrische Werte, die die Position der Kiefer im Verhältnis zur Schädelbasis beschreiben [Loserth 2008]. Der Kieferorthopäde kann damit Rückschlüsse auf die Bisslage ziehen und zwischen dentaler und skelettaler Anomalie unterscheiden. Zusätzlich ist eine Einschätzung des Gesichtsprofils im Verhältnis zur knöchernen Basis und eine Bewertung des Wachstumsmusters möglich (s. Abbildung 1-1- rechts) [Holberg et al. 2007, Nötzel & Schultz 2009].

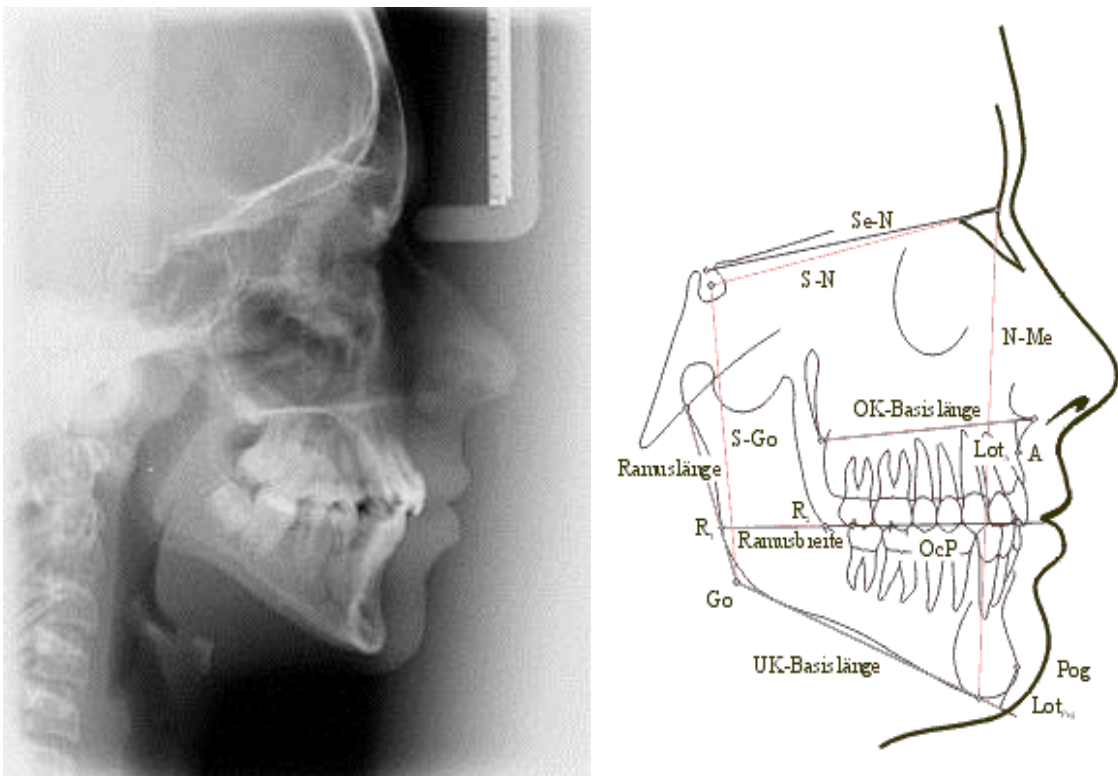


Abbildung 1-1: Seitliches Fernröntgenbild (links) und Beispiel einer kephalometrischen Analyse anhand einer Durchzeichnung (rechts) [aus Stahlkopf 2015 und Nötzel, Schultz 2009].

Forschungen zur Vermessung und Beurteilung des knöchernen Schädels und der fazialen Weichteile lassen sich bis in die Antike zurückverfolgen. Die Lehre der direkten metrischen Vermessung und damit der Ursprung der Kephalometrie ist die Kraniometrie [Strnad 2010, Rasch 2009]. Die Messwerte werden mechanisch direkt am median sagittal geschnittenen menschlichen Schädel gewonnen [Holberg & Rudzki-Janson 2007, Nötzel & Schultz 2009]. Bedeutsam ist eine der vermutlich ältesten dokumentierten Vermessungen eines sagittal geschnittenen Schädels durch Leonardo da Vinci Ende des 15. Jahrhunderts. Basierend auf den Schriften da Vincis verfasste Albrecht Dürer vier Bücher zur menschlichen Proportionslehre. In der radiologischen Kephalometrie wird Dürers Konzept erstmals durch Coster und Moorees wieder aufgegriffen [Loserth 2008, Edler 2014]. Abbildung 1-2 verdeutlicht die Lage der sagittalen, axialen und coronalen Schnittebenen durch den menschlichen Schädel.

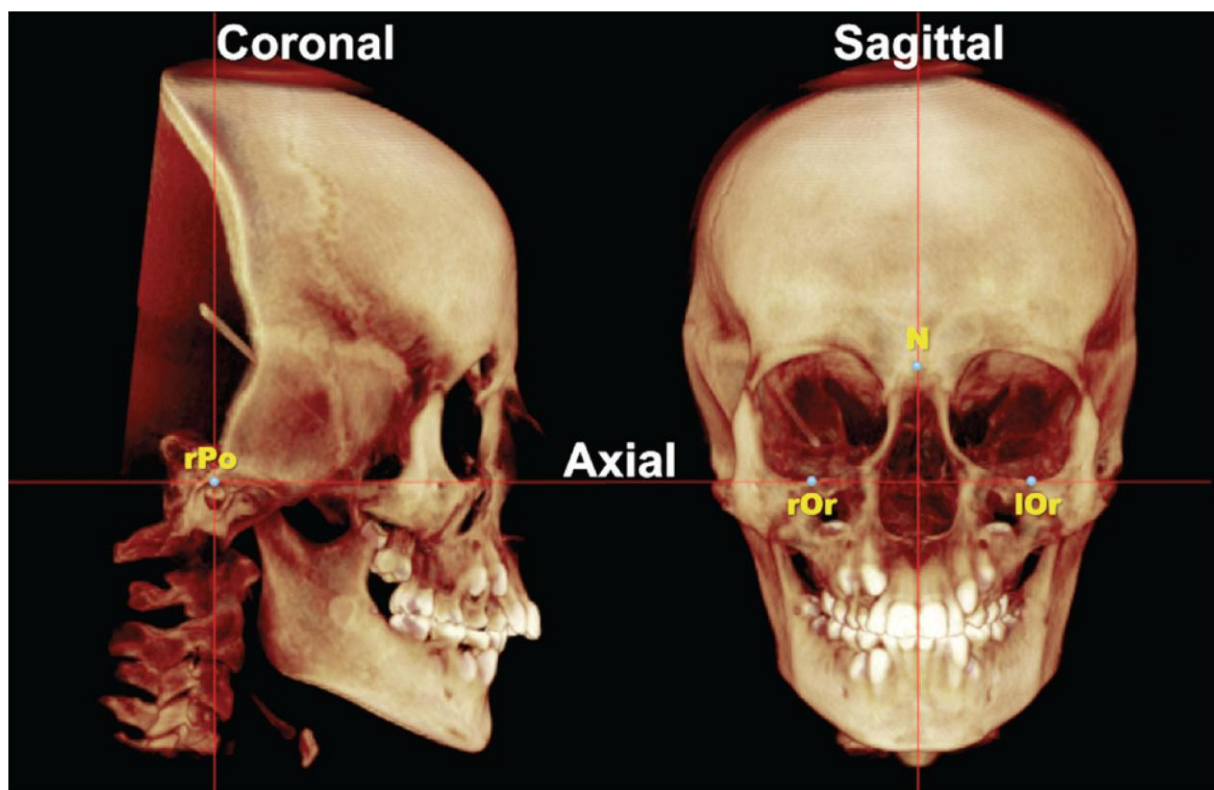


Abbildung 1-2: Darstellung des Verlaufes der Schnittebenen (coronal, axial und sagittal) durch den menschlichen Schädel [Baratieri et al. 2014].

Auch der niederländische Anatom und Künstler Peter Camper beeinflusste die Fachliteratur. Getrieben von dem Wunsch, menschliche Schönheit definieren zu können, entwickelte er im Jahr 1722 die bis heute gültige Camper'sche Ebene [Loserth 2008, Bahr 1991].

Revolutionär waren die Entdeckung der Röntgenstrahlen 1895 und die darauf folgende Einführung der Röntgentechnik in der Zahnmedizin. Erstmals war es möglich, knöcherne Strukturen des menschlichen Schädels, dessen Weichteilprofil und die dazugehörige Dentition eines lebenden Patienten abzubilden und indirekt metrisch zu vermessen [Holberg & Rudzki-Janson 2007, Nötzel & Schultz 2009, Lutze 2007]. Mit der Einführung einer standardisierten Aufnahmetechnik des Fernröntgenbildes wurde es möglich, vergleichbare und reproduzierbare Darstellungen eines identischen Patienten anzufertigen [Broadbent 1937]. Im Zuge der Entwicklung entstanden über 100 verschiedene kephalometrische Analysemethoden, basierend auf über 200 verschiedenen kephalometrischen Bezugspunkten [Holberg & Rudzki-Janson 2007, Rakosi 1988, Schinnenburg 2010]. Downs, Tweed, A.M. Schwarz, Steiner, Ricketts oder Jarabak entwickelten bekannte Analyseverfahren in der Kieferorthopädie, die heute noch Anwendung finden [Nötzel & Schultz 2009].

Die Neuerung des radiologischen sagittalen Schnittbildes und die daraus resultierenden kephalometrischen Analyseverfahren sind jedoch kritisch zu betrachten [Navarro et al. 2013]. Broadbent brachte die verzerrte und vergrößerte Darstellung der anatomischen Strukturen zur Sprache [Broadbent et al. 1975]. Diese sind durch den nicht parallelen Strahlengang der Röntgenstrahlen bedingt [Park et al. 2012]. Bei der Abbildung des dreidimensionalen kraniofazialen Komplexes auf einer zweidimensionalen Fläche entstehen Überlagerungseffekte und Projektionsfehler [Franklin 1952, Holberg & Rudzki-Janson 2007]. Das hat eine erschwerte Identifikation der anatomischen Strukturen zur Folge [Nötzel & Schultz 2009]. Cattaneo bemängelt den Informationsverlust aufgrund der fehlenden Darstellung der dritten Dimension [Cattaneo et al. 2008]. Diesem Thema widmete sich bereits Houston in einer Studie Mitte der 80er Jahre. Insbesondere bei paarigem Auftreten der Bezugspunkte, bedingt durch die Asymmetrien natürlicher Strukturen, ist der systematische Fehler hoch. Ergänzend kommt die unterschiedliche Identifikation der Bezugspunkte durch verschieden qualifizierte Behandler hinzu [Houston et al. 1986]. Borrie gibt die Schwierigkeit zu bedenken, wiederholt, präzise die gleiche Stellung der Patienten zu finden, um vergleichbare median-sagittale Schnittbilder zu erstellen. Er zeigt so eine weitere Schwachstelle auf [Borrie et al. 2011]. Dennoch ist die kephalometrische Analyse anhand eines FRS obligat [Gandikota et al. 2012, Adams et al. 2004].

Die Neuerung des digitalen Röntgens zog auch eine qualitative Weiterentwicklung der Kephalemtrie nach sich. Es erschienen spezielle Auswertungsprogramme für die kieferorthopädische Diagnostik auf dem Markt, die eine Auswertung eines FRS am PC

ermöglichten [Hirschfelder 1994; Rothmann 1998]. Ablese- und Übertragungsfehler sowie der Zeitaufwand der Befundung konnten reduziert und die Archivierung vereinfacht werden [Yu et al. 2008].

Einen Umbruch in der Kephalemetrie brachte die digitale Volumentomographie mit sich [Holberg & Rudzki-Janson 2007, Rasch 2009]. Dabei lassen sich aus den 3D-Datensätzen median-sagittale Schnittbilder errechnen und für die kephalometrische Analyse verwenden [Swennen 2006, Wojtunik 2012, Scherer & Zöller 2004]. Van Vlijmen fand zunächst keinen maßgeblichen Unterschied zwischen einem konventionell erstellten FRS und einem aus 3D-Daten errechneten Schnittbild. Er konnte aber zeigen, dass ein FRS, das aus 3D-Daten generiert wurde, eine höhere Reproduzierbarkeit garantiert [van Vlijmen et al. 2009].

Das erhöhte diagnostische Potential der Volumentomographie zeigte sich erst mit der Entwicklung entsprechender 3D-Analysemethoden [Rasch 2009]. Anstelle der Vermessung von aus 3D-Volumendaten synthetisierten 2D-Schnittbildern, geht man dazu über, die kephalometrische Analyse an virtuell rekonstruierten Schädeln, also eine Kraniometrie durchzuführen. Die Plastizität der Volumendaten wird genutzt, um Bezugspunkte in der sagittalen, axialen und coronalen Ebene (s. Abb. 1-2) aufzufinden [Swennen et al. 2009, Swennen et al. 2006]. Die eindeutige Identifikation der Bezugspunkte ist bei der Kraniometrie wesentlich exakter und aufgrund der fehlenden Verschattung und Überlappung reproduzierbar [Holberg & Rudzki-Janson 2007, Papadopoulos et al. 2005, Wang et al. 2013]. Systematische Fehler bei der Auswertung werden so vermieden. Diese Methode erlaubt auch weniger erfahrenen Kieferorthopäden, die Bezugspunkte eindeutig zu bestimmen [Gaia et al. 2005]. Ludlow et al. verglichen den Volumenscan und das FRS. Die Identifikation der Bezugspunkte war im 3D-Datensatz deutlich klarer [Ludlow et al. 2009]. Sowohl Chien als auch Gribel bestätigten die eindeutige Identifikation der kephalometrischen Bezugspunkte. Die daraus folgende relativ große Messgenauigkeit rechtfertigt den Einsatz des DVTs auch in der Kieferorthopädie [Chien et al. 2014, Gribel et al. 2011].

Die ursprüngliche Präzision bei der Positionierung der Patienten ist hier nebensächlich, da die Bezugspunkte in allen drei Ebenen zueinander dargestellt sind [Bayome 2013]. Der besondere Vorteil der kephalometrischen Diagnostik anhand eines Volumentomogramms zeigt sich bei starken Gesichtasymmetrien oder Pathogenesen mit kraniofazialer Manifestation der Symptome [Kragsskov et al. 1997, Holberg & Rudzki-Janson 2007].

Die gegenwärtige Forschung beschäftigt sich mit kephalometrischen Analysen für Volumentomogramme, um die zusätzlichen Informationen der dritten Ebene zu verwerten [Bayome et al. 2013]. Die bisherigen Analysemethoden sind außerdem für die Anwendung in der zweidimensionalen Ebene des FRS entwickelt worden und lassen sich nicht unverändert auf die dreidimensionalen Volumenscans übertragen [Halazonetis 2005]. Fuhrmann empfiehlt, die Bezugspunkte für ein Volumentomogramm neu festzulegen [Fuhrmann et al. 1996]. Gateno entwickelte eine 3D-Analyse für den virtuellen Schädel, die die spezifischen Gesichtsasymmetrien berücksichtigt [Gateno et al. 2011]. Die ursprünglich etablierte kephalometrische Analyse wird daher mehr und mehr durch die dreidimensionale Kephalmetrie verdrängt [Kitaura et al. 2009, Maeda et al. 2006].

1.4 Field of View

Das Field of View (FoV) beschreibt die geometrischen Abmessungen eines dreidimensionalen Volumenbildes, die notwendig sind, um die Region of Interest (RoI), also die diagnostisch relevanten anatomischen Strukturen zu erfassen [Cacaci et al. 2007, Hedesiu et al. 2012]. Zur RoI gehören die knöchernen kephalometrischen Bezugspunkte, die des Weichteilgewebes, die dentale Region, das Kiefergelenk und die oberen Halswirbelkörper [Künzel & Becker 2009]. Das FoV- oder auch Abbildungsvolumen, sollte so groß wie nötig sein, um mit einem Scanvorgang die RoI zu erfassen, und so klein wie möglich, um die Strahlenexposition für den Patienten so gering wie möglich zu halten [Fuhrmann 2005]. Die Größe des gewählten Abbildungsvolumens ist proportional zur Strahlenbelastung [Wojtunik 2012]. Die medizinischen Fragestellungen der verschiedenen Fachrichtungen bestimmen die RoI, die wiederum die Abmessungen des FoV bestimmt. Je nach Hersteller und DVT-Gerätemodell kann der Verbraucher zwischen einem kleinen (small), mittleren (medium) und großen (large) Abbildungsvolumen wählen (s. Abbildung 1-3). Mit einem großen FoV können der gesamte Neuro- und Viszerokranium und die oberen Halswirbelkörper dreidimensional dargestellt werden. Das ProMax 3D Max der Firma Planmeca hat eine der größten zylindrischen FoV-Abmessungen von 23 cm Durchmesser x 26 cm Höhe, das 3D Accuitomo der Firma J. Morita bietet mit 4 cm Durchmesser x 3 cm Höhe eine der kleinsten FoV-Abmessungen und beschränkt sich bei der dreidimensionalen Darstellung auf eine ausgewählte dentale Region [Hedesiu et al. 2012, Krause 2013].



Abbildung 1-3: Darstellung verschiedener Field of Views (von rechts nach links: small, medium, large) zur Verdeutlichung der damit darstellbaren knöchernen Regionen [aus Stahlkopf 2014; Planmeca ProMax 3D Max].

Der Kaufpreis eines DVT-Gerätes wird durch die Sensorgröße beeinflusst. Diese wiederum bestimmt die Größe der möglichen Abbildungsvolumina [Goldbecher et al. 2012]. Um die hohen Kosten der großflächigen Sensoren zu minimieren, wird versucht, durch Überlagerung mehrerer kleiner Volumina, ein großes Volumen zu erreichen. Dieses Verfahren wird als Stitching bezeichnet. Die kleinen dreidimensionalen Einzelvolumen müssen sich hinreichend überlappen, um computergestützt zu einem großen Abbildungsvolumen zusammengesetzt werden zu können. Im Vergleich zu Geräten mit einem großflächigen FoV birgt dieses Verfahren für den Patienten den Nachteil einer höheren Strahlenbelastung [Künzel & Becker 2009].

Des Weiteren wird die geometrische Form des Abbildungsvolumens durch die Strahlengeometrie des jeweiligen DVT-Gerätes bestimmt. Bei einem pyramidenförmigen Strahlengang wird ein zylindrisches FoV erzeugt und bei einem kegelförmigen Strahlenbündel ein sphärisches FoV. Am weitesten verbreitet ist das zylindrische FoV [Krause 2013]. Dieses dominiert das sphärische FoV in puncto Strahlenhygiene, da man zur Erfassung einer definierten RoI ein größeres sphärisches als zylindrisches Volumen benötigt [Rasch 2009]. Bei einem sphärischen FoV handelt es sich um einen Kugelausschnitt mit der Eigenschaft, sich in jeder Schnittebene zu den Polen hin zu verjüngen. Dies macht es notwendig, ein sehr großes Volumen aufzunehmen, um in den verschiedenen Schnittebenen alle gewünschten Bezugspunkte zu erfassen. Anders verhält es sich beim zylindrischen FoV. Bei einem Zylinder gibt es in der Sagittalebene keine Verjüngung und in jeder Schnittebene lässt sich ein gleich großes Rechteck oder Quadrat zeichnen. So ist es möglich, eine kleinere FoV-Abmessung zu wählen und trotzdem alle gewünschten Bezugspunkte zu erfassen [Lichtenfeld 2014]. Das

Veraviewepocs 3D R100 der Firma J. Morita verwendet anstelle eines Kreises ein konvexes Dreieck (Reuleaux-Dreieck) als Grundfläche zur Berechnung des dreidimensionalen Volumens. In der Höhe und Breite verwendet das Gerät die üblichen Zylindergrößen. Diese kleine Variation ermöglicht eine präzisere Anpassung an die Rol, da sie das Sichtfeld der Kieferform anpasst und reduziert so die Strahlenexposition [Morita 2014].

Für den Einsatz der digitalen Volumentomographie in der Kieferorthopädie definiert die American Association of Orthodontists und American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology, je nach diagnostischer Fragestellung, drei FoV-Größen. Bei kieferorthopädischen oder kieferchirurgischen Fragestellungen ist der Einsatz eines großen Abbildungsvolumens zu empfehlen. Dieses hat bei einem sphärischen FoV einen Durchmesser von über 15 cm und bei einem zylindrischen FoV eine Höhe von über 15 cm. Zur Beurteilung der Dentition, der Kieferlagebeziehung, der Kiefergelenke und eventueller Gesichtsymmetrien eignet sich ein mittleres FoV. Dieses misst im Durchmesser (sphärisches FoV) oder in der Höhe (zylindrisches FoV) 10 bis 15 cm. Bei dentalen Fragestellungen, der Beurteilung des Knochens und Verdacht auf überzählige oder impaktierte Zähne genügt ein kleines FoV. Von einem kleinen FoV spricht man bei einer Höhe (zylindrisches FoV) oder einem Durchmesser (sphärischen FoV) von unter 10 cm [Evans et al. 2013, American Association of Orthodontists 2013]. Grundlegend gilt die Bestrebung, in der Anwendung der digitalen Volumentomographie das kleinste FoV zu wählen, welches die notwendigen diagnostischen Informationen liefert [European Commission 2012]. Um die Strahlenbelastung weiter zu minimieren, ist neben einer Einteilung der Abbildungsvolumina in klein, mittel und groß eine Berücksichtigung des individuellen Patienten notwendig. Rasch (2009) errechnet in ihrer Dissertation rückwirkend drei FoV-Abmessungen, die für eine zuvor definierte Rol bestimmt sein sollen. Die spezifische Rol und damit die Indikation finden Beachtung bei der Wahl der FoV-Größe [Rasch 2009]. Krause (2013) berücksichtigt bei seinen „*Untersuchungen zum erforderlichen Field of View für die bildgebende 3D-Diagnostik in der Zahnmedizin*“ zusätzlich zur Rol, das Alter und das Geschlecht der Patienten. Und zeigte, dass die Berücksichtigung individueller Patientenparameter sinnvoll und notwendig ist [Krause 2013]. Lichtenfeld (2014) beschäftigte sich unter Einbeziehung von Alter und Geschlecht mit den Abmessungen eines dreidimensionalen Volumens spezifisch für die kieferorthopädische Diagnostik [Lichtenfeld 2014].

Um die digitale Volumentomographie in der Kieferorthopädie effektiv nutzen zu können, ist die Wahl des richtigen FoV entscheidend. Bei einem zu kleinen gewählten

Abbildungsvolumen passiert es, dass diagnostisch relevante Informationen nicht erfasst werden. Ein dann nötiger zusätzlicher Volumenscan, um fehlende anatomische Strukturen für die Befunderhebung zu ergänzen, führt zu einer erhöhten Strahlenbelastung für den Patienten. Darüber hinaus ist dies unwirtschaftlich, da zwei kleine Volumenscans kostspieliger sind als ein einzelner Scan mittlerer Größe [Bumann et al. 2014]. Neben der Beurteilung der Dentition und der Kiefergelenke müssen in einem Scan alle Bezugspunkte erfasst werden, die für eine kephalometrische Analyse notwendig sind. Lichtenfeld konnte zeigen, dass bei einem zylindrischen FoV die Abmessungen 18 cm (Durchmesser) x 15 cm (Höhe) ideal sind, um alle Bezugspunkte zu erfassen [Lichtenfeld 2014]. Als Weiterentwicklung der Scanmethode wird die dreidimensionale Volumenabbildung um einen strahlungsfreien Gesichtsscan ergänzt [Schugg 2015]. Die knöchernen Bezugspunkte werden durch den dreidimensionalen Volumenscan erfasst, die Bezugspunkte im Weichteilgewebe werden strahlungsfrei vom Gesichtsscan erfasst und zum Abbildungsvolumen ergänzt. So ist es möglich, das erforderliche FoV in seinen Abmessungen und damit die Strahlenbelastung zu minimieren [Naudi et al. 2013, Schugg 2015, Xia et al. 2000]. Eine angemessene Einstellung der Größe des FoV entscheidet über den diagnostischen Wert des Volumenbildes, die Wirtschaftlichkeit und die Strahlenbelastung für den Patienten.

1.5 Gesichtsscan

Für die Diagnose und Therapieplanung in der Kieferorthopädie sind die Beurteilung und die kephalometrische Analyse der Hart- und Weichgewebsstrukturen des Patienten nötig. Zur Darstellung der knöchernen Strukturen kommen, wie bereits erläutert, meist zwei- oder dreidimensionale Röntgenverfahren zum Einsatz. Üblich ist die Darstellung des Hartgewebes durch ein Fernröntgenseitenbild (s. Kap. 1.3), ein Computertomogramm oder ein digitales Volumentomogramm [Strnad 2010]. Für eine vollständige kephalometrische Analyse ist auch die hochwertige Darstellung des Weichgewebes notwendig. Das Weichgewebe kann ebenfalls durch verschiedene radiologische Verfahren erfasst werden [Fuhrmann 2005]. Die Darstellung der verschiedenen radiologischen Bildgebungsverfahren unterscheidet sich v.a. qualitativ. Die digitale Volumentomographie wird aufgrund ihrer hohen Bildqualität der Hartgewebsstrukturen vermehrt verwendet. Die Darstellungsqualität der Weichteile bei einer digitalen Volumentomographie erreicht nicht die eines CTs, daher wird sie eher für die Hartgewebsdiagnostik empfohlen [Eletr et al. 2008]. Für die Darstellung der

ausschließlich knöchernen Strukturen benötigt man ein geringeres FoV und minimiert dadurch die Strahlenbelastung für den Patienten [Strnad 2010]. So wurden in den letzten zwanzig Jahren viele neue, strahlungsfreie Optionen entwickelt, die zur dreidimensionalen Darstellung des Weichgewebes genutzt werden können. Zu nennen sind hier zum Beispiel der Laserscan, die Holographie oder die Stereophotogrammetrie [Fink et al. 2014]. Um den Anforderungen der aktuellen Röntgenverordnung gerecht zu werden, sollten Methoden gewählt werden, die strahlenhygienisch optimal für den Patienten und darüber hinaus wirtschaftlich sind. Außerdem sollten die neuen dreidimensionalen Bilder des Weichgewebes eine höhere Darstellungsqualität aufweisen [Kochel et al. 2010, Fuhrmann 2005].

Die ursprünglichste Methode der Gesichtsoberflächenerfassung ist die Anthropometrie. Hierbei werden die Bezugspunkte der fazialen Weichteile mechanisch, direkt am Schädel gemessen. Der Vorteil dieser Methode ist, dass der Patient keinerlei Strahlenbelastung ausgesetzt ist. Die Ergebnisse sind jedoch schlecht bzw. nur mit hohem Zeitaufwand reproduzierbar [Holberg & Rudzki-Janson 2007]. Eine weitere Methode zur Erfassung der Weichgewebsstrukturen stellt der 3D-Laserscan dar [Holberg 2002]. Dies ist eine nichtinvasive, strahlungsfreie Möglichkeit zur Erfassung der Gesichtsoberfläche. Die gewonnenen Informationen können computergestützt zum dreidimensionalen Abbildungsvolumen der knöchernen Strukturen addiert werden. Abbildung 1-4 zeigt beispielhaft, wie eine Überlagerung der Darstellung der knöchernen Strukturen und des Weichteilgewebes aussehen kann. Nachteile des Einsatzes des Lasers für einen Gesichtsoberflächenscan sind die hohen Kosten, das Verletzungsrisiko des Auges durch den Laser [Hajeer et al. 2001] und der Aufwand, um ein verzerrungsfreies Ergebnis zu ermöglichen [Schneck 2010]. Der Patient muss acht bis zehn Sekunden absolut regungslos und mit geschlossenen Augen verweilen, um einen Scan durchführen zu können.



Abbildung 1-4: Dargestellt ist die Überlagerung der Ergebnisse des Volumentomogramms, das die Region of Interest (RoI) zeigt, mit den Ergebnissen eines Weichteilscans. So wird die Beurteilung der Lagen von Bezugspunkten im Weichteilgewebe ermöglicht, ohne dass diese in der Aufnahme der knöchernen Strukturen enthalten sein müssen [Quelle: <http://www.planmeca.com/na/Imaging/3D-imaging---Key-features/Planmeca-ProFace/>].

Die Holographie beruht ebenfalls auf einer strahlungsfreien Aufnahmemethode. Die Strahlungsquelle ist ein Laser. Die Belichtungszeit beträgt ca. 20 Nanosekunden. Die dreidimensionale Abbildung des gewünschten Objektes wird auf einer Fotoplatte gespeichert. Wird die belichtete und entwickelte Fotoplatte mit einem zweiten speziellen Laser beleuchtet, stellt die Projektion ein Hologramm der realen Gesichtsoberfläche des Patienten dar [Bongartz et al. 2002]. Ursprünglich entwickelt wurde die Methode der Holografie 1948 von Dennis Gabor. Für diese Erfindung bekam der Physiker 23 Jahre später den Nobelpreis für Physik. 2002 wurde durch Hering ein Verfahren zur dreidimensionalen Gesichtsprofilvermessung anhand eines Hologramms entwickelt [Holberg 2007]. An einem computergestützt erzeugten, dreidimensionalen Modell des Patienten kann dieser kephalometrisch vermessen werden [Schneck 2010].

Darüber hinaus gibt es seit 1976 die Moiré-Fotografie, um die Gesichtsoberfläche zu erfassen. Moiré-Streifen entstehen durch die Überlagerung von konzentrischen Lichtstrukturen auf der Weichteiloberfläche des Patienten [Kawai et al. 1990]. Das entstandene Lichtmuster wird mit einer Kamera fotografiert. Zur Auswertung wird dieses computergestützt in ein dreidimensionales Koordinatensystem übertragen [Holberg 2002]. Um eine hohe Auflösung zu erreichen, muss dieser Vorgang mit mehreren Lichtmustern wiederholt werden. Die Aufnahmezeit wird dadurch verlängert und die Gefahr der Aufnahme von Bewegungsartefakten erhöht sich [Hajeer et al. 2001]. Bisher

wurde die Moiré-Fotografie überwiegend im japanischen Sprachraum beschrieben. Aktuell gibt es in der Literatur keine zufriedenstellenden Studien zur Eignung dieses Verfahrens [Holberg 2002], daher hat sich diese Methode nicht weiter etabliert [Strnad 2010].

Eine weitere Möglichkeit zur Erfassung der Weichteiloberfläche ist die Stereophotogrammetrie. Entwickelt 1957 von Thalmann Degen, weiter ausgearbeitet 1971 von Burke und Beard, findet dieses Verfahren heute wieder vielseitigen Einsatz [Strnad 2010]. Es wird ein Streifenmuster auf die Weichteiloberfläche des Patientenschädels projiziert; daher auch „Streifenlichtprojektion“. Der Patientenschädel wird aus zwei Perspektiven gleichzeitig fotografiert. Das hervorgehobene und abgelichtete Oberflächenrelief der Weichteile kann wiederum computergestützt in ein dreidimensionales Koordinatensystem übertragen werden. Die Bezugspunkte können in sagittaler, axialer und coronaler Richtung gesetzt und digital vermessen werden. Hierbei handelt es sich um ein nichtinvasives Verfahren. Die kurze Messzeit von unter einer Sekunde ermöglicht eine Weichteildarstellung ohne Bewegungsartefakte und eine klare Darstellung der Hauttextur [Fink et al. 2014]. Mit neuesten Geräten wird so eine Messunsicherheit von $< 0,01$ mm erreicht. Schwenzler et al. führten eine Studie zur dreidimensionalen Erfassung der Gesichtsoberfläche mittels Stereophotogrammetrie durch. Es sollte die Eignung dieses Verfahrens für Fragestellungen im kieferorthopädisch-kieferchirurgischen Bereich bewertet werden. Die Studiengruppe stufte die Stereophotogrammetrie als ein zur Erfassung der Gesichtsoberfläche und komplexer Weichteile geeignetes Verfahren ein. In der prospektiven Langzeitstudie an Patienten vor und nach einer Dysgnathieoperation konnte die Berührungsfreiheit und vor allem die kurze Messzeit gezeigt werden. Die Darstellungen zeichnen sich durch eine hohe Schärfe aus und es besteht keine Verletzungsmöglichkeit der Netzhaut [Schwenzler et al. 1998]. Fink et al. (2014) verwendeten in ihrer Studie zur Messgenauigkeit eines Streifenlichtprojektions-scans den FaceSCAN3D[®] der Firma 3D-Shape und werteten die gewonnenen Rohdaten mithilfe der Software Onyx Ceph3[®] digital aus. Sie konnten zeigen, dass eine präzise Darstellung der Weichteiloberfläche möglich ist, die eine dimensionsgetreue Vermessung der fazialen Strukturen ermöglichte [Fink et al. 2014].

Die verschiedenen dreidimensionalen Bildgebungsverfahren für das Weichteilprofil werden zunehmend mit der digitalen Volumentomographie verknüpft. Dies bietet eine Erweiterung der diagnostischen Möglichkeiten im kieferorthopädischen sowie im kombinierten kieferorthopädisch-kieferchirurgischen Bereich. Nach Hajeer können

Behandlungsergebnisse vor Therapiebeginn eingeschätzt und simuliert werden. Außerdem werden die Verlaufskontrollen während der Behandlungszeit so präzisiert [Hajeer et al. 2001, Fink et al. 2014].

2. Fragestellung

Die dreidimensionale Darstellung anatomischer Strukturen durch das digitale Volumentomogramm eröffnet der Kieferorthopädie neue diagnostische Möglichkeiten. Die ursprüngliche 2D-Vermessung einer dreidimensionalen Struktur kann durch die 3D-Diagnostik mittels DVT ersetzt werden. Die zu vermessende Kiefer- und Gesichtsregion ist durch einen geeigneten Bildausschnitt (Field of View) definiert. Die zu verwendende FoV-Größe ist von besonderer Bedeutung, da diese in engem Zusammenhang mit der Kassenwirtschaftlichkeit und besonders der Strahlenhygiene steht.

Um den Informationsgewinn weiter optimieren und Planungen besser visualisieren zu können, wurde zusätzlich zur kraniofazialen Volumentomographie ein strahlungsfreier 3D-Gesichtsscanner entwickelt. Normalerweise umfasst ein DVT die für eine kephalometrische Analyse notwendigen Knochen- und Weichteilpunkte. Alternativ können die Weichteilpunkte auch mit einem strahlungsfreien 3D-Gesichtsscan erfasst werden. Da das, zur Verfügung stehende DVT-Volumen nach dorsal verschoben werden kann, ist ein Zugewinn an dorsalen kephalometrischen Bezugspunkten möglich, ohne dabei ein größeres FoV einzusetzen, womit die Strahlenbelastung bei gleichem Informationsgewinn vermindert wird.

Mit einem Scanvorgang können zwei verschiedene Volumendatensätze erstellt werden: ein digitales Volumentomogramm und ein 3D-Gesichtsscan. Die polymodalen, mit unterschiedlichen bildgebenden Techniken erzeugten Datensätze können anschließend in ein räumlich korrektes Verhältnis gesetzt werden. Dieses „Volumenmatching“ ermöglicht Rückschlüsse auf die Relation der Weichgewebsstrukturen im Verhältnis zu den Knochenstrukturen.

Gegenstand dieser Arbeit ist die Untersuchung, ob im DVT die Verlagerung eines definierten FoV nach dorsal einen signifikanten Zugewinn an dorsalen kephalometrischen Bezugspunkten ermöglicht. Unter der Voraussetzung, dass die Weichteilpunkte der kephalometrischen Analyse durch den Gesichtsscan erfasst werden. Außerdem soll die Frage beantwortet werden, ob bei unterschiedlichen FoV-Konfigurationen der Einsatz eines Gesichtsscans immer sinnvoll ist. Dabei sollen unterschiedliche anatomische Areale unter Berücksichtigung des Patientengeschlechts und -alters vermessen werden.

Es werden folgende spezifische Hypothesen überprüft:

1. Ein DVT mit einem großen zylindrischen FoV (16 cm x 23 cm) erfasst prozentual mehr kephalometrische Bezugspunkte als ein DVT mit einem mittleren FoV (16 cm x 16 cm).
2. Die Anzahl der erfassbaren kephalometrischen Bezugspunkte hängt signifikant vom Geschlecht der Patienten ab.
3. Die Anzahl der erfassbaren kephalometrischen Bezugspunkte hängt signifikant vom Alter der Patienten ab.
4. Der zusätzliche Einsatz eines Gesichtsscans erhöht prozentual die erfassbaren kephalometrischen Bezugspunkte für beide FoV-Größen.
5. Ein mittleres FoV plus Gesichtsscan zeigt keinen signifikanten Unterschied zu einem großen FoV hinsichtlich des prozentualen Anteils, der durch die Bildgebung erfassbaren kephalometrischen Bezugspunkte.
6. Ein mittleres FoV ist ausreichend, um bei Patienten unter 18 Jahren den 4. Halswirbelkörper bildgebend zu erfassen.
7. Die gewonnenen Ergebnisse dieser Arbeit sind valide.

3. Methodik

3.1 Allgemeine Methoden

Die Gewinnung dreidimensionaler kephalometrischer Messpunkte am virtuellen Schädel ist ein modernes Analyseverfahren. Die Messgrundlage ist ein virtueller Schädel in Form eines DVT-Bildes. Im Folgenden werden das Patientengut und die untersuchten FoV-Volumina dargestellt. Die benutzten DVT-Geräte und deren Handhabung wird erläutert.

3.1.1 Studiendesign

Im Rahmen dieser Arbeit wurden Patientendaten des 3D-Röntgeninstitutes Mesantis® Berlin sowie der kieferorthopädischen Praxis „Ihre Kieferorthopäden in Berlin“, Prof. Dr. Axel Bumann, Dr. Kerstin Wiemer & Partner ausgewertet. Das für die retrospektive Studie verwendete Bildmaterial wurde nach den folgenden zuvor definierten Kriterien ausgewählt:

1. Vor der Aufnahme der digitalen Volumentomogramme wurde auf die gleichbleibende Patientenpositionierung geachtet, um den systematischen Fehler so gering wie möglich zu halten.
2. Es wurden nur Volumenaufnahmen verwendet, auf denen alle 14 zuvor definierten kephalometrischen, also skelettale- und dentale Bezugspunkte sowie Weichteilpunkte (s. Tabelle 3-1) eindeutig zugeordnet werden konnten.

Tabelle 3-1: Übersicht der 3D-Bezugspunkte, die im Rahmen der vorliegenden Arbeit in verschiedenen FoV-Größen erfasst und in Abhängigkeit von Alter und Geschlecht ausgewertet wurden [Nötzel & Schultz 2009].

Punkt	Name	Definition	Schnittebene
skelettale Bezugspunkte			
N	Nasion	anteriorster Punkt der Suturanasofrontalis	Median-Sagittal-Ebene
Se	Sella-Punkt	Sella-Punkt nach <i>A. M. Schwarz</i> : Mitte des Sella-Eingangs	Median-Sagittal-Ebene
Pog	Pogonion	anteriorster Punkt des knöchernen Kinns	Median-Sagittal-Ebene
Ba	Basion	posteriorster und kaudalster Punkt des Clivus	Median-Sagittal-Ebene
Po	Porion	disto-lateralster Punkt des knöchernen Gehörganges, beidseits	Axial-Ebene
Cond	Condylion	dorso-lateralster Punkt des Condylusmandibulae, beidseits	Axial-Ebene
H4	4. Halswirbel	mesio-kaudalster Punkt des Corpus Vertebrae Cervicalis IV	Median-Sagittal-Ebene
Me	Menton	kaudalster Konturpunkt der Symphyse	Median-Sagittal-Ebene
H	Hyoid	anterio-kaudalster Punkt des corpus Os hyoideum	Median-Sagittal-Ebene
Go	Gonion	latero-kaudalster Punkt am Beginn der Krümmung der Mandibulae, beidseits	Frontal-Ebene
Weichteilpunkte			
Pog´	Hautpogonion	anteriorster Punkt des Weichteilkinns	Median-Sagittal-Ebene
N´	Hautnasion	tiefster Punkt am Übergang von der Stirn zur Nase	Median-Sagittal-Ebene
Ns	Nasenspitze	anteriorster Nasenpunkt	Median-Sagittal-Ebene
Dentaler Bezugspunkt			
Is	Inzision superius	inzisalster Punkt des anteriorsten oberen Inzisivus	Median-Sagittal-Ebene

Unter Einhaltung der genannten Kriterien wurden 1000 Datensätze von anonymisierten Patienten ausgewertet, um die in der Fragestellung aufgestellten Hypothesen zu überprüfen. Die Patienten wurden in die beiden Altersgruppen „unter 18 Jahren“ bzw. „Kinder“ und „über 18 Jahren“ bzw. „Erwachsene“ wie folgt unterteilt: Altersgruppe 1: Kinder ≥ 5 bis < 18 Jahre und Altersgruppe 2: Erwachsene ≥ 18 bis ≤ 78 Jahre. Außerdem wurde nach Geschlecht unterschieden. Die Anzahl der sich daraus ergebenden Gruppen ist in Tabelle 3-2 dargestellt.

Tabelle 3-2: Übersicht zur Verteilung der Altersgruppen bzgl. des Geschlechts der im Rahmen der vorliegenden Arbeit vermessenen Patienten.

Alter	♀	♂	♂ ♀
Kinder (≥ 5 bis < 18 Jahre)	251	249	500
Erwachsene (≥ 18 bis ≤ 78 Jahre)	301	199	500
Gesamt	552	448	1000

Zur besseren Vergleichbarkeit der Ergebnisse zwischen den beiden Untergruppen wurden jeweils 500 Patienten ausgewählt. Beide Patientengruppen wurden je zweimal, einmal mit und einmal ohne Gesichtsscan, mit je zwei verschiedenen Zylindergrößen vermessen (s. Tabelle 3-3).

Tabelle 3-3: Übersicht über die Patientengruppen und vermessenen FoV-Volumina.

Patientengruppen				
♂ ≥ 5 bis < 18 Jahre (männliche Kinder)	mittleres FoV d = 16 cm x h = 16 cm 1. Messung: ohne Gesichtsscan	mittleres FoV d = 16 cm x h = 16 cm 2. Messung: mit Gesichtsscan	großes FoV d = 23 cm x h = 16 cm 1. Messung: ohne Gesichtsscan	großes FoV d = 23 cm x h = 16 cm 2. Messung: mit Gesichtsscan
♂ ≥ 18 bis ≤ 78 Jahre (männliche Erwachsene)				
♀ ≥ 5 bis < 18 Jahre (weibliche Kinder)				
♀ ≥ 18 bis ≤ 78 Jahre (weibliche Erwachsene)				

3.1.2 DVT-Geräte

Die maxillofazialen Radiographien wurden zunächst mit dem i-CAT Classic[®] der Firma Imaging Sciences International (USA) erstellt. Dieser Volumentomograph wurde später durch das 3D eXam[®]-System der Firma KaVo (Deutschland) abgelöst (s. Tabelle 3-4). Beide DVT-Geräte sind miteinander vergleichbar. Das Aufnahmevervolumen ist bei beiden Geräten zylindrisch. Mit einem dreidimensionalen Kegelstrahl, von einer drehbar gelagerten Röntgenröhre aus, wurde auf einem zweidimensionalen Flächendetektor, der sich möglichst objektnah befand, gestrahlt. Beim Drehen des Bilddetektors um den Patientenkopf entstanden 2D-Einzelprojektionen, aus denen die 3D-Volumina errechnet wurden. Die Rekonstruktionszeit der digitalen Abbildung lag bei ca. zwei Minuten. Die 3D-Schädelrekonstruktionen wurden mit einer Voxelgröße von 0,4 mm erzeugt. In dem so erstellten Datensatz wurden die Transversal- bzw. Axial-, Sagittal- und Frontalebene

dargestellt. Aus den 3D-Ansichten konnten 2D-Aufnahmen gewonnen werden. So zum Beispiel Ansichten, die dem OPTG oder der lateralen Ansicht des FRS entsprechen. Digitale Werkzeuge dienten der Vermessung [Cacaci 2007, Krause 2013].

Tabelle 3-4: Verwendete DVT-Geräte zur Erfassung der im Rahmen der vorliegenden Arbeit verwendeten Bilddaten im Vergleich [Cacaci 2007, Krause 2013].

Eigenschaften	i-CAT Classic®	3D eXam® - System
Sensortyp Abmessung (Breite x Höhe)	Flat Panel Detector 238 mm x 192 mm	Flat Panel Detector 238 mm x 192 mm
Strahlenprofil	Cone-Beam	Cone-Beam
Strom	3-8 mA	3-7 mA
Spannung	120 kV	120 kV
Sensorrotation	360°	360°
FoV (Durchmesser x Höhe)	16 cm x 13 cm / 16 cm x 22 cm	16,5 cm x 13,5 cm / 23,2 cm x 17 cm
Graustufung	12 Bit	14 Bit
Voxelgröße	0,4 / 0,3 / 0,25 / 0,2 mm	0,4 / 0,3 / 0,25 / 0,2 mm
Patientenposition	sitzend	sitzend
Bilderfassungsdauer	40 / 20 / 10 Sekunden	26,9 / 8,9 Sekunden

3.1.3 DVT-Aufnahmen

Der Patient wurde sitzend, mit gerade ausgerichtetem Blick im DVT-Gerät platziert. Es war möglich, den Stuhl des Patienten seiner individuellen Höhe anzupassen. Das Kinn sollte so auf der Kinnauflage positioniert sein, dass die Okklusionsebene gerade war. Die Kopfstütze diente der weiteren Fixierung des Patienten. Für eine vollständige maxillofaziale Radiographie mussten die Horizontale und die Vertikale nach bekannten Schädelbezugsebenen mit Hilfe von Justierlichtern ausgerichtet werden. Die vertikale Lichtlinie sollte 3,8 cm vor dem Gelenkkopf sein und die horizontale Lichtlinie sollte auf Höhe der Okklusionsebene zwischen den Lippen zu sehen sein. Damit sollte die Frankfurter Horizontale eine Neigung von 5° haben [Imaging Sciences International 2006].

3.1.4 DVT-Auswertung

Mit der volumetrischen Planungssoftware von InVivoDental[®] 4.0 der Firma Anatomage (USA), die zur Nutzung vom 3D-Röntgeninstitut Mesantis[®] Berlin zur Verfügung gestellt wurde, konnten die 3D-Datensätze am Computer betrachtet, vermessen und ausgewertet werden [Baumgartner et al. 2007]. Mit dem Programm war es möglich, DICOM-Datensätze zu öffnen und zu speichern. Digital Imaging and Communications in Medicine repräsentiert den heutigen Standard in der medizinischen Informatik und ist die Grundlage für medizinisches Bilddatenmanagement [Krause 2013]. Aus DICOM-Datensätzen können 3D-Modelle (Volume Rendering) erstellt werden. In diesen war es möglich, Strecken, Winkel, Volumen und Knochendichten zu vermessen. OPTG-, FRS- und Kiefergelenksdarstellungen wurden ausgerechnet. Neben der Betrachtung und Bearbeitung von festgelegten Schnittbildebenen bot die „Sectionview“ die Option an, Schnittbildebenen in allen Lage- und Richtungsbezeichnungen aufzuspannen. Als weitere wichtige Funktion dieses Programms ist noch die InVivo-Datenkomprimierung und die 3D-Überlagerung und Spiegelung hervorzuheben [Baumgartner et al. 2007, Krause 2013].

3.2 Spezielle Methoden

Die nach den Einschlusskriterien (s. 3.1.1) ausgewählten 3D-Patientendatensätze wurden mit Hilfe des InVivoDental[®] 4.0 so bearbeitet, dass für jeden Patienten drei Schnittbilder verschiedener Ebenen (axial, frontal und sagittal) erstellt werden konnten. Zur Bestimmung der Messunsicherheit und weiteren Bearbeitung der Schnittbilder wurde das Analyseprogramm „Fleurs Zylinder“ in Visual Basic 4.0[®] geschrieben. Mit der Hilfe dieses Programms wurden 14 Bezugspunktdaten pro Patient in je 4 Versuchsanordnungen (s. Tabelle 3-3) erhoben. Die gewonnenen Punkte wurden statistisch ausgewertet und graphisch dargestellt.

3.2.1 Bezugspunkterfassung bei verschiedenen FoV-Größen

Die Erfassung aller kephalometrischen Bezugspunkte erfolgte in einem identischen Verfahren: Im 3D-Modell des Patienten wurde mittels „Sectionview“ zunächst die Axialebene dargestellt. Dabei war es entscheidend, für jeden Patienten die gleiche Höhe der Schnittachse, die sich auf der Höhe des definierten Porions und Condylions beidseits befand, zu lokalisieren. Es wurde aus einer 3D-Darstellung eines Schädels die

axiale Schnittbildebene (orange Linie und Teilbild a in Abbildung 3-1) erstellt, auf welcher im Folgenden die axialen Bezugspunkte (vgl. Tabelle 3-1) gemessen werden konnten. Für die Bestimmung der frontalen Schnittebene (blaue Linie und Teilbild b in Abbildung 3-1) wurde in der sagittalen Projektion der Beginn des Ramus mandibulare festgelegt und die Achse des Frontalschnittes bis zum Punkt Gonion, wieder beidseits, verschoben. Die Schnittbildebene, die der Darstellung der frontalen Bezugspunkte dient, wurde so festgelegt. Ein Median-sagittal-Schnitt (grüne Linie und Teilbild c in Abbildung 3-1) ermöglichte die Darstellung der Bezugspunkte Nasion, Sella-Punkt, Pogonion, Basion, 4. Halswirbel, Menton, Hyoid, Hautpogonion, Hautnasion, Inzision superius und Nasenspitze.

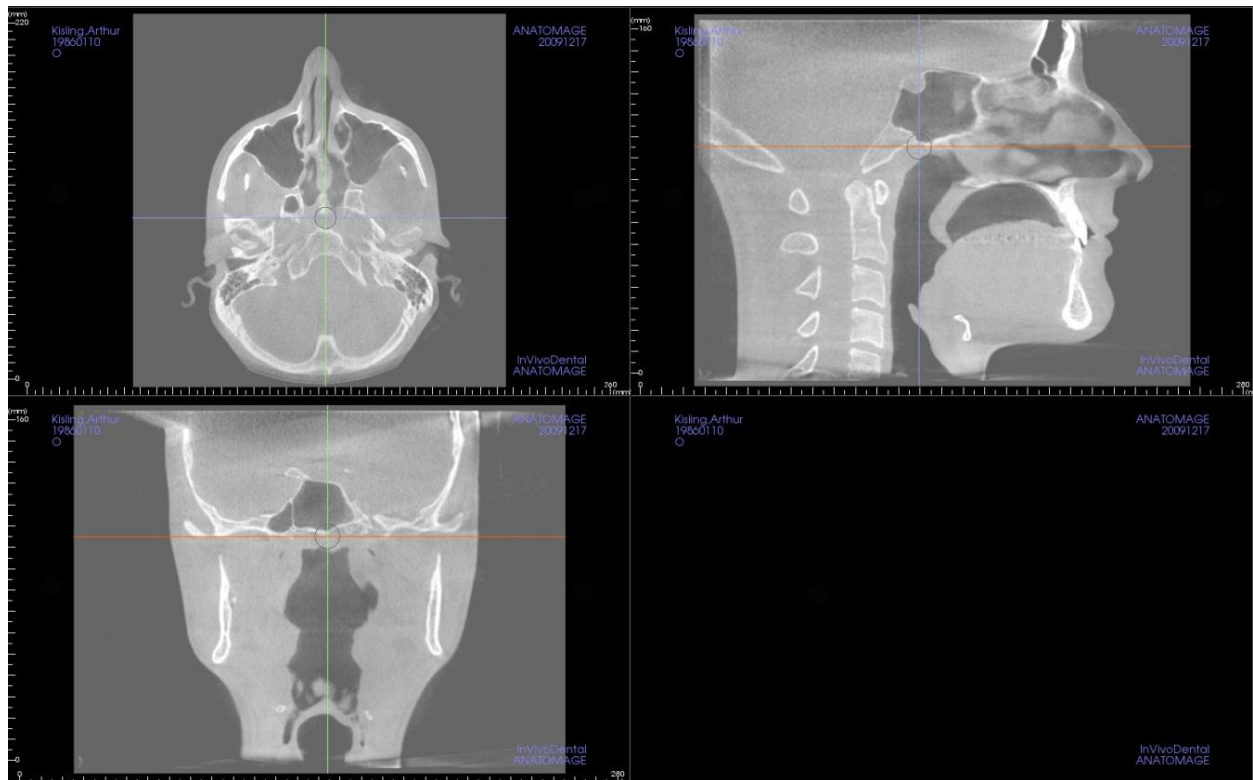


Abbildung 3-1: In der „Sectionview“ erstellte Bilder mit Teilbildern (a: oben-links: Axialschnitt, b: oben-rechts: Median-sagittal-Schnitt, c: unten-links: Frontalschnitt). In jeder der drei Schnittbildebene wurden die in dieser Ebene darstellbaren Bezugspunkte bestimmt.

Die Patientendatei mit 2D-Bildern aller drei Schnittebenen wurde in Form einer JPEG-Datei gespeichert. Der Dateiname enthielt einen siebenstelligen Code, der die Maße der originalen Aufnahme/FoV wiedergab. Mit den 2D-Bilddateien wurden im Programm „Fleurs Zylinder“ die zu untersuchenden kephalometrischen Bezugspunkte vermessen.



Abbildung 3-2: Beispielansicht der Erfassung der Patientendaten innerhalb des Programms „Fleurs Zylinder“. Oben rechts in der Eingabemaske wurden Geschlecht (männlich, weiblich) und Altersgruppe (Kinder vs. Erwachsene) sowie die Informationen zum vermessenen Zylinder eingetragen

Die zuvor aus der Bearbeitungssoftware gewonnenen JPEG-Daten der einzelnen Patienten wurden innerhalb des Programms geöffnet. Analysiert wurden JPEG-Dateien unterschiedlicher FoV-Volumina, resultierend aus den ursprünglichen Radiographien der Patienten. Die Abmessungen wurden innerhalb des Programms „Fleurs Zylinder“ automatisch angepasst. Nach der Bestätigung dieser Eingabe erfolgte im nächsten Schritt die Kalibrierung des orthogonalen Koordinatensystems. Sukzessive wurde für jedes der drei Schnittbilder einmal eine Kalibrierung durchgeführt und für alle weiteren Messungen vom Programm übernommen.

$$k_{1,x} = \frac{r_1 - l_1}{x_1} \quad \text{Formel 3-1}$$

$$k_{1,y} = \frac{u_1 - o_1}{y_1} \quad \text{Formel 3-2,}$$

wobei $k_{1,x}$ der Kalibrierfaktor der x-Achse im Schnittbild 1 war. Der linke und rechte Bildrand wurden mit r und l (Maßeinheit Pixel) bezeichnet. Der Kalibrierfaktor $k_{1,y}$ galt für die Y-Achse des ersten Bildes. Der untere und obere Bildrand wurde durch u und o (in Pixeln) beschrieben. Die eigentliche Größe des Schnittbildes, in Millimetern angegeben, wurde durch x und y beschrieben. Analog wurde für die Kalibrierfaktoren $k_{2,y}$ und $k_{2,z}$ in y- und z-Richtung der sagittalen Schnittbildebene vorgegangen.

$$k_{2,y} = \frac{r_2 - l_2}{y_2} \quad \text{Formel 3-3}$$

$$k_{2,z} = \frac{u_2 - o_2}{z_2} \quad \text{Formel 3-4}$$

Die Berechnung der Kalibrierfaktoren $k_{3,z}$ und $k_{3,x}$ in x- und z-Richtung der frontalen Schnittbildebene erfolgte nach:

$$k_{3,x} = \frac{r_3 - l_3}{x_3} \quad \text{Formel 3-5}$$

$$k_{3,z} = \frac{u_3 - o_3}{z_3} \quad \text{Formel 3-6.}$$

Nach der Bestätigung dieser Eingaben mussten die axiale (orange Linie in Abbildung 3-2), sagittale (grüne Linie in Abbildung 3-2) und frontale (blaue Linie in Abbildung 3-2) Schnittbildebene vermessen werden. Die Schnittebene S errechnete sich aus ihrer relativen Lage s zur rechten oder unteren Kante des jeweiligen Bildes dividiert durch den dazugehörigen Kalibrierfaktor. Rechenoperation zur Bestimmung der Schnittbildebene (axial, sagittal und frontal):

$$S_{2,z} = (u_2 - s_2) / k_{2,z} \quad \text{Formel 3-7}$$

$$S_{3,x} = (r_3 - s_3) / k_{3,x} \quad \text{Formel 3-8}$$

$$S_{1,y} = (u_1 - s_1) / k_{1,y} \quad \text{Formel 3-9.}$$

Mit der Bestätigung dieser Daten öffnete sich im Programm „Fleurs Zylinder“ das eigentliche Vermessungsmodul. Im Programm waren zwei virtuelle Zylinder mit unterschiedlichen FoV-Volumina (s. Tabelle 3-3) innerhalb der Schnittbilder verschiebbar. Zuerst wurde Zylinder Nr. 1 (mittleres FoV) benutzt. Dieser 3D-Körper wurde in den einzelnen Schnittbildern zweidimensional als Kreis bzw. Quadrat dargestellt. In der axialen Schnittbildebene erschien der Zylinder Nr. 1 als Kreis mit einem $r = 8$ cm und in der Median-sagittal-Ebene als Quadrat mit den Abmessungen $d = 16$ cm und $h = 16$ cm (vgl. Abbildung 3-3). Der Ursprung des Zylinders konnte innerhalb der Schnittbildebene bewegt werden. Es wurde darauf geachtet, dass der in der Axialen abgebildete Kreis in der ersten Messung die Bezugspunkte Nasenspitze, Condylion

beidseits und Porion beidseits umfasste. Das war nur realisierbar, wenn die natürlichen Abmessungen des Schädels innerhalb des zylindrischen FoVs lagen. Im nächsten Schritt wurde das FoV in der sagittalen Schnittbildebene, in Abbildung 3-3 als Quadrat dargestellt, positioniert. Es war wichtig, dass die Bezugspunkte Nasion, Sella-Punkt, Pogonion, Basion, Menton, Hautpogonion, Hautnasion, Inzision superius und Nasenspitze innerhalb der Projektionsfläche des Quadrates lagen.

Als letztes erfolgte die Justierung des FoV in der frontalen Schnittbildebene. In diesem Schnittbild sollte sich der Bezugspunkt Gonion beidseits innerhalb des FoV befinden. Bei der ersten Messung mit dem mittleren FoV musste darauf geachtet werden, das zylindrische FoV so auszurichten, dass sich alle mesialen Bezugspunkte des Schädels innerhalb des virtuellen Zylinders befanden. So konnte eine Standardaufnahme mit einem digitalen Volumentomographen simuliert werden.

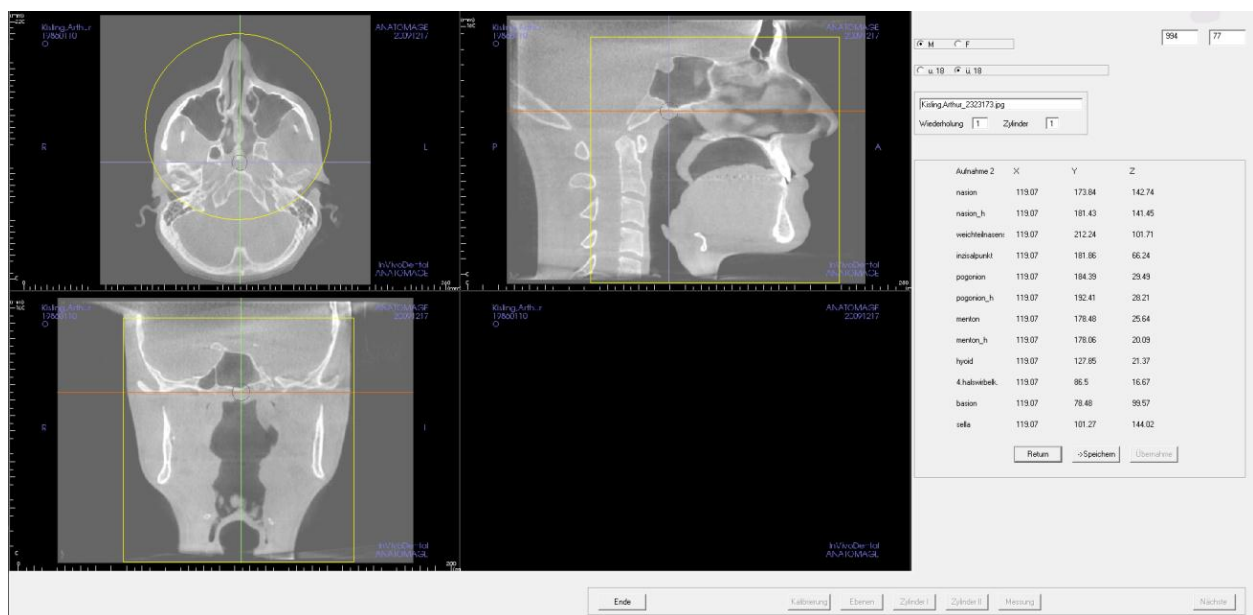


Abbildung 3-3: Die Abbildung zeigt die Positionierung des Zylinders, der dem Field of View entspricht, in der sagittalen, axialen und coronalen Schnittenebene durch den Schädel. Auf der rechten Seite der Abbildung ist erkennbar, wie die Koordinaten für alle Bezugspunkte in der x, y, und z-Ebene (sagittal, axial und coronal) abgelesen werden können.

Alle benannten Bezugspunkte (s. Tabelle 3-1) wurden innerhalb der verschiedenen Schnittbildebenen mit dem Cursor markiert. Dieser Zyklus wurde noch ein weiteres Mal mit einem zweiten Zylinder (großes FoV) an allen Schnittbildern der Patienten durchgeführt. In der axialen Schnittbildebene erscheint der Zylinder Nr. 2 als Kreis mit einem $r = 11,5$ cm und in der Median-sagittal-Ebene als Viereck mit den Abmessungen $d = 23$ cm und $h = 16$ cm. Alle Messungen an Zylinder Nr. 2 wurden analog zu den Messungen mit dem virtuellen Zylinder Nr. 1 durchgeführt. Es wurde auch bei der

ersten Vermessung dieses Zylinders darauf geachtet, dass alle skelettalen- und dentalen Bezugspunkte sowie Weichteilpunkte innerhalb des zylindrischen Körpers lagen.

3.2.2 Bezugspunkterfassung in Abhängigkeit vom Geschlecht

Die Erfassung der Bezugspunkte erfolgte wie bereits in Kap. 3.2.1 beschrieben. Um die dort erfassten Daten in Abhängigkeit vom Geschlecht auswerten zu können, wurden die persönlichen Daten der Patienten (u.a. Geschlecht und Alter) durch einen zusätzlich eingebauten Programmpunkt in „Fleurs Zylinder“ übernommen. Um die Kalibrierung im Programm „Fleurs Zylinder“ starten zu können, musste dem Patienten zunächst ein Geschlecht zugeordnet werden. Anhand dieser Daten erfolgte die spätere Einteilung in die verschiedenen Versuchsgruppen nach Tabelle 3-2.

3.2.3 Bezugspunkterfassung in Abhängigkeit vom Alter

Wie bereits in Kap. 3.2.1 beschrieben, erfolgte die Erfassung der Bezugspunkte mit dem Programm „Fleurs Zylinder“. Um eine Zuordnung der Bilddatensätze in die Altersgruppen Kind, ≥ 5 bis <18 Jahre oder Erwachsenen, ≥ 18 bis ≤ 78 Jahre vornehmen zu können, wurden wie in Kap. 3.2.2 beschrieben, die persönlichen Daten der Patienten (u.a. Geschlecht und Alter) in das Auswertungsprogramm übernommen. Die Beschreibung der Versuchsgruppen bzw. des Patientenkollektivs erfolgt in Tabelle 3-2.

3.2.4 Bezugspunkterfassung unter Verwendung eines Gesichtsscan

Zur Simulation der zusätzlichen Anwendung eines Gesichtsscan wurden die Zylinder Nr. 1 und Nr. 2 für eine 2. Messung in die Schnittbildebene projiziert. Mit Hilfe eines optischen 3D-Sensors konnte eine 3D-Gesichtsfotografie und eine klassische maxillofaziale Radiographie innerhalb eines Scanvorgangs realisiert werden. Alle Weichteilpunkte wurden mit dem Gesichtsscan erfasst. In der Simulation wurde das FoV bis zum mesialsten knöchernen Bezugspunkt nach dorsal verschoben (s. Abbildung 3-4). So lagen bei der 2. Messung mit dem Zylinder Nr. 1 und Nr. 2 sämtliche Weichteilpunkte außerhalb des FoV. Wie schon weiter oben beschrieben, wurden der Koordinatenursprung des neu positionierten Zylinders sowie die Bezugs- und Weichteilpunkte innerhalb der Schnittbildebene ermittelt und gespeichert.

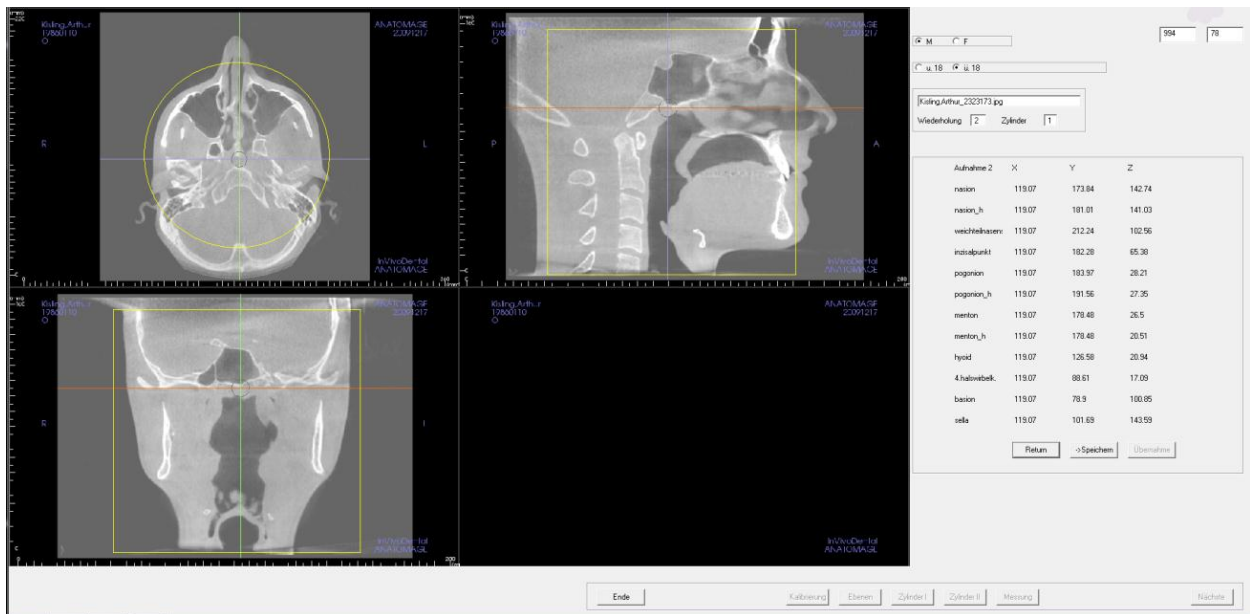


Abbildung 3-4: In der „sectionview“ im Programm Fleurs Zylinder ist die Position des Zylinders (Field of View) dargestellt, der verwendet wurde, um die Vermessung der Lage der Bezugspunkte mit Gesichtsscan zu simulieren.

3.2.5 Bezugspunkterfassung – Vergleich großes FoV und mittleres FoV plus Gesichtsscan

Die Erfassung der Daten für den Vergleich kephalometrischer Bezugspunkte beim Vergleich mittleres FoV plus Gesichtsscan und großes FoV wurde bereits in Abschnitt 3.2.1 beschrieben. Im Folgenden wird die Weiterverarbeitung der Daten dargestellt. Von den gemessenen Daten x_i , y_i , z_i aller Gruppen (s. Tabelle 3-3) und den dazugehörigen Koordinaten der Zylinderursprünge $r_0(x_0, y_0, z_0)$ wurden die Radien r_i der Referenzpunkte [ISO/IEC 2008]

$$r_i = \sqrt{(x_i - x_0)^2 + (y_i - y_0)^2} \quad \text{Formel 3-10}$$

sowie deren Höhe

$$h_i = z_0 - z_i \quad \text{Formel 3-11}$$

bestimmt. Im nächsten Schritt wurden die Mittelwerte μ und Standardabweichungen σ der Radien zu

$$\mu = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n r_i \quad \text{Formel 3-12}$$

und

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n-1} \cdot \sum_{i=1}^n (r_i - \mu)^2}$$

Formel 3-13

ermittelt und auf Normalverteilung untersucht.

An den gewonnenen Werten für r wurde in den einzelnen Gruppen der Mehrfachausreißertest nach Rosner durchgeführt. Beim Rosner-Test wird davon ausgegangen, dass die Daten annähernd einer Normalverteilung unterliegen [Engineering Statistics Handbook 2012]. So lassen sich in einer Gruppe mögliche Ausreißer erkennen und entfernen. Ausgewertet wurden die dorsal liegenden, paarigen Messpunkte Cond, Po und Go für jede Patientengruppe und jede Versuchsanordnung. Außerdem wurde der unpaarige Punkt H4 für die Patientengruppe Kinder < 18 Jahren, unterteilt nach weiblich und männlich, ausgewertet.

Zur visuellen Prüfung auf Normalverteilung wurde mit dem Quantile-Quantile-Plot (Q-Q-Plot) gearbeitet. In diesen Plots wurden die gewonnenen Messwerte der Größe nach geordnet und zum Vergleich gegen die Quantile der theoretischen Verteilung, errechnet aus Mittelwert und Standardabweichung in einem Koordinatensystem aufgetragen. Ein Quantil ist eine reelle Zahl zwischen 0 und 1 und wird als Lageparameter verstanden. Zeigte sich im Graph dieser Plots eine Gerade, hatte man den ersten Hinweis, dass man von einer Normalverteilung ausgehen kann. Außerdem wurden zwei mathematische Tests auf Normalverteilung nach Shapiro-Wilk und Anderson-Darling herangezogen [Shapiro et al. 1965, Anderson et al. 1952]. Die Tests wurden an sechs ohne Wiederholung gezogenen Stichproben á 50 Messwerten durchgeführt. Diese Stichproben wurden an der Gesamtheit der Messwerte von jedem zu untersuchenden Bezugspunkt gemacht. Man ging von einer Nullhypothese H_0 aus, die besagt, dass die Stichprobe normal verteilt ist. Die Alternativhypothese H_1 geht von der gegensätzlichen Hypothese einer nicht normal verteilten Stichprobe aus.

Der p-Wert steht für die Wahrscheinlichkeit der H_0 -Hypothese. Die H_0 -Hypothese hat nur dann ihre Gültigkeit, wenn der p-Wert größer ist als das definierte Signifikanzniveau $\alpha = 0,05$. Je wahrscheinlicher die Gültigkeit der Nullhypothese ist, umso größer wird der p-Wert. Der Shapiro-Wilk- und der Anderson-Darling-Test zeichnen sich durch eine besonders hohe Teststärke aus [Stephens 1974]. Sofern die Nullhypothese nicht bestätigt wurde, also keine Normalverteilung vorlag, wurden die paarigen Messwerte der Patientengruppen in Untergruppen für die der linken und der rechten Schädelhälfte geteilt. Diese wurden wiederum auf Normalverteilung mit den o. g. Verfahren untersucht.

Wenn mit Hilfe des Signifikanztests nachgewiesen wurde, dass die gewonnenen Ergebnisse für die Radien einer Normalverteilung unterlagen, konnten die weiteren Untersuchungen mit den für die Normalverteilung charakteristischen Werten Standardabweichung σ und Mittelwert μ im allgemeinen Fall weiter geführt werden. Zur Ermittlung der Patientenhäufigkeit P für die gilt, dass der Radius eines Bezugspunktes innerhalb des Zylinders liegt, muss die Normalverteilungsdichtefunktion

$$f(r) = \frac{1}{\sqrt{2 \cdot \pi \cdot \sigma^2}} \cdot e^{-\frac{1}{2} \frac{(r-\mu)^2}{\sigma^2}}$$

Formel 3-14

in den Grenzen $\{r; -\infty; r_{\max} = 80\}$ bzw. $\{r; -\infty; r_{\max} = 115\}$ integriert werden. Die Funktion (3.10) hat keine Stammfunktion und ist daher nur numerisch integrierbar. In guter Näherung gilt:

$$P(r) = \int_0^{r_{\max}} \frac{1}{\sqrt{2 \cdot \pi \cdot \sigma^2}} \cdot e^{-\frac{1}{2} \frac{(r-\mu)^2}{\sigma^2}} dr$$

Formel 3-15.

So wurde es möglich, aus den Messungen belastbare Ergebnisse zu erzielen. Zwei gewonnene Werte für P sind demnach ununterscheidbar wenn gilt:

$$|P_1 - P_2| \leq \sigma \cdot \sqrt{2}$$

Formel 3-16

mit

$$\sigma^2 = \sigma_1^2 + \sigma_2^2$$

Formel 3-17.

3.2.6 Bezugspunkterfassung und zusätzlich 4. Halswirbel bei einem mittleren FoV

Es wurde angestrebt, den Bezugspunkt 4. Halswirbel (s. Tabelle 3-2) innerhalb des Quadrates vom mittleren FoV im Median-sagittal-Schnitt (s. Abbildung 3-5) zu finden und zu markieren. Dieser Referenzpunkt wurde nur bei den Versuchsgruppen männlich unter 18 Jahren und weiblich unter 18 Jahren berücksichtigt.

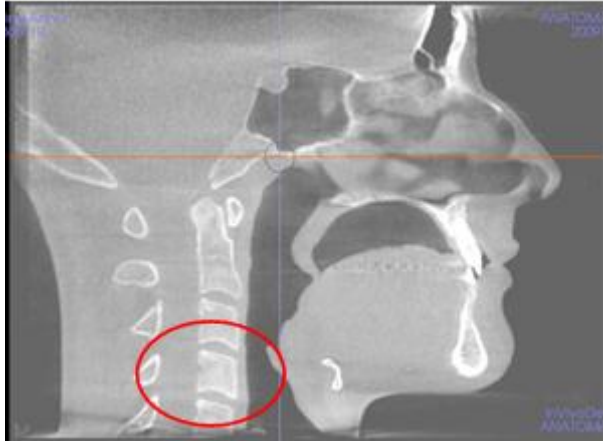


Abbildung 3-5: Anhand eines Median-sagittal-Schnittes durch den Schädel wird die Position des Bezugspunktes H4 (rotes Oval) verdeutlicht. Die axiale (orange) und coronale (violett) Schnittbildebene ist ebenfalls eingezeichnet.

3.2.7 Messunsicherheit

Von der *International Organization for Standardization* (ISO) ist im „Guide to the expression of uncertainty in measurement“ die Bestimmung von Messunsicherheiten in Messprozessen beschrieben worden. Die Messunsicherheit der ermittelten Radien und Höhen setzt sich aus systematischen und zufälligen Unsicherheiten zusammen [ISO/IEC 2008].

Messung der Radien der Zylinder:

$$u_{\text{ges}}(r) = u_{\text{sys}}(r) + u_{\text{zuf}}(r) \quad \text{Formel 3-18}$$

Messung der Höhe der Zylinder:

$$u_{\text{ges}}(h) = u_{\text{sys}}(h) + u_{\text{zuf}}(h) \quad \text{Formel 3-19}$$

Die systemische Unsicherheit ergibt sich aus der Auflösung des verwendeten Bildschirms, der zur Vermessung der Röntgenbilder benutzt wurde. Die zufälligen Unsicherheiten der Messungen ergaben sich aus der Bestimmung der horizontalen und vertikalen Kalibrierwerte, sowie der Unsicherheit der Positioniergenauigkeit des Cursors. Die Unsicherheit $u(P)$ der berechneten prozentualen Häufigkeit von Patienten, bei denen die Radien für bestimmte Knochenpunkte kleiner als die Radien der betrachteten Zylinder sind, folgt nach dem Fehlerfortpflanzungsgesetz aus $u_{\text{ges}}(r)$.

4. Ergebnisse

4.1 Bezugspunkterfassung bei verschiedenen FoV-Größen

Bei männlichen Kindern konnten im großen FoV alle Bezugspunkte zu 100 % erfasst werden. Im mittleren FoV konnte bei der gleichen Versuchsgruppe der Bezugspunkt Porion nur zu 97 % erfasst werden. Bei männlichen Erwachsenen war Porion in nur 72 % erfasst. Bei weiblichen Patienten konnte der Bezugspunkt Porion bei 98 % unter 18 Jahren (≥ 5 bis < 18 Jahre, Kind) und 97 % über 18 Jahre ($\geq 18 - \leq 78$ Jahre, Erwachsen) dargestellt werden (Tabelle 4-1). Im mittleren FoV konnte der Punkt Condylion bei männlichen Erwachsenen bei 99 % der Patienten dargestellt werden. Die für die verschiedenen FoV-Größen errechneten Patientenhäufigkeiten P (s. Kapitel 3.2.5) wurden in Tabelle 4-1 zusammengefasst. Visuell wurden diese Ergebnisse in einem Graphen der Normalverteilungsdichtekurve dargestellt. Diese befinden sich im Anhang.

Tabelle 4-1: Relative Patientenhäufigkeit P in % für die Versuchsanordnungen mittleres FoV und großes FoV (gerundete Werte).

Relative Patientenhäufigkeit P in [%]		
mittleres FoV		großes FoV
	♂ Kind	
100	Condylion	100
100	Gonion	100
97	Porion	100
	♂ Erwachsen	
99	Condylion	100
100	Gonion	100
72	Porion	100
	♀ Kind	
100	Condylion	100
100	Gonion	100
98	Porion	100
	♀ Erwachsen	
100	Condylion	100
100	Gonion	100
97	Porion	100

Für das mittlere (Zylinderradius $r = 80$ mm) und große FoV (Zylinderradius $r = 115$ mm) wurden die Abstände der drei dorsalen Bezugspunkte vom Mittelpunkt der Zylinder ausgehend (Kapitel 3.2.1) errechnet. Für jeden der gewonnenen Bezugspunkte der verschiedenen Versuchsgruppen wurden der Mittelwert μ und die Standardabweichung

σ ermittelt (s. Tabelle 4-2). Die Gesamtheit der Messwerte eines Bezugspunktes wurde pro Versuchsgruppe (s. Tabelle 3-3) graphisch dargestellt und so der Mittelwert graphisch bestätigt. Aufgrund des Umfangs der vorliegenden Arbeit konnten nicht alle graphischen Auswertungen der Bezugspunkte im Einzelnen abgebildet werden, daher werden in diesem Kapitelabschnitt stellvertretend die Ergebnisse des Punktes Porion für beide FoV-Größen im Detail betrachtet (s. Abbildung 4-1 und Abbildung 4-2).

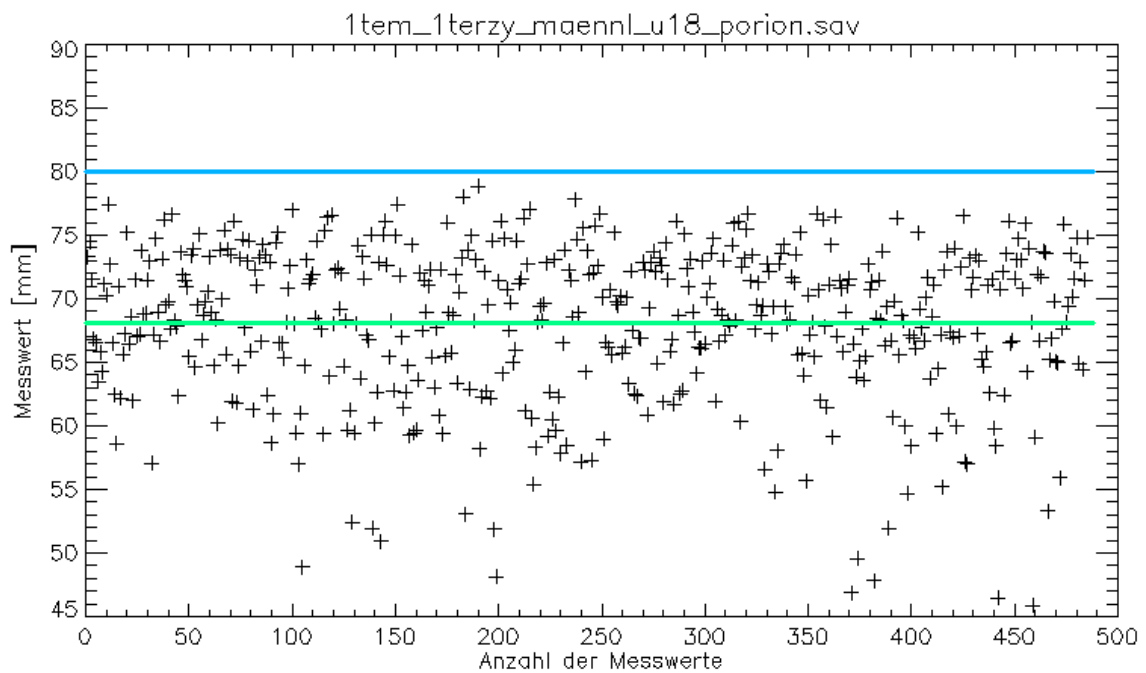


Abbildung 4-1: Punktdiagramm für Porion, männlich ≥ 5 bis < 18 Jahre, mittleres FoV. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

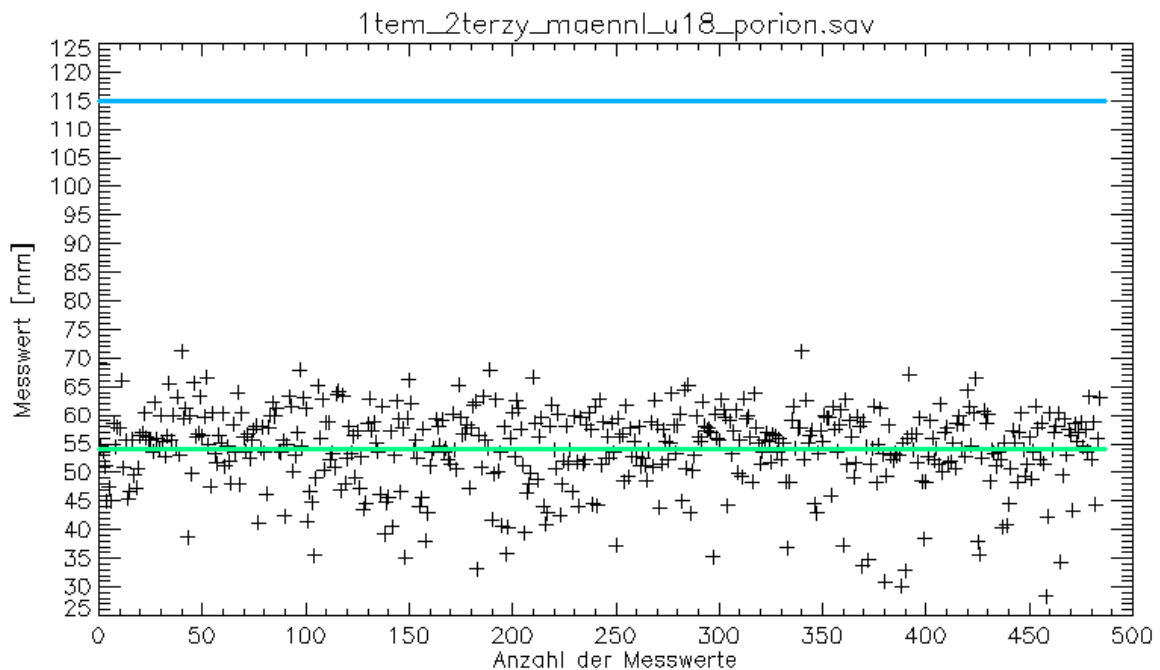


Abbildung 4-2: Punktdiagramm für Porion, männlich ≥ 5 bis < 18 Jahre, großes FoV. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

Alle Punktdiagramme der übrigen Bezugspunkte (Condylion, Gonion) befinden sich in Anhang 7.3. Im mittleren FoV für den Bezugspunkt Porion liegt der errechnete mittlere Abstand bei $68,06 \text{ mm} \pm 6,01 \text{ mm}$ (Tabelle 4-2). Dieses Ergebnis bezieht sich auf die Versuchsgruppe der männlichen Kinder. Der graphisch ermittelte Wert (Abbildung 4-1, grüne Linie) bestätigt dies. Bei der gleichen Versuchsgruppe wurde im großen FoV für den Bezugspunkt Porion der mittlere Abstand von $54,56 \text{ mm} \pm 6,42 \text{ mm}$ (Tabelle 4-1) grüne Linie in Abbildung 4-2 berechnet. Die rechnerisch ermittelten Mittelwerte und Standardabweichungen der im Punktdiagramm graphisch dargestellten Messergebnisse (s. Abbildung 4-1 und Abbildung 4-2) des Bezugspunktes Porion sind in Tabelle 4-2 farbig hervorgehoben.

Tabelle 4-2: Errechnete Mittelwerte μ und Standardabweichungen σ , ♂ = männlich, ♀ = weiblich, mittleres FoV (16 cm Durchmesser x 16 cm Höhe) und großes FoV (23 cm Durchmesser x 16 cm Höhe) für alle Bezugspunkte.

	mittleres FoV		großes FoV	
	σ	μ	σ	μ
		♂ Kind		
Condylion	5,27 mm	61,82 mm	4,80 mm	55,06 mm
Gonion	5,49 mm	47,12 mm	4,83 mm	43,79 mm
Porion	6,01 mm	68,06 mm	6,42 mm	54,56 mm
		♂ Erwachsenen		
Condylion	4,56 mm	69,01 mm	5,59 mm	64,98 mm
Gonion	5,34 mm	54,12 mm	5,79 mm	51,00 mm
Porion	5,24 mm	76,95 mm	5,90 mm	70,55 mm
		♀ Kind		
Condylion	5,30 mm	59,62 mm	5,87 mm	59,72 mm
Gonion	5,21 mm	46,29 mm	5,46 mm	47,03 mm
Porion	5,69 mm	67,18 mm	8,25 mm	66,07 mm
		♀ Erwachsenen		
Condylion	4,05 mm	64,13 mm	4,36 mm	56,47 mm
Gonion	4,86 mm	48,87 mm	4,71 mm	44,87 mm
Porion	4,91 mm	70,71 mm	4,64 mm	56,86 mm

Alle gewonnenen Ergebnisse sind normal verteilt. Um die Prüfung auf Normalverteilung zu visualisieren, wurde für die Gesamtheit aller Bezugspunkte jeder einzelnen Versuchsanordnung (s. Tabelle 3-3) der Q-Q-Plot angewendet. Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die erwarteten Werte im Q-Q-Plot ergibt für den Punkt Porion bei Kindern männlichen im großen FoV nahezu eine Gerade (Anhang 7.3). Dies zeigt, dass die Verteilung der tatsächlichen Werte der der erwarteten Werte entspricht, d.h. dass die gemessenen Werte normalverteilt sind. Die Darstellungen der Q-Q-Plots befinden sich im Anhang.

Tabelle 4-3 und Tabelle 4-4 zeigen die Ergebnisse des Ausreißertests nach Rosner (s. Kapitel 3.2.5). Hierbei wurde ein positiver Test (keine Ausreißer) mit einem „p“ gekennzeichnet. Die Ergebnisse der zur Prüfung auf Normalverteilung gewählten Signifikanztests Shapiro-Wilk und Anderson-Darling sind ebenso in Tabelle 4-3 und Tabelle 4-4 aufgeführt. Jeder Test, bei dem die Nullhypothese H_0 bestätigt wurde, wurde mit einem „+“ gekennzeichnet. Der Ausreißertest nach Rosner zeigt, dass alle Messwerte für die drei dorsalen Bezugspunkte im großen als auch im mittleren FoV bei beiden Geschlechtern in jeweils beiden Altersgruppen für die Beurteilung verwendet werden können. Es sind keine Ausreißer gemessen worden, die aus der Auswertung herausgenommen werden müssten. Die Ergebnisse der Signifikanztests bestätigen die des Q-Q-Plots: die Werte sind normalverteilt.

Tabelle 4-3: Ergebnisse des Rosner Ausreißertests und der Normalverteilungstests Shapiro-Wilk und Anderson-Darling für das mittlere FoV (16 cm Durchmesser x 16 cm Höhe), 'p' bedeutet positiv bestanden, '+' bedeutet normal verteilt.

Bezugspunkte	mittleres FoV		
	Rosner	Shapiro-Wilk	Anderson-Darling
♂ Kind			
Condylion	P	+	+
Gonion	P	+	+
Porion	P	+	+
♂ Erwachsen			
Condylion	P	+	+
Gonion	P	+	+
Porion	P	+	+
♀ Kind			
Condylion	P	+	+
Gonion	P	+	+
Porion	P	+	+
♀ Erwachsen			
Condylion	P	+	+
Gonion	P	+	+
Porion	P	+	+

Tabelle 4-4: Ergebnisse des Rosner Ausreißertests und der Normalverteilungstests Shapiro-Wilk und Anderson-Darling für das große FoV (23 cm Durchmesser x 16 cm Höhe), 'p' bedeutet positiv bestanden, '+' bedeutet normal verteilt.

Bezugspunkte	großes FoV		
	Rosner	Shapiro-Wilk	Anderson-Darling
♂ Kind			
Condylion	P	+	+
Gonion	P	+	+
Porion	P	+	+
♂ Erwachsen			
Condylion	P	+	+
Gonion	P	+	+
Porion	P	+	+
♀ Kind			
Condylion	P	+	+
Gonion	P	+	+
Porion	P	+	+
♀ Erwachsen			
Condylion	P	+	+
Gonion	P	+	+
Porion	P	+	+

4.2 Bezugspunkterfassung in Abhängigkeit vom Geschlecht

Im großen FoV konnten alle dorsalen Bezugspunkte bei beiden Geschlechtern zu 100 % erfasst werden. Im mittleren FoV war der Punkt Condylion bei männlichen Erwachsenen nur bei 99 % aller Patienten enthalten. Der Punkt Porion war im mittleren

FoV bei keinem Geschlecht und keiner Altersgruppe zu 100 % erfassbar (weiblich Kinder: 98 %, Erwachsene: 97%; männlich Kinder: 97 %, Erwachsene: 72 %; Tabelle 4-5). Die Patientenhäufigkeit P (s. Kapitel 3.2.5) wurde in Tabelle 4-5 nach Geschlecht erfasst.

Tabelle 4-5: Relative Patientenhäufigkeit P in % für ♂ = männliche und ♀ = weibliche Patienten im mittleren und großen FoV; Kind ≥ 5 bis < 18 Jahre und Erwachsenen ≥ 18 bis ≤ 78 Jahre (gerundete Werte).

	relative Patientenhäufigkeit P in [%]	
	♂	♀
mittleres FoV Kind		
Condylion	100	100
Gonion	100	100
Porion	97	98
mittleres FoV Erwachsenen		
Condylion	99	100
Gonion	100	100
Porion	72	97
großes FoV Kind		
Condylion	100	100
Gonion	100	100
Porion	100	100
großes FoV Erwachsenen		
Condylion	100	100
Gonion	100	100
Porion	100	100

Die Ergebnisse wurden graphisch in einem Integral der Normalverteilungsdichtefunktion für jeden Bezugspunkt überprüft und befinden sich im Anhang. Für alle Bezugspunkte wurden für beide Geschlechter im mittleren und großen FoV (s. Kapitel 3.2.2) die Mittelwerte μ und Standardabweichungen σ der Abstände der Bezugspunkte vom Mittelpunkt der vermessenen Zylinder ermittelt (s. Tabelle 4-6). Bei der Betrachtung des Bezugspunktes Porion im mittleren FoV ($r = 80$ mm) lag der errechnete Mittelwert für weibliche Erwachsene mit $70.71 \text{ mm} \pm 4,91 \text{ mm}$ (Abbildung 4-3, Tabelle 4-6) unter dem für männliche Erwachsene mit $76,95 \pm 5,24 \text{ mm}$ (Abbildung 4-4, Tabelle 4-6). In den Punktdiagrammen 4-3 und 4-4 sind die Ergebnisse für den Bezugspunkt Porion im Vergleich zwischen den Geschlechtern (beide Erwachsenen im mittleren FoV) dargestellt. Die Ergebnisse der Punktdiagramme (s. Abbildung 4-3 und Abbildung 4-4) wurden auch in Tabelle 4-5 farbig hervorgehoben. Die graphischen Auswertungen der übrigen Bezugspunkte beider Geschlechter in beiden Altersklassen finden sich im Anhang.

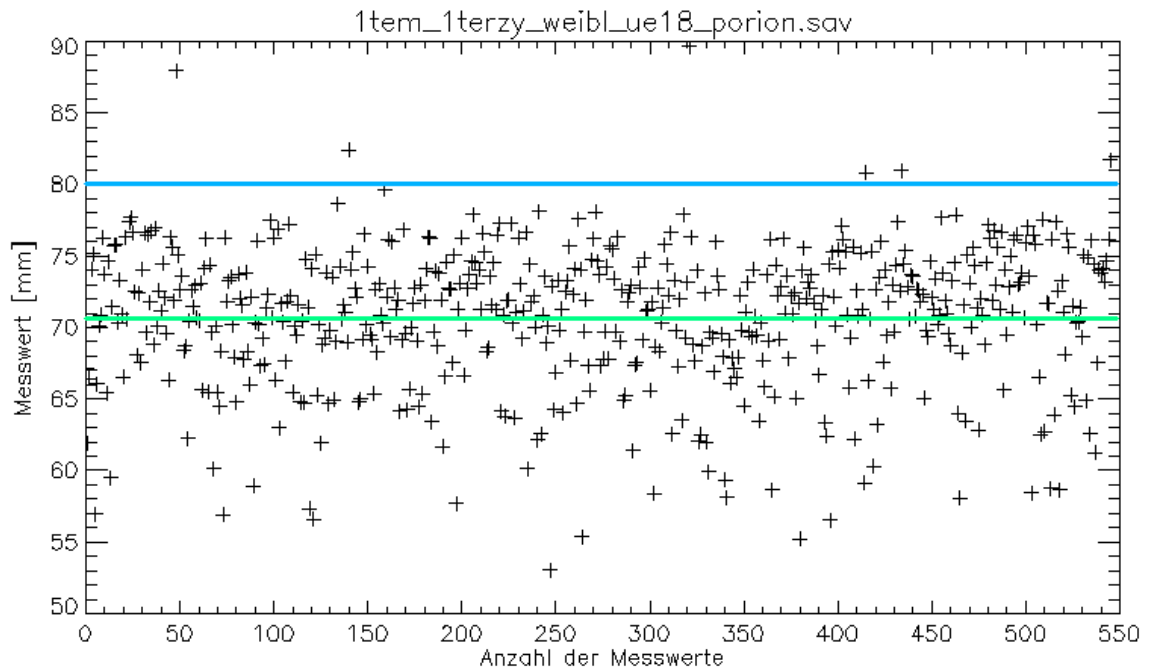


Abbildung 4-3: Punktdiagramm für Porion, weiblich ≥ 18 bis ≤ 78 Jahre, mittleres FoV. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

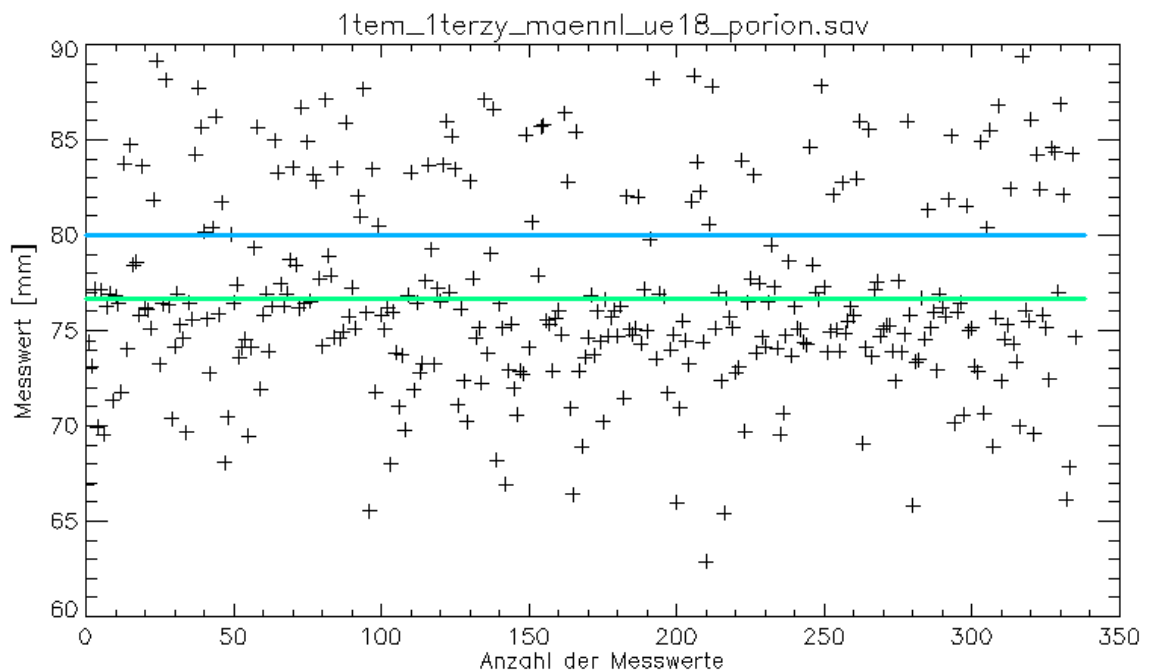


Abbildung 4-4: Punktdiagramm für Porion, männlich ≥ 18 bis ≤ 78 Jahre, mittleres FoV. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

Die im Punktdiagramm präsentierten Ergebnisse (s. Abbildung 4-3 und Abbildung 4-4) wurden in Tabelle 4-6 farbig hervorgehoben. Der Shapiro-Wilk und der Anderson-

Darling-Test zeigen für beiden Messreihen, dass die Werte normalverteilt sind. Graphisch wurden diese Ergebnisse im Q-Q-Plot (siehe Anhang) dargestellt.

Tabelle 4-6: Errechnete Mittelwerte μ und Standardabweichungen σ , ♂ = männlich, ♀ = weiblich, mittleres FoV (16 cm Durchmesser x 16 cm Höhe) und großes FoV (23 cm Durchmesser x 16 cm Höhe) für alle Bezugspunkte.

	♂		♀	
	σ	μ	σ	μ
mittleres FoV Kind				
Condylion	5,27 mm	61,82 mm	5,30 mm	59,62 mm
Gonion	5,49 mm	47,12 mm	5,21 mm	46,29 mm
Porion	6,01 mm	68,06 mm	5,69 mm	67,18 mm
mittleres FoV Erwachsenen				
Condylion	4,56 mm	69,01 mm	4,05 mm	64,13 mm
Gonion	5,34 mm	54,12 mm	4,86 mm	48,87 mm
Porion	5,24 mm	76,95 mm	4,91 mm	70,71 mm
großes FoV Kind				
Condylion	4,80 mm	55,06 mm	5,87 mm	59,72 mm
Gonion	4,83 mm	43,79 mm	5,46 mm	47,03 mm
Porion	6,42 mm	54,56 mm	8,25 mm	66,07 mm
großes FoV Erwachsenen				
Condylion	5,59 mm	64,98 mm	4,36 mm	56,47 mm
Gonion	5,79 mm	51,00 mm	4,71 mm	44,87 mm
Porion	5,90 mm	70,55 mm	4,64 mm	56,86 mm

Die gemessenen Werte unterliegen einer Normalverteilung; dies wurde durch die Q-Q-Plots bestätigt. In Tabelle 4-7 und Tabelle 4-8 sind die Ergebnisse des Rosner Ausreißertests und die Ergebnisse der Signifikanztests (s. Kapitel 3.2.5, Normalverteilung mit „+“ gekennzeichnet) aufgeführt. Laut den Ergebnissen des Rosner Ausreißertests konnten alle Messwerte in der Messreihe für die Auswertung herangezogen werden.

Tabelle 4-7: Ergebnisse des Rosner Ausreißertests und der Normalverteilungstests Shapiro-Wilk und Anderson-Darling für ♂ = männlich, 'p' bedeutet positiv bestanden, '+' bedeutet normal verteilt. Für ♂ = männlich und ♀ = weiblich im mittleren und großen FoV, Kind ≥ 5 bis < 18 Jahre und Erwachsenen ≥ 18 bis ≤ 78 Jahre.

♂	Rosner	Shapiro-Wilk	Anderson-Darling
mittleres FoV Kind			
Condylion	P	+	+
Gonion	P	+	+
Porion	P	+	+
mittleres FoV Erwachsenen			
Condylion	P	+	+
Gonion	P	+	+
Porion	P	+	+
großes FoV Kind			
Condylion	P	+	+
Gonion	P	+	+
Porion	P	+	+
großes FoV Erwachsenen			
Condylion	P	+	+
Gonion	P	+	+
Porion	P	+	+

Tabelle 4-8: Ergebnisse des Rosner Ausreißertests und der Normalverteilungstests Shapiro-Wilk und Anderson-Darling für ♀ = weiblich, 'p' bedeutet positiv bestanden, '+' bedeutet normal verteilt. Für ♂ = männlich und ♀ = weiblich im mittleren und großen FoV, Kind ≥ 5 bis < 18 Jahre und Erwachsenen ≥ 18 bis ≤ 78 Jahre.

♀	Rosner	Shapiro-Wilk	Anderson-Darling
mittleres FoV Kind			
Condylion	P	+	+
Gonion	P	+	+
Porion	P	+	+
mittleres FoV Erwachsenen			
Condylion	P	+	+
Gonion	P	+	+
Porion	P	+	+
großes FoV Kind			
Condylion	P	+	+
Gonion	P	+	+
Porion	P	+	+
großes FoV Erwachsenen			
Condylion	P	+	+
Gonion	P	+	+
Porion	P	+	+

4.3 Bezugspunkterfassung in Abhängigkeit vom Alter

Im großen FoV konnten alle dorsalen Bezugspunkte in beiden Altersgruppen zu 100 % erfasst werden. Im mittleren FoV war der Punkt Condylion bei erwachsenen männlichen Patienten nur bei 99 % aller Patienten enthalten. Der Punkt Porion war bei keinem Geschlecht und in keiner Altersgruppe zu 100 % erfassbar (weiblich Kind ≥ 5 bis < 18 Jahre: 98 %, weiblich Erwachsenen ≥ 18 bis ≤ 78 Jahre: 97%; männlich Kind ≥ 5 bis < 18 Jahre: 97 %, männlich Erwachsenen ≥ 18 bis ≤ 78 Jahre: 72%; Tabelle 4-5). Für die Versuchsgruppen über und unter 18 Jahren ist die Patientenhäufigkeit P (s. Kapitel 3.2.5) in Tabelle 4-9 angegeben. Die graphischen Auswertungen für die einzelnen Bezugspunkte finden sich im Anhang.

Tabelle 4-9: Relative Patientenhäufigkeit P in % für ♂ = männlich und ♀ = weiblich im mittleren und großen FoV, Kind ≥ 5 bis < 18 Jahre und Erwachsenen ≥ 18 bis ≤ 78 Jahre (gerundete Werte).

relative Patientenhäufigkeit P in [%]		
	Kind	Erwachsen
	♂ mittleres FoV	
Condylion	100	99
Gonion	100	100
Porion	97	72
	♀ mittleres FoV	
Condylion	100	100
Gonion	100	100
Porion	98	97
	♂ großes FoV	
Condylion	100	100
Gonion	100	100
Porion	100	100
	♀ großes FoV	
Condylion	100	100
Gonion	100	100
Porion	100	100

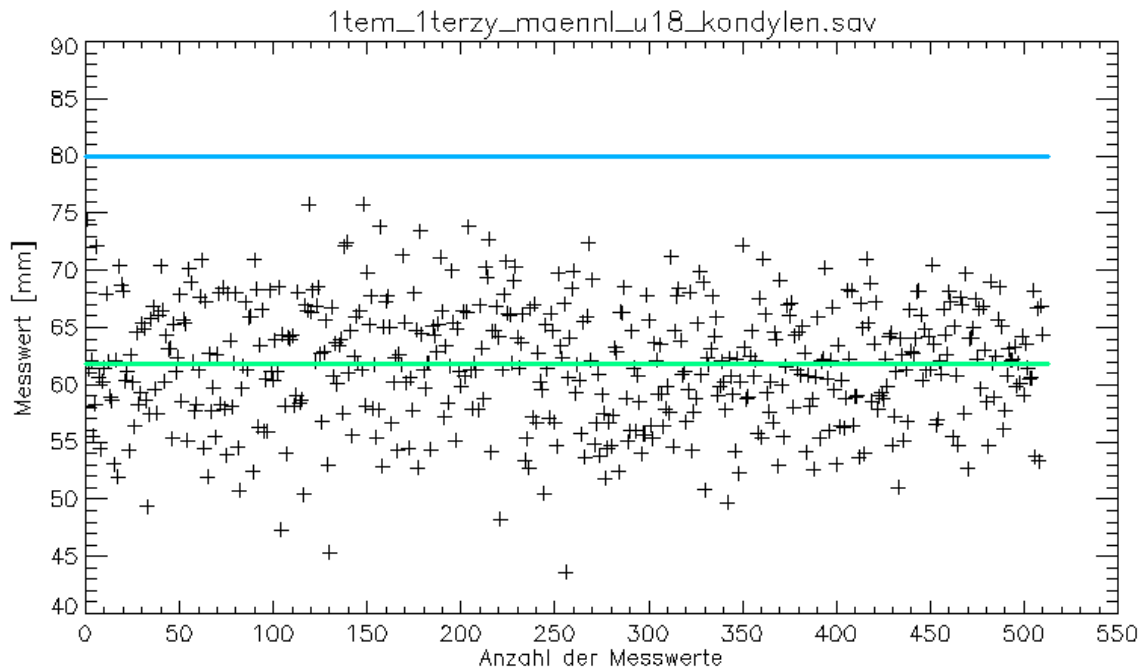


Abbildung 4-5: Punktdiagramm für Condylion, männlich ≥ 5 bis < 18 Jahre, mittleres FoV. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

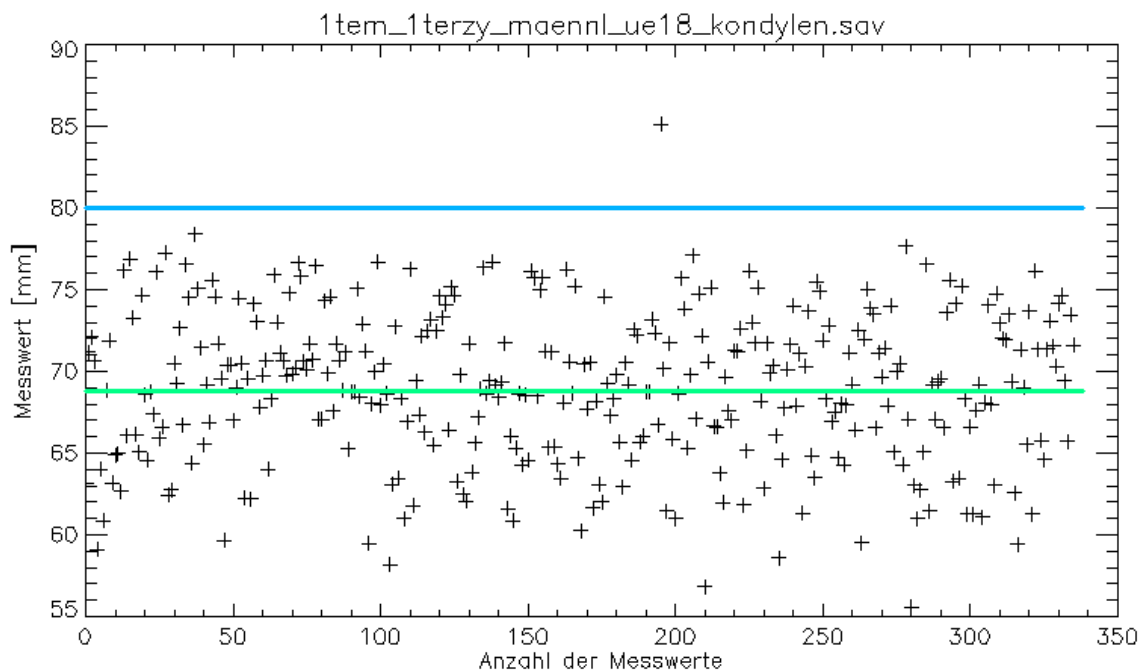


Abbildung 4-6: Punktdiagramm für Condylion, männlich ≥ 18 bis ≤ 78 Jahre, mittleres FoV. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

Für alle 14 Bezugspunkte wurden die Mittelwerte μ und die Standardabweichungen σ (s. Tabelle 4-10) für die beiden Geschlechter nach Alter (Kapitel 3.2.3) ermittelt. In den Punktdiagrammen (Abbildung 4-5 und Abbildung 4-6) sind beispielhaft die Ergebnisse für den Bezugspunkt Condylion männlich Kind (≥ 5 bis < 18 Jahre) und Condylion

männlich Erwachsenen (≥ 18 bis ≤ 78 Jahre) im mittleren FoV visualisiert. Der Mittelwert für die jüngeren Patienten lag mit $61,82 \text{ mm} \pm 5,27 \text{ mm}$ erwartungsgemäß unter dem für Erwachsene mit $69,01 \text{ mm} \pm 4,56 \text{ mm}$. Die Punktdiagramme für alle übrigen Bezugspunkte finden sich im Anhang.

Tabelle 4-10 Errechnete Mittelwerte μ und Standardabweichungen σ , ♂ = männlich, ♀ = weiblich, mittleres FoV (16 cm Durchmesser x 16 cm Höhe) und großes FoV (23 cm Durchmesser x 16 cm Höhe) für alle Bezugspunkte.

	Kind		Erwachsen	
	σ	μ	σ	μ
	♂ mittleres FoV			
Condylion	5,27 mm	61,82 mm	4,56 mm	69,01 mm
Gonion	5,49 mm	47,12 mm	5,34 mm	54,12 mm
Porion	6,01 mm	68,06 mm	5,24 mm	76,95 mm
	♀ mittleres FoV			
Condylion	5,30 mm	59,62 mm	4,05 mm	64,13 mm
Gonion	5,21 mm	46,29 mm	4,86 mm	48,87 mm
Porion	5,69 mm	67,18 mm	4,91 mm	70,71 mm
	♂ großes FoV			
Condylion	4,80 mm	55,06 mm	5,59 mm	64,98 mm
Gonion	4,83 mm	43,79 mm	5,79 mm	51,00 mm
Porion	6,42 mm	54,56 mm	5,90 mm	70,55 mm
	♀ großes FoV			
Condylion	5,87 mm	59,72 mm	4,36 mm	56,47 mm
Gonion	5,46 mm	47,03 mm	4,84 mm	44,89 mm
Porion	8,25 mm	66,07 mm	4,64 mm	56,86 mm

Die Ergebnisse der Signifikanztests (Kapitel 3.2.5, Normalverteilung mit „+“ gekennzeichnet) sowie des Ausreißertests nach Rosner (Kapitel 3.2.5, kein Ausreißer mit „p“ gekennzeichnet) sind in Tabelle 4-11 und Tabelle 4-12 gezeigt. Visuell überprüft sind die Messwerte im Q-Q-Plot und im Anhang dargestellt. Erneut zeigen die visuellen Auswertungen als auch die statistischen Tests, dass die gemessenen Werte normalverteilt sind.

Tabelle 4-11: Ergebnisse des Rosner Ausreißertests und der Normalverteilungstests Shapiro-Wilk und Anderson-Darling- für die Versuchsgruppen ≥ 5 bis < 18 Jahre, ♀ = weiblich, ♂ = männlich, 'p' bedeutet positiv bestanden, '+' bedeutet normal verteilt.

Kind	Rosner	Shapiro-Wilk	Anderson-Darling
♂ mittleres FoV			
Condylion	P	+	+
Gonion	P	+	+
Porion	P	+	+
♀ mittleres FoV			
Condylion	P	+	+
Gonion	P	+	+
Porion	P	+	+
♂ großes FoV			
Condylion	P	+	+
Gonion	P	+	+
Porion	P	+	+
♀ großes FoV			
Condylion	P	+	+
Gonion	P	+	+
Porion	P	+	+

Tabelle 4-12: Ergebnisse des Rosner Ausreißertests und der Normalverteilungstests Shapiro-Wilk und Anderson-Darling für die Versuchsgruppen ≥ 18 bis ≤ 78 Jahre, ♀ = weiblich, ♂ = männlich, 'p' bedeutet positiv bestanden, '+' bedeutet normal verteilt.

Erwachsen	Rosner	Shapiro-Wilk	Anderson-Darling
♂ mittleres FoV			
Condylion	P	+	+
Gonion	P	+	+
Porion	P	+	+
♀ mittleres FoV			
Condylion	P	+	+
Gonion	P	+	+
Porion	P	+	+
♂ großes FoV			
Condylion	P	+	+
Gonion	P	+	+
Porion	P	+	+
♀ großes FoV			
Condylion	P	+	+
Gonion	P	+	+
Porion	P	+	+

4.4 Bezugspunkterfassung unter Verwendung eines Gesichtsscan

Die dorsalen Bezugspunkte konnten zu 100% durch das große FoV und das große FoV plus Gesichtsscan erfasst werden. Die relativen Patientenhäufigkeiten P (s. Kapitel

3.2.5) wurden auch für das mittlere FoV und das mittlere FoV plus Gesichtsscan berechnet (Tabelle 4-13). Ohne Gesichtsscan konnte der Punkt Porion nur für 98 % der Patientinnen unter 18 und für 97 % bei Patientinnen ab 18 erfasst werden. Bei männlichen Patienten waren es sogar nur 97 % bei Patienten unter 18 bzw. 72 % bei erwachsenen Patienten (Tabelle 4-13). Abbildung 4-7 zeigt den Graphen der Normalverteilungsdichtekurve für den Punkt Porion weiblich ≥ 5 bis < 18 Jahre (Kind) im mittleren FoV und Abbildung 4-8 für dieselbe Patientengruppe im mittleren FoV mit Gesichtsscan. Die Graphen für die übrigen Bezugspunkte finden sich im Anhang. Die in den Abbildungen 4-7 und 4-8 dargestellten Ergebnisse sind in Tabelle 4-13 farblich hervorgehoben.

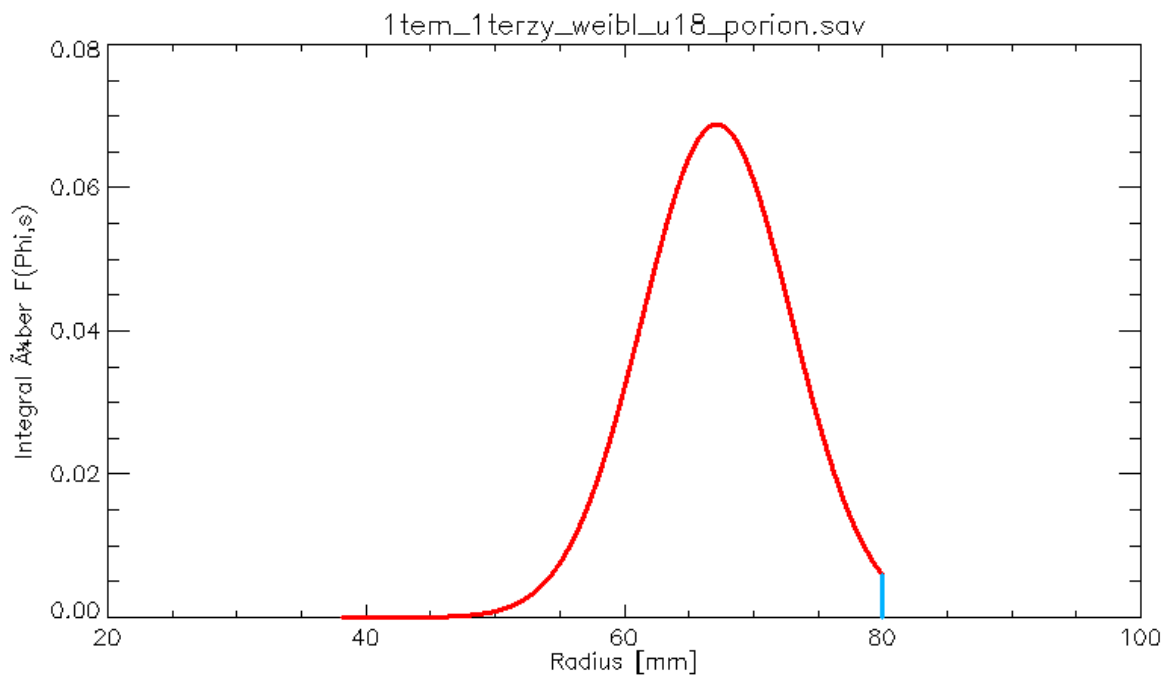


Abbildung 4-7: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktion für Porion, ♀ = weiblich ≥ 5 bis < 18 Jahre im mittleren FoV. Der Verlauf der Kurve ist bei 80 mm (dem Radius des mittleren FoVs) abgeschnitten, d.h. der Bezugspunkt konnte nicht bei allen Patienten innerhalb des Zylinders dargestellt werden.

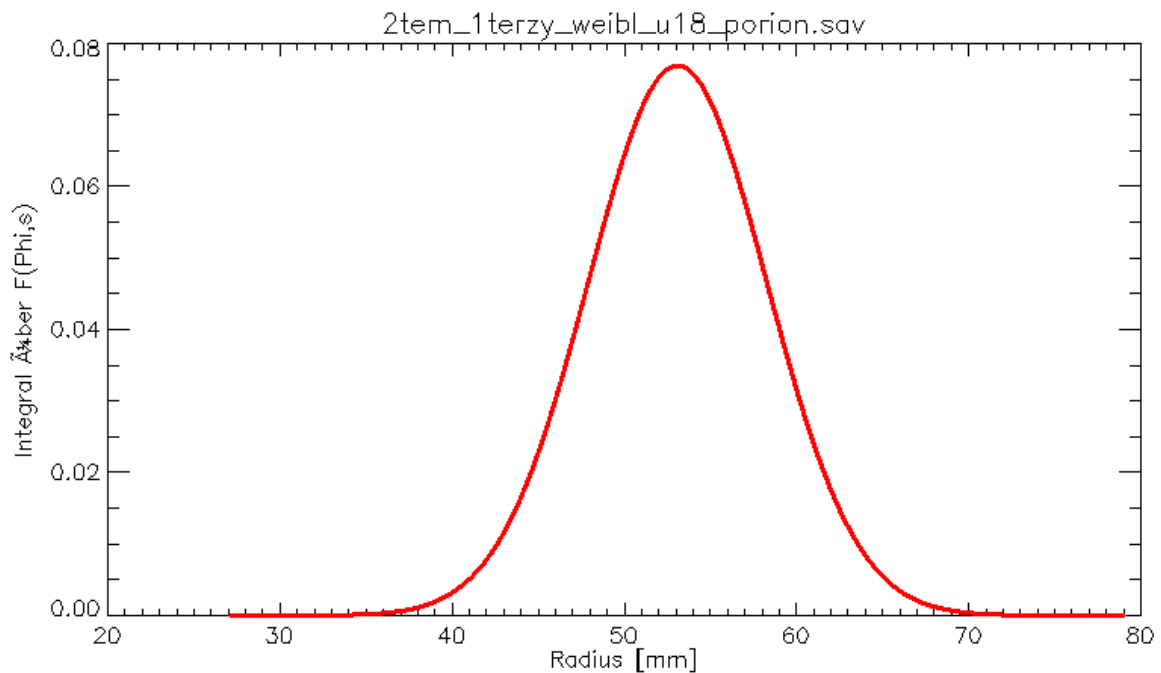


Abbildung 4-8: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktion für Porion, ♀ = weiblich ≥ 5 bis < 18 Jahre im mittleren FoV plus Gesichtsscan. Die Normalverteilungskurve ist in ihrem Verlauf vollständig, d.h. der Bezugspunkt konnte bei allen Patienten innerhalb des Zylinders dargestellt werden.

Tabelle 4-13: Relative Patientenhäufigkeit P in % für ♀ = weiblich Kind ≥ 5 bis < 18 Jahre und Erwachsenen ≥ 18 bis ≤ 78 Jahre für das mittlere FoV und große FoV jeweils plus Gesichtsscan (gerundete Werte).

Patientengruppen	Relative Patientenhäufigkeit in %					
	mittleres FoV			mittleres FoV plus Gesichtsscan		
Bezugspunkte	Cond	Go	Po	Cond	Go	Po
↖ Kind	100	100	97	100	100	100
↖ Erwachsenen	99	100	72	100	100	100
↖♀ Kind	100	100	98	100	100	100
↖♀ Erwachsenen	100	100	97	100	100	99
	großes FoV			großes FoV plus Gesichtsscan		
↖ Kind	100	100	100	100	100	100
↖ Erwachsenen	100	100	100	100	100	100
↖♀ Kind	100	100	100	100	100	100
↖♀ Erwachsenen	100	100	100	100	100	100

Für die verschiedenen FoV-Größen und die dazugehörigen Gesichtsscan (s. Kapitel 3.2.5) wurden Mittelwerte μ und die Standardabweichungen σ für alle erhobenen Bezugspunkte ermittelt und in Tabelle 4-14 und Tabelle 4-15 aufgeführt. Alle graphischen Auswertungen der Bezugspunkte befinden sich im Anhang. In den folgenden Tabellen sind die in der Normalverteilungsdichtekurve präsentierten Ergebnisse farbig markiert. Der mittlere gemessene Abstand des Punktes Porion vom

Mittelpunkt des vermessenen Zylinders liegt im mittleren FoV bei 67,18 mm ± 5,69 mm und im mittleren FoV plus Gesichtsscan bei 53,09 mm ± 4,94 mm (Tabelle 4-14).

Tabelle 4-14: Errechnete Mittelwerte μ und Standardabweichungen σ , ♂ = männlich, ♀ = weiblich, mittleres FoV (16 cm Durchmesser x 16 cm Höhe) und mittleres FoV plus Gesichtsscan für alle Bezugspunkte.

	mittleres FoV		mittleres FoV plus Gesichtsscan	
	σ	μ	σ	μ
♂ Kind				
Condylion	5,27 mm	61,82 mm	5,82 mm	61,53 mm
Gonion	5,49 mm	47,12 mm	5,90 mm	47,31 mm
Porion	6,01 mm	68,06 mm	6,59 mm	63,19 mm
♂ Erwachsen				
Condylion	4,56 mm	69,01 mm	4,83 mm	60,27 mm
Gonion	5,34 mm	54,12 mm	5,10 mm	48,15 mm
Porion	5,24 mm	76,95 mm	5,54 mm	62,13 mm
♀ Kind				
Condylion	5,30 mm	59,62 mm	4,74 mm	53,29 mm
Gonion	5,21 mm	46,29 mm	4,48 mm	43,34 mm
Porion	5,69 mm	67,18 mm	4,94 mm	53,09 mm
♀ Erwachsen				
Condylion	4,05 mm	64,13 mm	5,46 mm	62,48 mm
Gonion	4,86 mm	48,87 mm	5,26 mm	47,97 mm
Porion	4,91 mm	70,71 mm	6,29 mm	65,98 mm

Tabelle 4-15: Errechnete Mittelwerte μ und Standardabweichungen σ , ♂ = männlich, ♀ = weiblich, großes FoV (23 cm Durchmesser x 16 cm Höhe) und großes FoV plus Gesichtsscan für alle Bezugspunkte.

	großes FoV		großes FoV plus Gesichtsscan	
	σ	μ	σ	μ
♂ Kind				
Condylion	4,80 mm	55,06 mm	4,52 mm	64,32 mm
Gonion	4,83 mm	43,79 mm	4,78 mm	60,64 mm
Porion	6,42 mm	54,56 mm	5,42 mm	53,43 mm
♂ Erwachsen				
Condylion	5,59 mm	64,98 mm	4,87 mm	64,70 mm
Gonion	5,79 mm	51,00 mm	5,49 mm	59,85 mm
Porion	5,90 mm	70,55 mm	5,35 mm	55,64 mm
♀ Kind				
Condylion	5,87 mm	59,72 mm	5,87 mm	59,72 mm
Gonion	5,46 mm	47,03 mm	4,98 mm	61,21 mm
Porion	8,25 mm	66,07 mm	8,19 mm	66,12 mm
♀ Erwachsen				
Condylion	4,36 mm	56,47 mm	4,70 mm	64,35 mm
Gonion	4,84 mm	44,89 mm	5,23 mm	60,48 mm
Porion	4,64 mm	56,86 mm	4,79 mm	53,96 mm

Die Ergebnisse des Ausreißertests nach Rosner (s. Kapitel 3.2.5, kein Ausreißer mit „p“ gekennzeichnet) und der zwei Signifikanztests (s. Kapitel 3.2.5, Neutralverteilung mit

„+“ gekennzeichnet) sind in Tabelle 4-16 und Tabelle 4-17 enthalten. Die Ergebnisse wurden im Q-Q-Plot aufgetragen, die Abbildungen dazu finden sich im Anhang. Die Ergebnisse zeigen, dass die Messwerte normalverteilt sind.

Tabelle 4-16: Ergebnisse des Rosner Ausreißertests und der Normalverteilungstests Shapiro-Wilk und Anderson-Darling für das mittlere FoV plus Gesichtsscan, 'p' bedeutet positiv bestanden, '+' bedeutet normal verteilt.

mittleres FoV plus Gesichtsscan	Rosner	Shapiro-Wilk	Anderson-Darling
♂ Kind			
Condylion	P	+	+
Gonion	P	+	+
Porion	P	+	+
♂ Erwachsen			
Condylion	P	+	+
Gonion	P	+	+
Porion	P	+	+
♀ Kind			
Condylion	P	+	+
Gonion	P	+	+
Porion	P	+	+
♀ Erwachsen			
Condylion	P	+	+
Gonion	P	+	+
Porion	P	+	+

Tabelle 4-17: Ergebnisse des Rosner Ausreißertests und der Normalverteilungstests Shapiro-Wilk und Anderson-Darling für das große FoV plus Gesichtsscan, 'p' bedeutet positiv bestanden, '+' bedeutet normal verteilt.

großes FoV plus Gesichtsscan	Rosner	Shapiro-Wilk	Anderson-Darling
♂ Kind			
Condylion	P	+	+
Gonion	P	+	+
Porion	P	+	+
♂ Erwachsen			
Condylion	P	+	+
Gonion	P	+	+
Porion	P	+	+
♀ Kind			
Condylion	P	+	+
Gonion	P	+	+
Porion	P	+	+
♀ Erwachsen			
Condylion	P	+	+
Gonion	P	+	+
Porion	P	+	+

4.5 Bezugspunkterfassung - Vergleich großes FoV und mittleres FoV plus Gesichtsscan

Die Ergebnisse in Tabelle 4-18 zeigen, dass alle betrachteten Bezugspunkte aller Versuchsgruppen zu 100 % vom großen FoV erfasst werden konnten. Im mittleren FoV mit einem zusätzlichen Einsatz eines Gesichtsscans konnten auch alle Bezugspunkte aller Versuchsgruppen dargestellt werden. Eine Ausnahme stellt der Bezugspunkt Porion da. Bei erwachsenen weiblichen Patienten konnte dieser bei 99 % aller Patienten dargestellt werden. Die relativen Patientenhäufigkeiten P (s. Kapitel 3.2.5) wurden für das mittlere FoV plus Gesichtsscan und das große FoV in Tabelle 4-18 angegeben. Die Abbildung 4-9 zeigt den Graphen der Normalverteilungsdichtekurven für den Punkt Gonion weiblich ≥ 18 bis ≤ 78 Jahre (Erwachsen) im mittleren FoV mit Gesichtsscan. Im Vergleich dazu ist in Abbildung 4-10 der entsprechende Graph für den Punkt Gonion weiblich ≥ 18 bis ≤ 78 Jahre (Erwachsen) im großen FoV gezeigt. Die Normalverteilung der gemessenen Werte wurde mit den nachfolgend dargestellten Ergebnissen bestätigt und in Tabelle 4-18 farblich hervorgehoben. Die Graphen für die übrigen Bezugspunkte finden sich im Anhang.

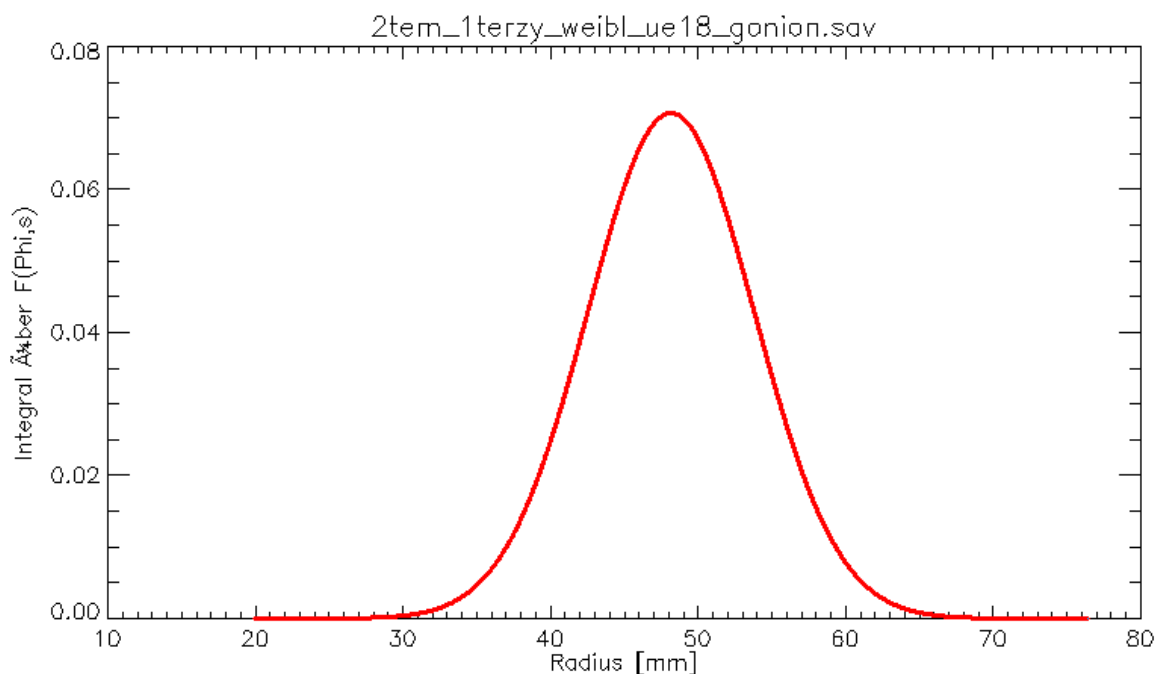


Abbildung 4-9: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktion für Gonion, ♀ = weiblich ≥ 18 bis ≤ 78 Jahre im mittleren FoV plus Gesichtsscan. Die Normalverteilungskurve ist in ihrem Verlauf vollständig, d.h. der Bezugspunkt konnte bei allen Patienten innerhalb des Zylinders dargestellt werden.

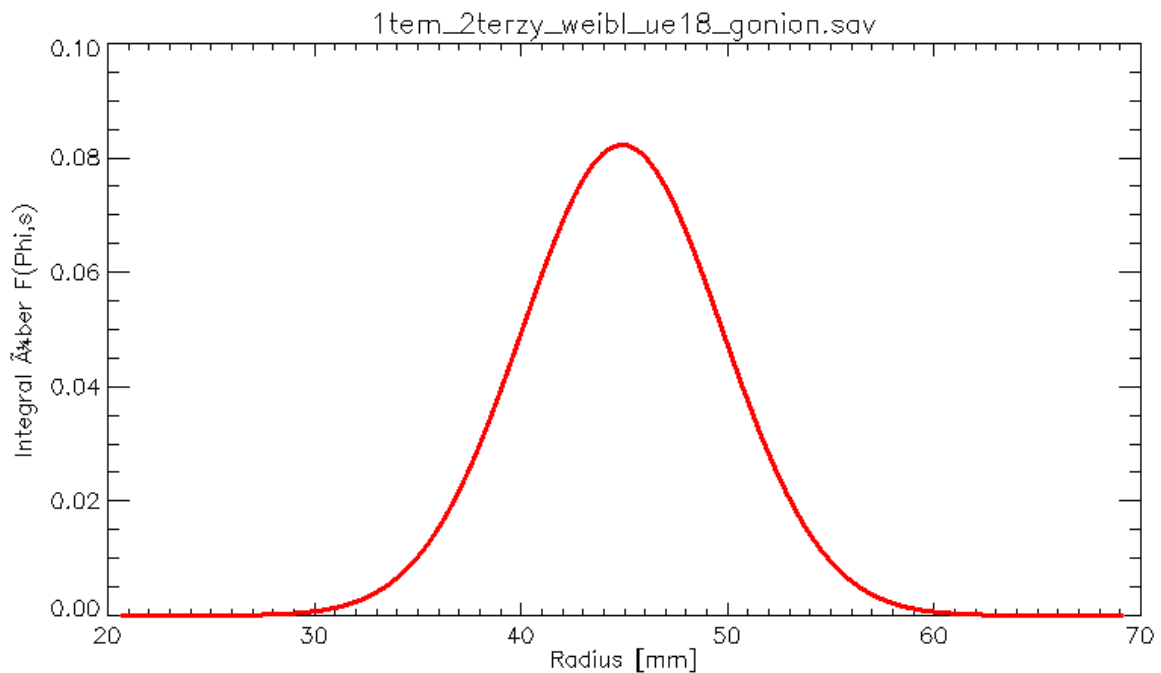


Abbildung 4-10: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktion für Gonion, ♀ = weiblich ≥ 18 bis ≤ 78 Jahre im großen FoV. Die Normalverteilungskurve ist in ihrem Verlauf vollständig, d.h. der Bezugspunkt konnte bei allen Patienten innerhalb des Zylinders dargestellt werden.

Tabelle 4-18: Relative Patientenhäufigkeit P in % für ♀ = männlich/♀ = weiblich ≥ 5 bis < 18 (Kind) und ≥ 18 bis ≤ 78 (Erwachsen) Jahre für mittleres FoV plus Gesichtsscan und großes FoV (gerundete Werte).

Patientengruppen	Relative Patientenhäufigkeit in %					
	mittleres FoV plus Gesichtsscan			großes FoV		
Bezugspunkte	Cond	Go	Po	Cond	Go	Po
♂ Kind	100	100	100	100	100	100
♂ Erwachsen	100	100	100	100	100	100
♀ Kind	100	100	100	100	100	100
♀ Erwachsen	100	100	99	100	100	100

Für den Vergleich mittleres FoV plus Gesichtsscan und großes FoV wurden die Mittelwerte μ und die Standardabweichungen σ für alle Bezugspunkte ermittelt und in Tabelle 4-19 festgehalten. Die graphische Darstellung der Ergebnisse zur Tabelle 4-19 befindet sich im Anhang. Die Ergebnisse der Abbildung 4-9 und Abbildung 4-10 sind in der Tabelle 4-19 farbig hervorgehoben.

Tabelle 4-19: Errechnete Mittelwerte μ und Standardabweichungen σ , ♂ = männlich, ♀ = weiblich, mittleres FoV plus Gesichtsscan und großes FoV für alle Bezugspunkte.

	mittleres FoV plus Gesichtsscan		großes FoV	
	σ	μ	σ	μ
♂ Kind				
Condylion	5,82 mm	61,53 mm	4,80 mm	55,06 mm
Gonion	5,90 mm	47,31 mm	4,83 mm	43,79 mm
Porion	6,59 mm	63,19 mm	6,42 mm	54,56 mm
♂ Erwachsenen				
Condylion	4,83 mm	60,27 mm	5,59 mm	64,98 mm
Gonion	5,10 mm	48,15 mm	5,79 mm	51,00 mm
Porion	5,54 mm	62,13 mm	5,90 mm	70,55 mm
♀ Kind				
Condylion	4,74 mm	53,29 mm	5,87 mm	59,72 mm
Gonion	4,48 mm	43,34 mm	5,46 mm	47,03 mm
Porion	4,94 mm	53,09 mm	8,25 mm	66,07 mm
♀ Erwachsenen				
Condylion	5,46 mm	53,18 mm	4,36 mm	56,47 mm
Gonion	5,26 mm	43,34 mm	4,84 mm	44,89 mm
Porion	6,29 mm	53,09 mm	4,64 mm	56,86 mm

In Tabelle 4-17 (großes FoV, s. Kapitel 4.5) und Tabelle 4-16 (mittleres FoV plus FS, s. Kapitel 4.5) sind die Ergebnisse des Ausreißertests und der zwei Signifikanztests Shapiro-Wilk und Anderson-Darling festgehalten. Diese wurden erneut graphisch in Q-Q-Plots überprüft (s. Anhang). Diese Ergebnisse belegen, dass die Messwerte normalverteilt sind.

4.6 Bezugspunkterfassung und 4. Halswirbel bei einem mittleren FoV

Für männliche und weibliche Patienten unter 18 Jahren kann der 4. Halswirbel im mittleren FoV mit und ohne Gesichtsscan zu 100 % erfasst werden. Die errechneten Ergebnisse der Patientenhäufigkeit P (s. Kapitel 3.2.5) für die beiden Versuchsgruppen des 4. Halswirbels sind in Tabelle 4-20 protokolliert. In den Normalverteilungsdichtegraphen wurden die Ergebnisse für die Versuchsgruppe der weiblichen Kinder im mittleren FoV mit und ohne Gesichtsscan visualisiert (s. Anhang). Die Normalverteilungsdichtekurven sind im Radius des mittleren FoV ($r = 80$ mm) komplett darstellbar.

Tabelle 4-20: Relative Patientenhäufigkeit in % für den 4. Halswirbel im mittleren FoV und im mittleren FoV + FS, ♂ = männlich und ♀ = weiblich ≥ 5 bis < 18 Jahre (gerundete Werte).

4. Halswirbel, relative Patientenhäufigkeit in %			
♂ Kind		♀ Kind	
mittleres FoV	mittleres FoV + FS	mittleres FoV	mittleres FoV + FS
100	100	100	100

Für die Messergebnisse des 4. Halswirbels im mittleren FoV mit und ohne Gesichtsscan der weiblichen und männlichen Kinder (s. Kapitel 3.2.5) wurden der Mittelwert μ und die Standardabweichung σ ermittelt (s. Tabelle 4-21). Bei weiblichen Kindern beträgt der mittlere Abstand des 4. Halswirbels vom Mittelpunkt ausgehend 34,49 mm \pm 10,23 mm. Bei zusätzlichem Einsatz eines Gesichtsscan lag der mittlere Abstand des 4. Halswirbels vom Mittelpunkt aus bei 10,37 mm \pm 7,21 mm. Für männliche Patienten lagen die gemessenen Werte ohne Gesichtsscan bei 34,26 mm \pm 10,78 mm und mit Gesichtsscan bei 31,60 mm \pm 13,75 mm. Die Ergebnisse für die Versuchsgruppen im mittleren FoV mit und ohne Gesichtsscan sind in Tabelle 4-21 angezeigt. Die Punktdiagramme, welche diese Ergebnisse visualisieren befinden sich im Anhang.

Tabelle 4-21: Errechnete Mittelwerte μ und Standardabweichungen σ , ♂ = männlich, ♀ = weiblich für den Bezugspunkt 4. Halswirbel.

4. Halswirbel							
♂ Kind				♀ Kind			
mittleres FoV		mittleres FoV + FS		mittleres FoV		mittleres FoV + FS	
μ	σ	μ	σ	μ	σ	μ	σ
34,26	10,78	31,60	13,75	34,49	10,23	10,37	7,21
mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm	mm

Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die erwarteten Werte im Q-Q-Plot zeigt, dass die gemessenen Werte normalverteilt sind. Dies bestätigen die Ergebnisse des Shapiro-Wilk-Tests (Tabelle 4-22) und des Anderson-Darling-Tests für das mittlere FoV ohne und das mittlere FoV mit Gesichtsscan. Die Ergebnisse des Ausreißertests nach Rosner sind in Tabelle 4-22 präsentiert. Die Ergebnisse der Prüfung auf Normalverteilung nach Shapiro-Wilk und Anderson-Darling werden dort ebenfalls angegeben. Um die Prüfung auf Normalverteilung zu visualisieren, wurde für alle Versuchsanordnungen der Q-Q-Plot erstellt. Die Q-Q-Plots zu diesem Kapitelabschnitt sind im Anhang 7.6.13 zu finden.

Tabelle 4-22: Ergebnisse des Rosner Ausreißertests und der Normalverteilungstests Shapiro-Wilk und Anderson-Darling für mittleres FoV (16 cm Durchmesser x 16 cm Höhe) und mittleres FoV mit FS (23 cm Durchmesser x 16 cm Höhe), 'p' bedeutet positiv bestanden, '+' bedeutet normal verteilt.

4. Halswirbel					
mittleres FoV			mittleres FoV + FS		
Rosner	Shapiro-Wilk	Anderson-Darling	Rosner	Shapiro-Wilk	Anderson-Darling
♂ Kind					
P	+	+	P	+	+
♀ Kind					
P	+	+	P	+	+

4.7 Messunsicherheit

Bei der Vermessung der Röntgenbilder ist die systematische Unsicherheit durch die maximal erreichbare Auflösung des Bildschirms gegeben. Verwendet wurde ein 22“-Monitor mit einer Auflösung von (1920 x 1080) Pixeln. Daraus errechnete sich eine maximale Auflösung von $\Delta x = 0,25$ mm. Das gilt für jede Raumrichtung, d.h. $\Delta x = \Delta y = \Delta h$. Die in Kapitel 3.2.5 dargestellte grundlegende Formel 3-10 für die Mantelfläche eines Zylinders wird partiell differenziert

$$\frac{\partial r}{\partial x} = \frac{\partial}{\partial x} \sqrt{x^2 + y^2} = \frac{x}{\sqrt{x^2 + y^2}} = \frac{x}{r} \quad \text{Formel 4-1}$$

$$\frac{\partial r}{\partial y} = \frac{\partial}{\partial y} \sqrt{x^2 + y^2} = \frac{y}{\sqrt{x^2 + y^2}} = \frac{y}{r} \quad \text{Formel 4-2.}$$

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

$$u_{\text{sys}}(r) = \sqrt{\left(\frac{x}{r} \cdot \Delta x\right)^2 + \left(\frac{y}{r} \cdot \Delta y\right)^2} \quad \text{Formel 4-3.}$$

Für $x = y = r$ ergibt (4.3) den Maximalwert von $u_{\text{sys}}(r) = 0,36$ mm an, während für $u_{\text{sys}}(h) = 0,25$ mm gilt. Die zufälligen Unsicherheiten der Messungen ergeben sich aus der Bestimmung der horizontalen und vertikalen Kalibrierwerte für eine repräsentative Strecke von 160 mm (hor.) bzw. 219 mm (vert.) sowie der Positionierung des Cursors. Zur Bestimmung dieser Anteile wurden die Abstände zum Koordinatenursprung des Bildes in Pixeln mit der verwendeten Software gemessen. Die erhaltenen Werte x_i (Tabelle 4-23) unterliegen der Gauß'schen Normalverteilung, bestimmt durch Mittelwert

μ und die Standardabweichung σ . Einen Schätzer s für die Standardabweichung ergibt demnach die folgende Gleichung:

$$s = \sqrt{\frac{1}{n-1} \cdot \sum_{i=1}^n (x_i - \mu)^2} \quad \text{Formel 4-4.}$$

Es folgt daraus die Unsicherheit des Mittelwertes der Messungen

$$u = \frac{s}{\sqrt{n}} \quad \text{Formel 4-5.}$$

Tabelle 4-23: Experimentell bei der Kalibrierung gewonnene Werte für die Unsicherheiten.

	Mittelwert [Pixel]	s [Pixel]	u [Pixel]	u [mm]
horizontale Kalibrierung	408,85	0,59	0,05	0,01
vertikale Kalibrierung	410,91	0,39	0,04	0,01
Positionierung des Cursors	1192,53	0,42	0,04	0,01

Wie anhand der Formeln 3-3 bis 3-8 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

$$u_{\text{zuf,Kalibrierung}}(r) = \sqrt{\left(\frac{x}{r} \cdot u(x)\right)^2 + \left(\frac{y}{r} \cdot u(y)\right)^2} \quad \text{Formel 4-6.}$$

Im Sinne einer konservativen Abschätzung wird in Formel 4-6 wiederum $x = y = r$ gesetzt. Damit ergibt sich $u_{\text{zuf,Kalibrierung}}(r) = 0,02$ mm. Berücksichtigt man zusätzlich die Positioniergenauigkeit des Cursors ergibt sich $u_{\text{zuf}}(r) = 0,03$ mm. Die Addition der Ergebnisse der Formeln 4-3 und 4-6 liefert das Gesamtunsicherheitsbudget $u_{\text{ges}}(r)$, welches durch den Beitrag der systematischen Unsicherheit dominiert wird. Multipliziert man $u_{\text{ges}}(r)$ mit $k = 2$ dem Vertrauensniveau, erhält man die maximale Abweichung vom Mittelwert, die repräsentativ für 95 % aller an den Röntgenbildern gemessenen Werte ist, zu $u_{\text{ges}}(r) = 0,78$ mm. Für die Unsicherheit der Messung der Höhe folgt analog $u_{\text{ges}}(h) = 0,56$ mm.

Für die Messunsicherheit der Patientenhäufigkeit wurde bei der Integration über die Dichtefunktion der Normalverteilung zum oberen Grenzwert die Messunsicherheit der

Längenmessung einmal addiert und einmal subtrahiert. Die Integrale liefern so einen minimalen bzw. maximalen Wert für die Patientenhäufigkeit, sofern diese nicht schon 100 % beträgt. Die maximale Abweichung wird, im Sinne einer konservativen Abschätzung, als Messunsicherheit für die jeweilige Patientenhäufigkeit angenommen.

5. Diskussion

Die dreidimensionale Darstellung anatomischer Strukturen durch ein digitales Volumentomogramm findet vermehrt Einsatz in den verschiedenen Fachdisziplinen der Zahnmedizin [Dula 2008]. Diese Art der Darstellung bietet dem Behandler erheblich mehr diagnostische Information und somit eine verbesserte Möglichkeit der Behandlungsplanung gegenüber der konventionellen zweidimensionalen Darstellung [Grünheid et al. 2012]. Bei der Lokalisation impaktierter Zähne, der Einschätzung von Knochenangebot und Zahnbestand sowie der umfangreichen Therapieplanung bei kraniofazialen Anomalien profitiert auch der Kieferorthopäde vom Einsatz des digitalen Volumentomogramms. Aus den Volumendaten können ein OPTG sowie ein FRS, grundlegend für die kieferorthopädische Diagnostik, generiert werden. Eine zusätzliche Strahlenexposition kann so vermieden werden [Müssig et al. 2005]. Aufgrund reduzierter Projektions- und Überlagerungseffekte zeigt sich eine neue diagnostische Qualität beim Einsatz der Volumendaten zur Erstellung einer kephalometrischen Analyse [Holberg & Rudzki-Janson 2007]. Es ist erforderlich, weiter an der Entwicklung von dreidimensionalen Analyseverfahren zu arbeiten, denn die ursprünglichen kephalometrischen Methoden für ein median-sagittales Schnittbild lassen sich nicht auf die dreidimensionale Darstellung übertragen [Lichtenfeld 2014].

Beim Einsatz aller radiologischen Bildgewinnungsvarianten muss darauf geachtet werden, die Strahlenbelastung für den Patienten so gering wie möglich zu halten. Es gilt das ALARA-Prinzip: *as low as reasonably achievable* [ICRP 2009]. Die Strahlenbelastung für einen Patienten durch einen DVT-Scan ist gebunden an das eingesetzte Gerätemodell, die Wahl der Größe des Field of View, den Röhrenstrom und die Röhrenspannung sowie die Expositionszeit [Kamp et al. 2007]. Um ein digitales Volumentomogramm für die kieferorthopädische Diagnostik ausreichend nutzen zu können, auch für eine kephalometrische Analyse, muss der Behandler in vielen Fällen ein großes FoV wählen. Nur mit dieser Einstellung können alle knöchernen Bezugspunkte und dazugehörigen Weichteilpunkte erfasst werden. Basierend auf der Idee, ein zylindrisches FoV mit einem strahlungsfreien Gesichtsscan zu kombinieren, wurde die vorliegende Arbeit durchgeführt. Es galt die Fragestellung zu beantworten, ob ein mittleres FoV in Kombination mit einem Gesichtsscan ausreichend ist, um alle kephalometrischen Messpunkte zu erfassen. So soll bei gleichem Informationsgewinn die Strahlungsbelastung für den Patienten minimiert und die Wirtschaftlichkeit optimiert

werden. Ferner sollte geprüft werden, ob bei Patienten unter 18 Jahren die Kombination mittleres FoV mit Gesichtsscan die Darstellung der ersten vier Halswirbelkörper zur Ermittlung der skelettalen Reife ermöglicht.

5.1 Diskussion der Methoden

Im Rahmen dieser Arbeit wurden 1000 Patientendatensätze ausgewertet. Ausgewählt wurden die Volumetomogramme von 251 weiblichen und 249 männlichen Patienten unter 18 Jahren sowie von 301 weiblichen und 199 männlichen Patienten über 18 Jahren. Das Bildmaterial für diese retrospektive Studie stammt aus den archivierten Datenbeständen von mehr als 15.000 Patientendatensätzen des 3D-Röntgeninstitutes MESANTIS® Berlin. Basierend auf dem großen Ausgangsvolumen der Daten konnte eine repräsentative Patientenzahl für diese Arbeit anhand der beschriebenen Kriterien ausgewählt werden. Rasch beschrieb 2009 die notwendigen Abmessungen des FoV für die Kieferorthopädie. Sie bewertete die meisten auf dem Markt erhältlichen Volumetomographen als ungeeignet für den Einsatz bei kieferorthopädischen Fragestellungen. Die Ergebnisse ihrer Arbeit basierten jedoch auf einem Kollektiv von unter 100 Patienten. Sie selbst bewertete die Aussagekraft der Ergebnisse ihrer Arbeit als gering [Rasch 2009]. Der Nachweis der Normalverteilung der Ergebnisse hätte zwar zeigen können, dass auch dieses Patientenkollektiv ausreichend gewesen wäre; dieser Ansatz wurde allerdings nicht verfolgt.

Die dreidimensionalen Aufnahmen, welche für die vorliegende Arbeit verwendet wurden, entstanden aufgrund einer zuvor medizinisch gestellten Indikation. Die Erfassung stand also nicht im Zusammenhang mit der vorliegenden Arbeit. Kein Patient wurde einer zusätzlichen Strahlenexposition ausgesetzt. Das Patientenkollektiv wurde nach zuvor definierten Kriterien ausgewählt. In der Studie wurden nur Daten von Patienten verwendet, die keine offensichtlichen kraniofazialen Deformationen oder Asymmetrien aufwiesen. Es wurden nur Volumenaufnahmen verwendet, auf denen alle zuvor definierten kephalometrischen Bezugspunkte (s. Tabelle 3-1) eindeutig zugeordnet werden konnten. Des Weiteren wurde auf ein geschlechtlich ausgewogenes Verhältnis des Patientenkollektivs geachtet. Die zuvor definierten Altersgruppen sollten ebenfalls gleich stark vertreten sein. Bei der Gruppe (s. Tabelle 3-2) männliche Erwachsene war dies nur eingeschränkt möglich, da in dieser selten Datensätze vorlagen, auf denen die Nasenspitze mit abgebildet wurde. Die eindeutige Zuordnung dieses Bezugspunktes gehörte jedoch zu den eingangs definierten Kriterien zur

Auswahl des Kollektivs. Somit stehen in der Versuchsgruppe „Erwachsene“ 199 männliche 301 weiblichen Patientendatensätzen gegenüber. Der potentielle Einwand, die Ergebnisse dieser Studie seien bedingt durch ungleiche Verteilung der Versuchsgruppen nicht aussagekräftig, kann aufgrund des Nachweises der Normalverteilung ausgeschlossen werden. Bei den beiden Versuchsgruppen männlich und weiblich unter 18 Jahren wurde nach Volumenaufnahmen gesucht, die neben den definierten Bezugspunkten den 4. Halswirbel vollständig abbildeten. Jede Volumenaufnahme, bei der nicht alle definierten Bezugspunkte eindeutig abgebildet oder zugeordnet werden konnten, wurden aus der Studie ausgeschlossen. Ursache für das Fehlen von Bezugspunkten ist meist der Einsatz eines zu kleinen FoV. Die Wahl des FoVs ist abhängig von der Rol, diese legt wiederum der Behandler je nach Indikation fest [Hedesiu et al. 2012]. Eine weitere Ursache für das Fehlen von Bezugspunkten auf einem DVT ist eine ungeeignete Positionierung des Patienten im Volumentomographen. Als Verbesserung der Technik schlägt Lichtenfeld (2014) die computergestützte Patientenpositionierung vor [Lichtenfeld 2014]. Sollte jedoch die Entwicklung der dreidimensionalen kephalometrischen Analysemethoden fortschreiten, würde laut Bayome die Patientenposition eine untergeordnete Rolle spielen, da alle Bezugspunkte in den drei Raumebenen dargestellt werden und somit eine Zuordnung zueinander erlauben [Bayome et al. 2013]. Die ausgewählten Patientendaten wurden anonymisiert. Die Auswertung und Gewinnung der Messergebnisse fand anhand der zuvor in der „Sectionview“ erstellten festgelegten Schnittbilder der ursprünglichen Volumendaten statt. Damit waren Projektions- und Überlagerungsfehler der Schnittbilder auszuschließen [Kopp 2011, Holberg & Rudzki-Janson 2007]. Rasch, die sich mit ähnlichen Fragestellungen beschäftigte, gewann ihre Messergebnisse anhand von zweidimensionalen Röntgenbildern [Rasch 2009]. Bei der Messung von Werten anhand von FRS und OPTG ist der systematische Fehler durch Projektion und Überlagerung zu berücksichtigen. Des Weiteren gibt es einen nicht vermeidbaren mittleren Fehler bei der Streckenbestimmung im FRS oder OPTG [Gribel et al. 2011, Holberg & Rudzki-Janson 2007]. Für die Gesamtheit aller Messwerte der Bezugspunkte Porion, Gonion und Condylion beidseits sowie des 4. Halswirbels wurden für alle Patientengruppen in den jeweiligen Versuchsanordnungen die Normalverteilung nachgewiesen und Mittelwerte und Standardabweichungen bestimmt. Um mit Hilfe der statistischen Methoden die Aussagekraft dieser Arbeit zu stärken, wurde zunächst der Mehrfachausreißertest nach Rosner [Engineering Statistic Handbook 2012] durchgeführt. Es folgte eine visuelle Prüfung der Daten in einem Q-Q-Plot sowie

Signifikanztests nach Shapiro-Wilk [Shapiro et al. 1965] und Anderson-Darling [Anderson et al. 1952] an jeweils 6 zufällig ohne Wiederholung gezogenen Stichproben à 50 Messwerten. Dabei konnte ausnahmslos gezeigt werden, dass alle gewonnenen Messwerte der Gauß'schen Normalverteilung unterliegen. Die Signifikanztests Shapiro-Wilk und Anderson-Darling zeichnen sich durch eine hohe Teststärke aus [Stephens 1974]. Unterliegen die Messwerte einer Normalverteilung, dann ist davon auszugehen, dass a) keine Messfehler vorliegen, b) die Anzahl der gemessenen Werte repräsentativ für ein natürliches Kollektiv ist und c) im Weiteren die Untersuchung mit den gewonnenen Mittelwerten und Standardabweichungen durchgeführt werden kann. Letzteres ist ein Alleinstellungsmerkmal dieser Arbeit.

5.2 Diskussion der Ergebnisse

Die Strahlenbelastung für einen Patienten ist unter anderem abhängig von dem verwendeten FoV. Die Abmessungen des FoV werden wiederum durch die Rol bestimmt [Wojtunik 2012]. Das wissenschaftliche Bestreben vieler Arbeiten [Rasch 2009, Krause 2013, Lichtenfeld 2014] liegt darin, das möglichst kleinste FoV zu finden, welches die gefragte Rol erfasst. Die Rol in dieser Arbeit schließt alle für eine kephalometrische Analyse notwendigen Bezugspunkte ein. Werden jedoch kephalometrische Weichteilpunkte durch einen Weichteilscan erfasst, lässt sich das FoV nach dorsal verschieben. Wie weit das FoV nach dorsal verschoben werden kann, ist von dem Volumen der Weichteile abhängig. Bei dieser Versuchsanordnung stellte sich die Frage, ob das eingesetzte FoV mehr dorsale Referenzpunkte erfassen kann. Des Weiteren galt es zu überlegen, ob durch die Kombination des Gesichtsscans mit dem FoV ein verkleinertes FoV ausreichend ist, um alle kephalometrischen Messpunkte zu erfassen. Vor diesem Hintergrund werden die Ergebnisse dieser Arbeit im Folgenden kritisch betrachtet. Tabelle 5-1 verschafft einen Überblick über die aussagekräftigen Ergebnisse der Messungen dieser Arbeit. Vermessen und ausgewertet wurden die Bezugspunkte Gonion, Porion und Condylion beidseits. Die visuelle Darstellung der Ergebnisse wurde jedoch auf die Betrachtung des Punktes Porion beschränkt. Dies ist der dorsalste Bezugspunkt dieser Versuchsanordnung und hat damit die höchste Aussagekraft.

Tabelle 5-1: Relative Patientenhäufigkeit in % für den Bezugspunkt Porion, die Versuchsanordnungen mittleres FoV und großes FoV, und jeweils Gesichtsscan.

relative Patientenhäufigkeit in % für den Punkt Porion		
Patientengruppen	Mittleres FoV	Mittleres FoV plus Gesichtsscan
♂ Kind	97	100
♂ Erwachsen	72	100
♀ Kind	98	100
♀ Erwachsen	97	99
	Großes FoV	Großes FoV plus Gesichtsscan
♂ Kind	100	100
♂ Erwachsen	100	100
♀ Kind	100	100
♀ Erwachsen	100	100

5.2.1 Bezugspunkterfassung für verschiedene FoV-Größen

Hypothese 1 geht davon aus, dass ein großes zylindrisches FoV (16 cm Durchmesser x 23 cm Höhe) signifikant mehr dorsale kephalometrische Bezugspunkte erfasst als ein mittleres zylindrisches FoV (16 cm Durchmesser x 16 cm Höhe). Um beide FoV-Größen vergleichen zu können, musste der jeweilige Zylinder die mesialen Bezugspunkte erfassen und es wurde geprüft, wie viele dorsale Bezugspunkte (Condylion, Gonion, Porion) erfasst werden konnten. In Kapitel 4.1 werden die Resultate zum Erfassungsvolumen der verschiedenen FoV-Größen anhand erfasster dorsaler Referenzpunkte dargestellt. Es wurden die dorsalen Referenzpunkte Porion, Gonion und Condylion jeweils beidseits betrachtet und ausgewertet. Bei der Vermessung der Patientendatensätze wurde darauf geachtet, dass im Axialschnitt die Nasenspitze und beide Condylen im FoV lagen. Die Ergebnisse wurden graphisch und mathematisch aufgearbeitet. Es konnte gezeigt werden, dass mit dem Einsatz des großen FoV versuchsgruppenunabhängig 100 % aller zuvor festgelegten kephalometrischen Bezugspunkte erfasst wurden. Im mittleren FoV hingegen konnte der am weitesten dorsal liegende Punkt Porion nicht immer erfasst werden. Bei Kindern lag der Punkt noch i.d.R. im Erfassungsbereich (97 % bei männlichen, 98 % bei weiblichen Patienten), bei erwachsenen Frauen auch (97 %), aber bei Männern konnte der Punkt bei knapp 1/3 der Patienten nicht erfasst werden. Die Eingangshypothese kann also bestätigt werden. Das große zylindrische FoV ist für eine kephalometrische Analyse also insofern geeigneter als ein mittleres zylindrisches FoV, als mit Sicherheit bei allen Patienten alle Bezugspunkte erfasst werden können. Ziel dieser Arbeit war es nicht, wie

in vergleichbaren Arbeiten [Rasch 2009, Krause 2013] eine individuelle FoV-Abmessung zu finden, sondern es wurde mit den gängigen Abmessungen der am Markt vorhandenen Volumentomographen (zum Beispiel: 3D eXam[®]-System der Firma KaVo) gearbeitet. Rasch betrachtete neben dem zylindrischen FoV auch das sphärische FoV, u. a. speziell für die kieferorthopädische Indikation. Sie bewertete das zylindrische FoV gegenüber dem sphärischen FoV als überlegen, da sich die Abmessungen des zylindrischen FoVs besser den anatomischen Bedingungen anpassen [Rasch 2009]. Krause konnte zeigen, dass mit den Abmessungen 17 cm Durchmesser x 23 cm Höhe eine vollständige alters- und geschlechtsunabhängige Erfassung der kieferorthopädischen Rol möglich ist [Krause 2013]. Diese Ergebnisse stehen in Einklang mit den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit. Das mittlere FoV von 16 cm Durchmesser x 23 cm Höhe beinhaltet zwar einen großen Teil der kephalometrischen Bezugspunkte, ist aber nicht als Einstellung geeignet, um die Punkte bei 100 % der Patienten zu erfassen. Krause konnte zeigen, dass bereits 10 mm mehr im Durchmesser dies allerdings ermöglichen.

5.2.2 Bezugspunkterfassung in Abhängigkeit vom Geschlecht

Mit Hypothese 2 wurde untersucht, ob die Anzahl der erfassbaren kephalometrischen Bezugspunkte signifikant vom Geschlecht der Patienten abhängt. Die Untersuchungsergebnisse wurden in Kapitel 4.2 dargestellt. Die Ergebnisse zu den am weitesten dorsal liegenden Bezugspunkten Porion, Gonion und Condylion beidseits sind geschlechtsspezifisch in Tabelle 4-5 präsentiert. Beim Einsatz des großen FoV konnten geschlechtsunabhängig alle genannten Bezugspunkte erfasst werden. Dieses Resultat überrascht nicht, denn wie schon erwähnt, konnte Krause eine geschlechtsunabhängige Erfassung der kieferorthopädischen Rol bei den geometrischen Abmessungen des FoV von 17 cm Durchmesser x 23 cm Höhe, also einem mittleren FoV mit einem um 10 mm vergrößerten Durchmesser, nachweisen [Krause 2013].

Zur Beurteilung der Ergebnisse im mittleren FoV soll der Bezugspunkt Porion genauer betrachtet werden. Das Auffinden des Referenzpunktes Porion war bei den männlichen Versuchsgruppen seltener möglich als bei den weiblichen. Während bei weiblichen Patienten und männlichen Patienten unter 18 Jahren der Punkt bei ≥ 97 % der Patienten im mittleren FoV darstellbar war, war dies bei den Männern nur in 72 % der Fälle möglich. Mutmaßlich ist das männliche Weichteilprofil stärker ausgeprägt als das

weibliche. Erwachsene Patienten männlichen Geschlechts benötigen bei kieferorthopädischen / kephalometrischen Fragestellungen ein großes Abbildungsvolumen. Jüngste Studien von Krause und Lichtenfeld bestätigen das und empfehlen bei Patienten männlichen Geschlechts die Verwendung eines großen FoVs [Krause 2013, Lichtenfeld 2014]. Hypothese 2 wurde also bestätigt, der Anteil der erfassbaren Bezugspunkte ist signifikant vom Geschlecht abhängig.

5.2.3 Bezugspunkterfassung in Abhängigkeit vom Alter

Hypothese 3 überprüft, ob die Anzahl der möglichen erfassbaren Bezugspunkte an das Alter der Patienten gebunden ist. Der Fokus wird erneut auf die Betrachtung des dorsalsten Bezugspunktes Porion gelegt. Unsere Daten zeigen (vgl. Kapitel 4.3), dass beim Einsatz des großen FoV der Punkt Porion altersunabhängig erfasst werden kann. Jedoch zielt die Fragestellung der vorliegenden Arbeit darauf ab, inwieweit das Abbildungsvolumen zugunsten der Minderung der Strahlenbelastung für den Patienten verkleinert werden kann. Interessant ist deshalb die altersabhängige Betrachtung der Bezugspunkterfassung im mittleren FoV. Tabelle 4-9 zeigt, dass der Bezugspunkt Porion bei Patienten unter 18 Jahren, wie schon in Kap. 5.2.2 erläutert, nicht zu 100 % erfasst werden kann. Am geringsten ist die Häufigkeit der erfassten Bezugspunkte Porion für männliche Patienten über 18 Jahren mit 72 %.

Interessant für die Interpretation dieser Ergebnisse sind die Schlussfolgerungen von Lichtenfeld. Er schlägt eine weitere Untergliederung der Patientengruppe unter 18 Jahren vor. Dies begründet er mit einem deutlichen vorpubertären Wachstumsschub des Kopfes, der bis zum Erwachsenenalter anhält. Des Weiteren schlägt er eine geschlechtsspezifische Untergliederung der Altersgrenzen vor, da der Pubertätseintritt und das damit verbundene Wachstum geschlechtsspezifisch ist [Lichtenfeld 2014].

Rasch hat in ihrer Arbeit den Grundgedanken des altersabhängigen pubertären Wachstums berücksichtigt. In Anlehnung an die Studie von Björk [Björk et al. 1967] definiert sie die Versuchsgruppe der Kinder als Patienten bis 15 Jahre. Die Versuchsgruppe der erwachsenen Patienten beginnt ab dem Alter von 15 Jahren. Der Gedanke des geschlechtsspezifischen pubertären Wachstumsschubs, wie ihn Lichtenfeld benennt, fand bei ihr keine Berücksichtigung [Rasch 2009]. Ein Vergleich der Studienergebnisse ist aufgrund der altersspezifischen Unterschiede kompliziert.

Hypothese 3 konnte also durch die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit bestätigt werden. Die Anzahl der erfassbaren kephalometrischen Bezugspunkte hängt

nachweislich vom Alter der Patienten ab. Die Ergebnisse von Lichtenfeld und Rasch bestätigen dies.

5.2.4 Bezugspunkterfassung unter Verwendung eines Gesichtsscan

Hypothese 4 prüft, ob der kombinierte Einsatz eines Gesichtsscan zusätzlich zum mittleren und großen zylindrischen FoV bei beiden Geschlechtern und beiden Altersgruppen zu einem signifikanten Zugewinn an dorsalen Messpunkten für eine kephalometrische Analyse führt. Die mesialen Weichteilpunkte werden durch den strahlungsfreien Gesichtsscan erfasst. Folglich ist es möglich, das FoV um das Weichteilprofil des Patienten nach dorsal zu verschieben. Damit ist zu erwarten, dass der Anteil an Patienten, bei denen dorsale Bezugspunkte im FoV erfasst werden können, signifikant ansteigt. Die Ergebnisse der Messungen sind in

Tabelle 4-13 angegeben. Wie Kapitel 5.2.1 erläutert, ist ein großes Abbildungsvolumen in 100 % der Fälle ausreichend, um alle mesialen und dorsalen Bezugspunkte einer kephalometrischen Analyse in allen Versuchsgruppen zu erfassen. Dieses Ergebnis ist alters- und geschlechtsunabhängig, wie in Kapitel 5.2.2 und 5.2.3 erklärt. Der zusätzliche Einsatz eines Gesichtsscans konnte daher im Versuchsaufbau großes FoV plus Gesichtsscan zu keiner weiteren Verbesserung der Resultate führen. Durch den kombinierten Einsatz eines Gesichtsscan zu einem mittleren FoV konnte der dorsale Bezugspunkt Porion signifikant häufiger erfasst werden. In der Versuchsgruppe der weiblichen Patienten unter und über 18 Jahren konnte eine 100 %ige Häufigkeit für das Erfassen des dorsalen Bezugspunktes Porion innerhalb des mittleren FoV nachgewiesen werden. Das gleiche Ergebnis ist bei den männlichen Patienten unter 18 Jahren zu verzeichnen. Bedingt durch die Verlagerung des mittleren FoV nach dorsal, also um die im Gesichtsscan dargestellte Weichteilprofilstärke des Patienten, liegen nun alle dorsalen Bezugspunkte im FoV. So kann auch der dorsale Bezugspunkt Porion fast immer zu 100 % erfasst werden. Lediglich in der Patientengruppe männlich über 18 Jahren ist zwar ein Zuwachs für das Auffinden des Punktes Porion im mittleren FoV zu verzeichnen, der Punkt kann aber nur in 99 % der Fälle ermittelt werden. Ursache für dieses Ergebnis ist vermutlich die ausgeprägte männliche Weichteilprofilstärke im Gegensatz zum weiblichen Geschlecht. Das Ergebnis dieser Arbeit bestätigt die aufgestellte Hypothese 4. Der kombinierte Einsatz eines strahlungsfreien Gesichtsscan mit einem mittleren zylindrischen FoV ist für alle kieferorthopädischen Fragestellungen

geeignet, da alle dorsalen Bezugspunkte erfasst werden können. Um bei männlichen Patienten über 18 Jahren die Erfassung aller Bezugspunkte garantieren zu können, muss weiterhin der Einsatz eines großen Abbildungsvolumens empfohlen werden, dennoch werden auch hier bei 99 % der Patienten alle erforderlichen Punkte erfasst. Heute werden strahlungsfreie dreidimensionale Bildgebungsverfahren genutzt, um z. B. kieferchirurgische Behandlungsergebnisse zu simulieren und Verlaufskontrollen zu präzisieren [Hajeer et al. 2001]. Bereits Fink gibt einen Ausblick und schlägt vor, die digitale Volumetomographie mit einem strahlungsfreien Scan für das Weichteilprofil zu kombinieren [Fink et al. 2014]. Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit untermauern dies.

5.2.5 Bezugspunkterfassung – Vergleich großes FoV und mittleres FoV plus Gesichtsscan

Hypothese 5 besagt, dass sich die Erfassung der Bezugspunkte durch ein großes zylindrisches FoV nicht signifikant von der Erfassung der Bezugspunkte durch den kombinierten Einsatz eines Gesichtsscan zu einem mittleren zylindrischen FoV unterscheidet. Diese aufgestellte Hypothese gilt es zu beurteilen. Abgebildet wurden die Ergebnisse in Tabelle 4-18. In Kapitel 5.2.1 konnte bereits gezeigt werden, dass durch den Einsatz eines großen zylindrischen FoV alle kephalometrischen Bezugspunkte in allen Versuchsgruppen erfasst werden können. Der kombinierte Einsatz eines Gesichtsscans mit einem mittleren zylindrischen FoV führt in der Patientengruppe weiblich unter und über 18 Jahren sowie männlich unter 18 Jahren zu dem Ergebnis, dass für alle Patienten die erforderlichen Bezugspunkte aufgefunden werden konnten. In der Patientengruppe männlich über 18 Jahren gelang dies mit der Verschiebung des mittleren FoV nach dorsal immerhin anstatt bei 72 % bei 99 %, also nahezu bei allen Patienten. Die aufgestellte Hypothese ist also bestätigt. Zwischen einem mittleren FoV plus Gesichtsscan und einem großen FoV gibt es keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der Erfassung der erforderlichen Bezugspunkte für eine 3D-Kephalometrie. Der kombinierte Einsatz eines strahlungsfreien Gesichtsscans mit einem mittleren zylindrischen FoV wird für kieferorthopädische Fragestellungen als sinnvoll erachtet. Im Rahmen der Bezugspunkterfassung für eine kephalometrische Analyse kann der kombinierte Einsatz Gesichtsscan mit mittlerem FoV dem großen FoV gleichgesetzt werden. Dieses gilt für ≥ 99 % der Patienten. Da dies so ist, sollte an dieser Stelle das

Prinzip des Strahlenschutzes Berücksichtigung finden, gemäß dem das je nach Fragestellung gewählte FoV so groß wie nötig und so klein wie möglich sein sollte, um die Strahlenexposition für den Patienten so gering wie möglich zu halten [Fuhrmann 2005], denn die FoV-Größe hat direkten Einfluss auf die Strahlenbelastung [Wojtunik 2012]. Unter Beachtung dieses Prinzips sollte bei gegebener Kombinationsmöglichkeit von DVT und Gesichtsscan bei kieferorthopädischen Fragestellungen das mittlere zylindrische FoV in Kombination mit dem Gesichtsscan bevorzugt zum Einsatz kommen.

5.2.6 Bezugspunkterfassung und zusätzlich 4. Halswirbel bei einem mittleren FoV

Hypothese 6 beschäftigt sich mit der Bezugspunkterfassung durch ein mittleres zylindrisches FoV bei Kindern. Die Hypothese geht davon aus, dass durch den zusätzlichen Einsatz eines Gesichtsscans der 4. Halswirbelkörper erfasst werden kann. Voraussetzung ist dabei, dass alle definierten Bezugspunkte durch das mittlere FoV erfasst werden. Im Hinblick auf die Möglichkeit, die skelettale Altersbestimmung auch anhand der oberen Wirbelkörper durchzuführen, könnte bei Bestätigung dieser These die Strahlenbelastung für Patienten unter 18 Jahren vermindert werden [Baccetti et al. 2005]. In Kapitel 4.2.6 werden die Ergebnisse zu dieser untersuchten Hypothese dargestellt. Bei beiden Geschlechtern konnte gezeigt werden, dass das mittlere FoV bei 100 % der Patienten den Bezugspunkt 4. Halswirbel enthielt. Damit kann eine klare Empfehlung für den kombinierten Einsatz von mittlerem FoV mit Weichteilscan zur Erfassung des 4. Halswirbels ausgesprochen werden. Fink gibt einen Ausblick auf die Entwicklung der digitalen Volumentomographie und vermutet, dass diese mehr und mehr mit dreidimensionalen Bildgebungsverfahren für das Weichteilprofil verknüpft werden wird [Fink et al. 2014]. Heute werden Gesichtsscanner genutzt, um Behandlungsergebnisse zu simulieren und Verlaufskontrollen zu präzisieren [Hajeer et al. 2001]. Vergleichbare Studien zum kombinierten Einsatz von DVT und Gesichtsscan und den daraus resultierenden Veränderungen für das FoV konnten in der aktuellen Literatur nicht gefunden werden.

5.2.7 Messunsicherheit

Die Messunsicherheit bei der Bestimmung der Patientenhäufigkeiten wird durch die Unsicherheit der Vermessung der einzelnen Punkte in kartesischen Koordinaten auf dem Bildschirm bestimmt. Der systematische Anteil ergibt sich aus der kleinsten messbaren Strecke, d.h. dem Abstand zwischen zwei Pixeln auf dem darstellenden Bildschirm. Der zufällige Anteil hat zwei Komponenten: die Wiederholgenauigkeit, mit der ein einzelner Punkt auf dem Bildschirm getroffen wird, und die Genauigkeit, mit der eine Strecke durch Klicken auf zwei Punkte gemessen werden kann. Beide Werte wurden experimentell ermittelt. Als dominierend hat sich aber der systematische Anteil herausgestellt.

5.3 Schlussfolgerung

Aus den aufgestellten Hypothesen ergeben sich nach Überprüfung im Rahmen dieser Arbeit folgende Kernaussagen:

Ein großes zylindrisches FoV mit den Abmessungen 16 cm Durchmesser x 23 cm Höhe erfasst bei 100 % der Patienten alle kephalometrischen Bezugspunkte. Beim Einsatz eines mittleren zylindrischen FoV (16 cm Durchmesser x 16 cm Höhe) kann nicht gewährleistet werden, dass alle kephalometrischen Bezugspunkte erfasst werden. Die Wahl des FoV für eine kephalometrische Analyse sollte geschlechtsspezifisch getroffen werden, da männliche Patienten häufig ein größeres FoV benötigen als weibliche Patienten.

Die Auswahl der FoV-Größe muss vom Alter des Patienten abhängig erfolgen. Patienten über 18 Jahren benötigen für eine kephalometrische Analyse ein signifikant größeres FoV als Patienten unter 18 Jahren.

Durch den zusätzlichen Einsatz eines Gesichtsscan können alters- und geschlechtsunabhängig signifikant mehr kephalometrische Bezugspunkte erfasst werden.

Für die 100 % ige Erfassung aller kephalometrischen Bezugspunkte durch ein großes FoV gibt es keinen zusätzlichen Nutzen im Vergleich zu einem mittleren FoV mit dem zusätzlichen Einsatz eines Gesichtsscan.

Mit dem Einsatz eines mittleren FoV kann man sicher gehen, dass bei Kindern und Jugendlichen der 4. Halswirbelkörper immer abgebildet wird. Da die Häufigkeit bereits bei 100 % liegt, wird diese durch den zusätzlichen Einsatz eines Gesichtsscan nicht erhöht.

Die verwendeten Parameter sind reproduzierbar und individuell meßbar.

Die gewonnenen Kernaussagen zeigen, dass ein mittleres zylindrisches FoV in seinen Abmessungen für die überwiegende Zahl der Patienten ausreichend ist, um alle Bezugspunkte für eine kephalometrische Analyse zu erfassen. Ein digitales Volumentomogramm mit einem mittleren zylindrischen FoV zeigt sich für die kieferorthopädische Diagnostik als geeignet. Der Einsatz eines mittleren FoV gegenüber einem großen FoV ist im Sinne des Strahlenschutzes und des ALARA-Prinzips zu bevorzugen. Die vorliegende Arbeit zeigt, dass für die überwiegende Zahl der Patienten eine Optimierung der Strahlenbelastung allein durch die Auswahl des mittleren FoV möglich ist. Bei Männern mit großen Schädelabmessungen sollte ggf. ein großes FoV gewählt werden, da durch den Einsatz des mittleren FoV das Risiko einer nicht ausreichenden Volumendarstellung vorhanden ist. Dies würde eine zweite Aufnahme erforderlich machen, mit der der Patient erneut der Strahlung ausgesetzt werden müsste. Ergänzt man einen strahlungsfreien Gesichtsscan zu einem mittleren zylindrischen FoV, kann der Anteil der Patienten, bei denen die kieferorthopädische Rol erfasst wird, signifikant gesteigert werden. Daher wird der kombinierte Einsatz eines strahlungsfreien Gesichtsscan mit einem mittleren FoV für kieferorthopädische Fragestellungen als ausreichend und sinnvoll erachtet. Damit eröffnet sich eine simple Möglichkeit unter Verwendung der Standardeinstellungen (mittleres FoV und großes FoV) eine Reduktion der Strahlenexposition für den Patienten zu ermöglichen. Das Gerät muss also nicht, wie in anderen Arbeiten empfohlen, entsprechend für den Patienten in den Abmessungen des FoV neu eingestellt werden, sondern kann in der Kombination mit einem Gesichtsscan nahezu immer in der Einstellung mittleres FoV betrieben werden.

6. Literaturverzeichnis

Adams GL, Gansky SA, Miller AJ, Harrell WE & Hatcher DC. Comparison between traditional 2-dimensional cephalometry and a 3-dimensional approach on human dry skulls. *Am J Orthod Dentofac.* 2004;126(4):397-409.

American Association of Orthodontists, American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. Clinical recommendations for the appropriate use of cone beam computed tomography (cbct) in orthodontics. *Oral Surg Oral Med O.* 2013;16(2):238-257.

Anderson TW, Darling DA. Asymptotic Theory of Certain "Goodness of Fit" Criteria Based on Stochastic Processes. In: *Annals of Mathematical Statistics.* 1952;23(29):193-212.

Baccetti T, Franchi L, McNamara Jr JA. The Cervical Vertebral Maturation (CVM) Method for the Assessment of Optimal Treatment Timing in Dentofacial Orthopedics. *Semin Orthod.* 2005;11:119-129.

Bahr CJ. Proportion und Vermessung des Gesichts in Kunst und Medizin und der goldene Schnitt (Doctoral dissertation, Eberhard-Karls-Universität Tübingen). 1991.

Baratieri C, Matheus A Jr, Bolognese AM, Nojima MCG, Nojima LI. Changes in skeletal and dental relationship in Class II Division I malocclusion after rapid maillary expansion: a prospective study. *Dental Press J Orthod.* 2014;(3):75-81

Baumgartner A, Rath J. CT für den Mundraum. *Dental Magazin.* 2007;(3):10-13.

Bayome M, Park JH & Kook YA. New three-dimensional cephalometric analyses among adults with a skeletal Class I pattern and normal occlusion. *Korean J Orthod.* 2013;43(2):62-73.

BGBI. I S. 2000, Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen (Röntgenverordnung – RöV). Vom 8. Januar 1987 zuletzt geändert durch Art. 2 der Verordnung vom 4. Oktober 2011

Björk A, Helm, S. Prediction of the age of maximum puberal growth in body height. *Angle Orthod.* 1967;37:134.

Bolhari B, Meraji N, Nosrat A. Extensive idiopathic external root resorption in first maxillary molar: a case report. *Iran Endod J.* 2013;8(2):72-74.

Bongartz J, Giel D, Frey S, Thelen A. & Hering P. Hochauflösende dreidimensionale Gesichtsprofilvermessung mit kurzgepulster Holographie. (Doctoral dissertation, Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf). 2002.

Borrie F, Thomson D & McIntyre GT. Precision of measurements on conventional negative 'bones white' and inverted greyscale 'bones black' digital lateral cephalograms. *European J Orthod.* 2011;cjq158.

Boticelli S, Verna C, Cattaneo PM, Heidmann J, Melsen B. Two- versus threedimensional imaging in subjects with unerupted maxillary canines. *Eur J Orthod.* 2011;33(4):344-349.

Broadbent BH, Broadbent BH & Golden WH. Bolton standards of dentofacial developmental growth. Mosby. 1975.

Broadbent BH. Bolton Standards and Technique in Orthodontic Practice. *Angle Orthod.* 1937;7(4):209-233.

Bumann A, Simon M, Heekeren D, Mandirola M, Schumann J, DVT in der Kieferorthopädie – wo stehen wir? ZWP online. <http://www.zwp-online.info/de/fachgebiete/kieferorthopaedie/diagnostik/dvt-der-kieferorthopaedie-wo-stehen-wir>. 2014

Cacaci C, Frank E, Bumann A. DVT-Volumentomograph. Digitaler Durchblick. Teamwork. 2007;(10):8.

- Cattaneo PM, Bloch CB, Calmar D, Hjortshøj M & Melsen B. Comparison between conventional and cone-beam computed tomography-generated cephalograms. *Am J Orthod Dentofac.* 2008;134(6):798-802.
- Cevidane LH, Styner MA, Proffit WR. Image analysis and superimposition of 3-dimensional cone-beam computed tomography models. *Am J Orthod Dentofac.* 2006;129:611-618.
- 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. *Dentomaxillofac Radiol.* 2009;38(5):262-73.
- Cohenca N, Simon JH, Mathur A, Malfaz JM. Clinical indications for digital imaging in dento-alveolar trauma. Part 2: root resorption. *Dent Traumatol.* 2007;23:105-113.
- DGKFO. Indication and frequency of X-rays in connection with orthodontic treatment. Statement by the Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie. / Indikation und Häufigkeit von Röntgenaufnahmen im Rahmen der kieferorthopädischen Therapie. *Journal Orofac Orthop* 1997; 58(5): 286-287.
- Dula K: Präoperative Röntgendiagnostik. *Die Quintessenz.* 2008;59:435-439.
- Edler RJ. Background considerations to facial aesthetics. *J Orthod.* 2001;28(2):159-68.
- Eletr S, Gebhart F, Sagheh K, Draenert FG. Weichteildarstellung auf Basis von DICOM-Daten dentaler DVT-Geräte. *Digital Dentalnews.* 2008;11:14-18.
- Engineering Statistic Handbook, significant update April 2012 - Letzter Besuch: 20.07.15. Available at: <http://www.itl.nist.gov/div898/handbook/eda/section3/eda35h3.htm>
- European Commission. Radiation Protection No 172 Cone beam CT for dental and maxillofacial radiology (Evidence-based guidelines). 2012 Available at: http://www.sedentext.eu/files/radiation_protection_172.pdf
- Evans CA., Scarfe WC, Ahmad M, Cevidane LH, Ludlow JB, Palomo JM et al. Clinical recommendations regarding use of cone beam computed tomography in orthodontics. Position statement by the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. *Oral Surg Oral Med O.* 2013;116(2):238-257.
- Fink M, Medelnik J, Strobel K, Hirschfelder U & Hofmann E. Metric precision via soft-tissue landmarks in three-dimensional structured-light scans of human faces. *J Orofac Orthop.* 2014;75(2):133-143.
- Franklin JB. Certain factors of aberration to be considered in clinical roentgenographic cephalometry. *Am J Orthod.* 1952; 38(5):351-368.
- Fuhrmann R, Feifel H, Schnapauf A. & Diedrich P. Integration von dreidimensionaler Kephalmetrie und 3D-Schädelmodellen bei der kombinierten orthodontisch/chirurgischen Behandlungsplanung. *J Orofac Orthop.* 1996;57(1):32-45.
- Fuhrmann R. Alternative bildgebende Verfahren. *Praxis der Zahnheilkunde, Urban & Fischer.* 2005;11(4):241-259
- Gaia BF, Perella A, Cara ACBD, Antunes JLF & Cavalcanti MGP. CT interpretation of craniofacial anomalies: a comparative analysis by undergraduate dental students. *Brazilian Oral Res,* 2005;19(1):58-62.
- Gandikota CS, Rayapudi N, Challa PL, Juvvadi SR., Yudhister PV & Rao GH. A comparative study of linear measurements on facial skeleton with frontal and lateral cephalogram. *Contemp Clin Dent.* 2012;3(2):176.
- Gateno J, Xia JJ & Teichgraeber JF. New 3-dimensional cephalometric analysis for orthognathic surgery. *J Oral Maxil Surg.* 2011; 69(3):606-622.

- Goldbecher H, Bock J. Digitale Volumetomografie in der kieferorthopädischen Praxis. *Kieferorthopädie* 2012;26(3):175-180.
- Gribel BF, Gribel MN, Frazão DC, McNamara Jr.JA. & Manzi FR. Accuracy and reliability of craniometric measurements on lateral cephalometry and 3D measurements on CBCT scans. *Angle Orthod.* 2011;81(1):26-35.
- Grünheid T, Kolbeck-Schieck JR, Pliska BT, Ahmad M, Larson BE. Dosimetry of a cone-beam computed tomography machine compared with a digital x-ray machine in orthodontic imaging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012;141(4):436-443.
- Hajeer MY, Ayoub AF, Millett DT, Bock M & Siebert JP. Three-dimensional imaging in orthognathic surgery: the clinical application of a new method. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg.* 2001;17(4):318-330.
- Halazonetis DJ. From 2-dimensional cephalograms to 3-dimensional computed tomography scans. *Am J Orthod Dentofac.* 2005;127(5):627-637.
- Harder D. Licht am Ende des Tunnels-Chancen für die Erforschung nicht linearer Dosis-Risiko-Beziehungen. *Strahlenschutz Praxis.* 2008;3:47-55.
- Hashimoto K, Arai Y, Iwai K, Araki M, Kawashima S, Terakado M. A comparison of a new limited cone beam computed tomography machine for dental use with a multidetector row helical CT machine. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2003;95(3):371-7.
- Hedeşiu M, Băciuţ M, Băciuţ G, Nackaerts O, Jacobs R, The SEDENTEXCT Consortium. Comparison of cone beam CT device and field of view for the detection of simulated periapical bone lesions. *Dentomaxillofac Radiol.* Oct 2012;41(7):548–552.
- Hilgers ML, Scarfe WC, Scheetz JP, Farman AG. Accuracy of linear temporomandibular joint measurements with cone beam computed tomography and digital cephalometric radiography; *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005;128:803-811.
- Hirsch E, Wolf U, Heinicke F, Silva MA. Dosimetry of the cone beam computed tomography Veraviewepocs 3D compared with the 3D Accuitomo in different fields of view. *Dentomaxillofac Radiol.* 2008;37(5):268-273.
- Hirschfelder U. Radiologische Übersichtsdarstellung des Gebisses: Dental-CT versus Orthopantomographie. *J Orofac Orthop* 1994;55(1):14-20.
- Höck J. Machbarkeit einer Studie zum strahlenbedingten Risiko von Herz-Kreislaufkrankungen auf Basis der kooperativen Gesundheitsforschung in der Region Augsburg (KORA) (Doctoral dissertation, LMU München). 2013.
- Hofmann E, Rodich M, Hirschfelder U. Zur Topographie verlagerter Eckzähne. *J Orofac Orthop.* 2011;72(4):247-260.
- Holberg C & Rudzki-Janson I. Kephalemetrie–Quo Vadis? 3D-Kephalemetrie–kritische Auseinandersetzung mit einem vielversprechenden Ansatz. *Bayerisches Zahnärzteblatt.* 2007;5:33-35.
- Holberg C. Erfassung von Gesichtsoberflächen durch ein lichtcodiertes Triangulationsverfahren (Doctoral dissertation, Universität Tübingen). 2002.
- Houston WJB, Maher RE, McElroy D & Sherriff M. Sources of error in measurements from cephalometric radiographs. *European J Orthod.* 1986;8(3):149-151.
- Huhn W & Westhof J. Wichtige Bestimmungen in der RöV und im untergesetzlichen Regelwerk für den Betrieb von Röntgeneinrichtungen in der Diagnostik. *Strahlenschutz Praxis.* 2001;1:7-9.
- ICRP: Konsequenzen aus den Empfehlungen der ICRP 103 für den Strahlenschutz in Deutschland. *Gemeinsames Positionspapier zu ICRP.* 2009;103:1-5.
- Imaging_Sciences_International. Betriebsanleitung für i-CAT Fächerstrahl Volumetomographie- und Panorama-Dentalbildgebungssystem. 2006:1-2.

Internationale Organisation für Normung, ISO/IEC Guide 98-3:2008: Uncertainty of measurement - Part 3: Guide to the expression of uncertainty in measurement. ISO, Genf 2008, ISBN 92-67-10188-9.

J. Morita Europe. Homepage zu Veraviewepocs 3D R100. Available at: http://www.jmoritaeurope.de/cms/website.php?id=/en/products/dental/diagnostic_and_imaging_equipment/veraviewepocs3d_r100.htm

Kamp N, Drechsler T, Frank E & Bumann A. Kieferorthopädische Behandlungsplanung als rechtfertigende Indikation für die digitale Volumentomographie. 41. Jahrestagung der AG für Röntgenologie in der DGZMK. 2007;9.

Kawai T, Natsume N, Shibata H & Yamamoto T. Three-dimensional analysis of facial morphology using moiré stripes: Part II. Analysis of normal adults. *Int J Oral Maxil Surg.* 1990;19(6):359-362.

Kim SH, Choi YS, Hwang EH, Chung KR, Kook YA, Nelson G: Surgical positioning of orthodontic mini-implants with guides fabricated on models replicated with cone beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;131:82-89.

Kirnbauer B, Jakse N & Acham S. 3-D-Diagnostik (DVT/CT) in der Zahnheilkunde. *Stomatologie.* 2014;111(3):80-85.

Kitaura H, Yonetsu K, Kitamori H, Kobayashi K & Nakamura T. Standardization of 3-D CT measurements for length and angles by matrix transformation in the 3-D coordinate system. *Cleft Palate Craniofac J.* 2000;37(4):349-56.

Kochel J, Meyer-Marcotty P, Kochel M, Schneck S & Stellzig-Eisenhauer A. (2010). 3D Soft Tissue Analysis—Part 2: Vertical Parameters. *J Orofac Orthop.* 2010;71(3):207-220.

Kopp S. Digitale Volumentomographie- die präzise Darstellung dentaler Strukturen. *Beilageblatt in DFZ.* 2011;55:1.

Kragstov J, Bosch C, Gyldensted C & Sindet-Pedersen S. Comparison of the reliability of craniofacial anatomic landmarks based on cephalometric radiographs and three-dimensional CT scans. *Cleft Palate Craniofac J.* 1997;34(2): 111-116.

Krause J. Untersuchungen zum erforderlichen Field of View für die bildgebende 3D-Diagnostik in der Zahnmedizin (Doctoral dissertation, Freie Universität Berlin, Germany). 2013.

Künzel A & Becker J. Dentale digitale Volumentomographie (DVT)—Eine Marktübersicht. 2009.

Lichtenfeld S. Die Bedeutung des Field of View für die dreidimensionale kieferorthopädische Behandlungsplanung auf der Basis digitaler Volumentomographien (Doctoral dissertation, Freie Universität Berlin, Germany). 2014.

Liu DG, Zhang WL, Zhang ZY, Wu YT, Ma XC. Three-dimensional evaluations of supernumerary teeth using cone-beam computed tomography for 487 cases. *Oral Surg Oral Med O.* 2007;103: 403-411.

Loserth, S. Evaluation der kephalometrischen Analyse nach AM Schwarz unter besonderer Berücksichtigung der Sollproportionen am Schädel (Doctoral dissertation, LMU München) 2008.

Ludlow JB, Gubler M, Cevitanes L & Mol A. Precision of cephalometric landmark identification: cone-beam computed tomography vs conventional cephalometric views. *Am J Orthod Dentofac.* 2009;136(3):312-e1.

Lutze K. Die Entdeckung der X-Strahlen. *Zahnärztl. Mitt.* 2007;12:96-100.

Maeda M, Katsumata A., Arijii Y, Muramatsu A., Yoshida K, Goto S et al. 3D-CT evaluation of facial asymmetry in patients with maxillofacial deformities. *Oral Surg Oral Med O.* 2006;102(3):382-390.

- 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. *Eur Radiol.* 1998;8:1558-1564.
- Müssig E, Wörtche R & Lux CJ. Indications for digital volume tomography in orthodontics. *J Orofac Orthop.* 2005;66(3):241-249.
- 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. *Int J Oral Maxil Surg.* 2013;42(3):393-400
- Nötzel F & Schultz C. Leitfaden der kieferorthopädischen Diagnostik: Analysen und Tabellen für die Praxis. Deutscher Ärzteverlag. 2009.
- Papadopoulos MA., Jannowitz C, Boettcher P, Henke J, Stolla R, Zeilhofer HF et al. Three-dimensional fetal cephalometry: an evaluation of the reliability of cephalometric measurements based on three-dimensional CT reconstructions and on dry skulls of sheep fetuses. *J Craniomaxillofac Surg.* 2005;33(4):229-237.
- Park CS, Park JK, Kim H, Han SS, Jeong HG & Park H. Comparison of conventional lateral cephalograms with corresponding CBCT radiographs. *Imaging Sci Dent.* 2012;42(4):201-205.
- Patzelt SBM. Bestimmung der Effektiven Dosis, des Dosisflächenprodukts und eines Korrelationskoeffizienten bei diversen dentalen digitalen Volumentomographen (Doctoral dissertation, Universitätsbibliothek Freiburg). 2010.
- Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J, Walker A. & SEDENTEXCT Project Consortium. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *Eur Radiol.* 2012;81(2): 267-271.
- Radon J. Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integralwerte längs gewisser Mannigfaltigkeiten. *Ber Verh Sächs Akad Wiss Leipzig, Math Nat kl.* 1917;69:262-277.
- Rakosi T. Atlas und Anleitung zur praktischen Ferröntgenanalyse. Hanser. 1988.
- Rasch MT. Definition der Regionen von Interesse für kieferorthopädische/kieferchirurgische, oralchirurgische und implantologische/ dentale Zwecke bei der digitalen Volumentomographie (Doctoral dissertation, LMU München). 2009.
- Rischen RJ, Breuning KH, Bronkhorst EM & Kuijpers-Jagtman A M. Records needed for orthodontic diagnosis and treatment planning: a systematic review. *PloS one*, 2013;8(11): e74186.
- 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.
- Rothman SL. Dental applications of computerized tomography: surgical planning for implant placement. Quintessence Pub Co. 1998.
- Scherer P & Zöller JE. Indikationen für die digitale Volumentomografie. *ZM.* 2004;9:62.
- Schinnenburg W. Rechtsratgeber für die Zahnarztpraxis: praktische Tipps, Checklisten und Beispiele. Deutscher Ärzteverlag. 2010.
- Schneck SP. 3D-Weichgewebsanalyse–Ermittlung von Durchschnittswerten und Korrelationen zur FRS-Analyse (Doctoral dissertation, Julius-Maximilians-Universität Würzburg). 2010.
- Schneider E. Die Bedeutung des Field of View für die Erfassbarkeit kephalometrischer Referenzpunkte in digitalen Volumentomogrammen mit und ohne Gesichtsscan. Diss. Freie Universität Berlin, 2016.

- Schugg MK. Dreidimensionale Gesichtsanalyse bei Spaltpatienten zwischen 6 und 12 Jahren (Doctoral dissertation, Universität Tübingen). 2015.
- Schulze D, Heiland M, Thurmann H, Adam G. Radiation exposure during midfacial imaging using 4- and 16-slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2004;33(2):83-86.
- Schwenzer K, Holberg C, Willer J, Mast G & Ehrenfeld M. (1998). 3D-Erfassung der Gesichtsoberfläche durch Topometrie unter der Verwendung von projizierten Weißlichtstreifen. *Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie.* 1998;2(1):130-S134.
- Shapiro SS, Wilk MB, An Analysis of Variance Test for Normality, *Biometrika* 52 1965;591ff.
- Spangler S. Dentale Volumetomographie zur Diagnostik von impaktierten Eckzähnen (Doctoral dissertation, Freie Universität Berlin, Germany).2014.
- Stahlkopf V. Untersuchungen zum erforderlichen Sichtfeld dentaler Volumetomographen für eine 3D-kephalometrische Analyse. (Doctoral dissertation, Charité - Universitätsmedizin Berlin, Germany). 2015
- Stephens MA. EDF Statistics for Goodness of Fit and Some Comparisons. In: *J Am Stat Assoc.* 1974;69:730-737.
- Streffer C, ICRP Grundsatzempfehlungen 2007. *Strahlenschutz Praxis.* 2007;3:8-11.
- Strnad F. 3D-Weichteilanalyse-sagittale Parameter (Doctoral dissertation, Julius-Maximilians-Universität Würzburg). 2010.
- Swennen GR, Mollmanns W, Schutyser F, Three-dimensional treatment planning of orthognathic surgery in the era of virtual imaging. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67:2080-92.
- Swennen GR, Schutyser F. Three-dimensional cephalometry: Spiral multi-slice vs cone beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2006;130(3):410-6.
- van Vlijmen OJ, Bergé SJ, Swennen GR, Bronkhorst EM, Katsaros C & Kuijpers-Jagtman AM. Comparison of cephalometric radiographs obtained from cone-beam computed tomography scans and conventional radiographs. *J Oral Maxil Surg.* 2009;67(1):92-97.
- Vandenberghe B, Jacobs R, Yang J. Diagnostic validity (or acuity) of 2D CCD versus 3D CBCT-images for assessing periodontal breakdown. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007;104(3):395-401.
- Wang MF, Otsuka T, Akimoto S & Sato S. Vertical facial height and its correlation with facial width and depth. *Int J Stomatol Occlusion Med.* 2013;6(4):120-129.
- Wojtunik M. DVT im zahnärztlichen Alltag - Richtlinien und Empfehlungen. *Digital_Dental.News.* 2012;6(6).
- Wriedt S, Jaklin J, Al-Nawas B, Wehrbein H. Impacted upper canines: examination and treatment proposal based on 3D versus 2D diagnosis. *J Orofac Orthop.* 2012;73(1):28-40.
- Xia J, Wang D, Samman N, Yeung RWK & Tideman H. Computer assisted three dimensional surgical planning and simulation:3D color facial model generation. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2000;29(1):2-10.
- Yu SH, Nahm D S & Baek SH. Reliability of landmark identification on monitor-displayed lateral cephalometric images. *Am J Orthod Dentofac.* 2008;133(6):790-e1

7. Anhang

7.1 Abkürzungsverzeichnis

ALARA	Prinzip des „As Low As Reasonable Achievable“
CBCT	Cone Beam Computed Tomography
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
FoV	Field of View
FPD	Flat panel detector / Flachbilddetektor
FRS	Fernröntgenseitenaufnahme
FS	Facial Scan
ICRP	International Commission on Radiological Protection
ISO	International Organization for Standardization
KFO	Kieferorthopädie
MRT	Magnetresonanztomogramm
MSCT	Multi-slice computer tomography
OPTG	Orthopantomogramm
PSA	Panoramaschichtaufnahme
Q-Q-Plot	Quantile-Quantile-Plot
RoI	Region of Interest

7.2 Abbildungsverzeichnis

- Abbildung 1-1: Seitliches Fernröntgenbild (links) und Beispiel einer kephalometrischen Analyse anhand einer Durchzeichnung (rechts) [aus Stahlkopf 2015 und Nötzel, Schultz 2009]. 9
- Abbildung 1-2: Darstellung des Verlaufes der Schnittebenen (coronal, axial und sagittal) durch den menschlichen Schädel [Baratieri et al. 2014]. 10
- Abbildung 1-3: Darstellung verschiedener Field of Views (von rechts nach links: small, medium, large) zur Verdeutlichung der damit darstellbaren knöchernen Regionen [aus Stahlkopf 2014; Planmeca ProMax 3D Max]. 14
- Abbildung 1-4: Dargestellt ist die Überlagerung der Ergebnisse des Volumentomogramms, das die Region of Interest (RoI) zeigt, mit den Ergebnissen eines Weichteilscans. So wird die Beurteilung der Lagen von Bezugspunkten im Weichteilgewebe ermöglicht, ohne dass diese in der Aufnahme der knöchernen Strukturen enthalten sein müssen [Quelle: <http://www.planmeca.com/na/Imaging/3D-imaging---Key-features/Planmeca-ProFace/>]. 18
- Abbildung 3-1: In der „Sectionview“ erstellte Bilder mit Teilbildern (a: oben-links: Axialschnitt, b: oben-rechts: Median-sagittal-Schnitt, c: unten-links: Frontalschnitt). In jeder der drei Schnittbildebene wurden die in dieser Ebene darstellbaren Bezugspunkte bestimmt. 28
- Abbildung 3-2: Beispielansicht der Erfassung der Patientendaten innerhalb des Programms „Fleurs Zylinder“. Oben rechts in der Eingabemaske wurden Geschlecht (männlich, weiblich) und Altersgruppe (Kinder vs. Erwachsene) sowie die Informationen zum vermessenen Zylinder eingetragen 29
- Abbildung 3-3: Die Abbildung zeigt die Positionierung des Zylinders, der dem Field of View entspricht, in der sagittalen, axialen und coronalen Schnittebene durch den Schädel. Auf der rechten Seite der Abbildung ist erkennbar, wie die Koordinaten für alle Bezugspunkte in der x, y, und z-Ebene (sagittal, axial und coronal) abgelesen werden können. 31
- Abbildung 3-4: In der „sectionview“ im Programm Fleurs Zylinder ist die Position des Zylinders (Field of View) dargestellt, der verwendet wurde, um die Vermessung der Lage der Bezugspunkte mit Gesichtsscans zu simulieren. 31
- Abbildung 3-5: Anhand eines Median-sagittal-Schnittes durch den Schädel wird die Position des Bezugspunktes H4 (rotes Oval) verdeutlicht. Die axiale (orange) und coronale (violett) Schnittbildebene ist ebenfalls eingezeichnet. 35
- Abbildung 4-1: Punktdiagramm für Porion, männlich ≥ 5 - < 18 Jahre, mittleres FoV. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders. 38
- Abbildung 4-2: Punktdiagramm für Porion, männlich ≥ 5 - < 18 Jahre, großes FoV. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders. 39
- Abbildung 4-3: Punktdiagramm für Porion, weiblich ≥ 18 - ≤ 78 Jahre, mittleres FoV. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders. 43
- Abbildung 4-4: Punktdiagramm für Porion, männlich ≥ 18 - ≤ 78 Jahre, mittleres FoV. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände

- vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders. 43
- Abbildung 4-5: Punktdiagramm für Condylion, männlich $\geq 5 - < 18$ Jahre, mittleres FoV. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders. 47
- Abbildung 4-6: Punktdiagramm für Condylion, männlich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre, mittleres FoV. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders. 47
- Abbildung 4-7: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktion für Porion, ♀ = weiblich $\geq 5 - < 18$ Jahre im mittleren FoV. Der Verlauf der Kurve ist bei 80 mm (dem Radius des mittleren FoVs) abgeschnitten, d.h. der Bezugspunkt konnte nicht bei allen Patienten innerhalb des Zylinders dargestellt werden. 50
- Abbildung 4-8: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktion für Porion, ♀ = weiblich $\geq 5 - < 18$ Jahre im mittleren FoV plus Gesichtsscan. Die Normalverteilungskurve ist in ihrem Verlauf vollständig, d.h. der Bezugspunkt konnte bei allen Patienten innerhalb des Zylinders dargestellt werden. 51
- Abbildung 4-9: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktion für Gonion, ♀ = weiblich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre im mittleren FoV plus Gesichtsscan. Die Normalverteilungskurve ist in ihrem Verlauf vollständig, d.h. der Bezugspunkt konnte bei allen Patienten innerhalb des Zylinders dargestellt werden. 54
- Abbildung 4-10: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktion für Gonion, ♀ = weiblich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre im großen FoV. Die Normalverteilungskurve ist in ihrem Verlauf vollständig, d.h. der Bezugspunkt konnte bei allen Patienten innerhalb des Zylinders dargestellt werden. 55

7.3 Tabellenverzeichnis

Tabelle 3-1: Übersicht der 3D-Bezugspunkte, die im Rahmen der vorliegenden Arbeit in verschiedenen FoV-Größen erfasst und in Abhängigkeit von Alter und Geschlecht ausgewertet wurden [Nötzel & Schultz 2009].	24
Tabelle 3-2: Übersicht zur Verteilung der Altersgruppen bzgl. des Geschlechts der im Rahmen der vorliegenden Arbeit vermessenen Patienten.	25
Tabelle 3-3: Übersicht über die Patientengruppen und vermessenen FoV-Volumina.	25
Tabelle 3-4: Verwendete DVT-Geräte zur Erfassung der im Rahmen der vorliegenden Arbeit verwendeten Bilddaten im Vergleich [Cacaci 2007, Krause 2013].	26
Tabelle 4-1: Relative Patientenhäufigkeit P in % für die Versuchsanordnungen mittleres FoV und großes FoV (gerundete Werte).	37
Tabelle 4-2: Errechnete Mittelwerte μ und Standardabweichungen σ , ♂ = männlich, ♀ = weiblich, mittleres FoV (160 x 160 mm) und großes FoV (230 x 160 mm) für alle Bezugspunkte.	40
Tabelle 4-3: Ergebnisse des Rosner Ausreißertests und der Normalverteilungstests Shapiro-Wilk und Anderson-Darling für das mittlere FoV (160 x 160 mm), 'p' bedeutet positiv bestanden, '+' bedeutet normal verteilt.	41
Tabelle 4-4: Ergebnisse des Rosner Ausreißertests und der Normalverteilungstests Shapiro-Wilk und Anderson-Darling für das große FoV (230 x 160 mm), 'p' bedeutet positiv bestanden, '+' bedeutet normal verteilt.	41
Tabelle 4-5: Relative Patientenhäufigkeit P in % für männliche und weibliche Patienten für mittleres FoV und großes FoV (gerundete Werte).	42
Tabelle 4-6: Errechnete Mittelwerte μ und Standardabweichungen σ , ♂ = männlich, ♀ = weiblich, mittleres FoV (160 x 160 mm) und großes FoV (230 x 160 mm) für alle Bezugspunkte.	44
Tabelle 4-7: Ergebnisse des Rosner Ausreißertests und der Normalverteilungstests Shapiro-Wilk und Anderson-Darling für ♂ = männlich, 'p' bedeutet positiv bestanden, '+' bedeutet normal verteilt.	45
Tabelle 4-8: Ergebnisse des Rosner Ausreißertests und der Normalverteilungstests Shapiro-Wilk und Anderson-Darling für ♀ = weiblich, 'p' bedeutet positiv bestanden, '+' bedeutet normal verteilt.	45
Tabelle 4-9: Relative Patientenhäufigkeit P in % für ♀ = männlich $\geq 5 - < 18$ Jahre und $\geq 18 - \leq 78$ Jahre für mittleres FoV (gerundete Werte).	46
Tabelle 4-10: Errechnete Mittelwerte μ und Standardabweichungen σ , ♂ = männlich, ♀ = weiblich, mittleres FoV (160 x 160 mm) und großes FoV (230 x 160 mm) für alle Bezugspunkte.	48
Tabelle 4-11: Ergebnisse des Rosner Ausreißertests und der Normalverteilungstests Shapiro-Wilk und Anderson-Darling- für die Versuchsgruppen $\geq 5 - < 18$ Jahre, ♀ = weiblich, ♂ = männlich, 'p' bedeutet positiv bestanden, '+' bedeutet normal verteilt.	49
Tabelle 4-12: Ergebnisse des Rosner Ausreißertests und der Normalverteilungstests Shapiro Wilk und Anderson-Darling für die Versuchsgruppen $\geq 18 - \leq 78$ Jahre, ♀ = weiblich, ♂ = männlich, 'p' bedeutet positiv bestanden, '+' bedeutet normal verteilt.	49
Tabelle 4-13: Relative Patientenhäufigkeit P in % für ♀ = weiblich $\geq 5 - < 18$ Jahre und $\geq 18 - \leq 78$ Jahre für das mittlere FoV und große FoV jeweils plus Gesichtsscan (gerundete Werte).	51

Tabelle 4-14: Errechnete Mittelwerte μ und Standardabweichungen σ , ♂ = männlich, ♀ = weiblich, mittleres FoV (160 x 160 mm) und mittleres FoV plus Gesichtsscan für alle Bezugspunkte.	52
Tabelle 4-15: Errechnete Mittelwerte μ und Standardabweichungen σ , ♂ = männlich, ♀ = weiblich, großes FoV (230 x 160 mm) und großes FoV plus Gesichtsscan für alle Bezugspunkte.	52
Tabelle 4-16: Ergebnisse des Rosner Ausreißertests und der Normalverteilungstests Shapiro-Wilk und Anderson-Darling für das mittlere FoV plus Gesichtsscan, 'p' bedeutet positiv bestanden, '+' bedeutet normal verteilt.	53
Tabelle 4-17: Ergebnisse des Rosner Ausreißertests und der Normalverteilungstests Shapiro-Wilk und Anderson-Darling für das große FoV plus Gesichtsscan, 'p' bedeutet positiv bestanden, '+' bedeutet normal verteilt.	53
Tabelle 4-18: Relative Patientenhäufigkeit P in % für ♂ = männlich/♀ = weiblich $\geq 5 - < 18$ und $\geq 18 - \leq 78$ Jahre für mittleres FoV plus Gesichtsscan und großes FoV (gerundete Werte).	55
Tabelle 4-19: Errechnete Mittelwerte μ und Standardabweichungen σ , ♂ = männlich, ♀ = weiblich, mittleres FoV plus Gesichtsscan und großes FoV für alle Bezugspunkte.	56
Tabelle 4-20: Relative Patientenhäufigkeit in % für den 4. Halswirbel im mittleren FoV und im mittleren FoV + FS, ♂ = männlich und ♀ = weiblich $\geq 5 - < 18$ Jahre (gerundete Werte).	57
Tabelle 4-21: Errechnete Mittelwerte μ und Standardabweichungen σ , ♂ = männlich, ♀ = weiblich für den Bezugspunkt 4. Halswirbel.	57
Tabelle 4-22: Ergebnisse des Rosner Ausreißertests und der Normalverteilungstests Shapiro-Wilk und Anderson-Darling für mittleres FoV (160 x 160 mm) und mittleres FoV mit FS (230 x 160 mm), 'p' bedeutet positiv bestanden, '+' bedeutet normal verteilt.	58
Tabelle 4-23: Experimentell bei der Kalibrierung gewonnene Werte für die Unsicherheiten.	59
Tabelle 5-1: Relative Patientenhäufigkeit in % für den Bezugspunkt Porion, die Versuchsanordnungen mittleres FoV und großes FoV, und jeweils Gesichtsscan.	61

7.4 Formelverzeichnis

$k_{1,x} = \frac{r_1 - l_1}{x_1}$	Formel 3-1	29
$k_{1,y} = \frac{u_1 - o_1}{y_1}$	Formel 3-2	29
$k_{2,y} = \frac{r_2 - l_2}{y_2}$	Formel 3-3	30
$k_{2,z} = \frac{u_2 - o_2}{z_2}$	Formel 3-4	30
$k_{3,x} = \frac{r_3 - l_3}{x_3}$	Formel 3-5	30
$k_{3,z} = \frac{u_3 - o_3}{z_3}$	Formel 3-6	30
$S_{2,z} = (u_2 - s_2)/k_{2,z}$	Formel 3-7	30
$S_{3,x} = (r_3 - s_3)/k_{3,x}$	Formel 3-8	30
$S_{1,y} = (u_1 - s_1)/k_{1,y}$	Formel 3-9	30
$r_i = \sqrt{(x_i - x_0)^2 + (y_i - y_0)^2}$	Formel 3-10	33
$h_i = z_0 - z_i$	Formel 3-11	33
$\mu = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n r_i$	Formel 3-12	33
$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n-1} \cdot \sum_{i=1}^n (r_i - \mu)^2}$	Formel 3-13	34
$f(r) = \frac{1}{\sqrt{2 \cdot \pi \cdot \sigma^2}} \cdot e^{-\frac{1}{2} \frac{(r-\mu)^2}{\sigma^2}}$	Formel 3-14	35
$P(r) = \int_0^{r_{\max}} \frac{1}{\sqrt{2 \cdot \pi \cdot \sigma^2}} \cdot e^{-\frac{1}{2} \frac{(r-\mu)^2}{\sigma^2}} dr$	Formel 3-15	35
$ P_1 - P_2 \leq \sigma \cdot \sqrt{2}$	Formel 3-16	35
$\sigma^2 = \sigma_1^2 + \sigma_2^2$	Formel 3-17	35
$u_{\text{ges}}(r) = u_{\text{sys}}(r) + u_{\text{zuf}}(r)$	Formel 3-18	36
$u_{\text{ges}}(h) = u_{\text{sys}}(h) + u_{\text{zuf}}(h)$	Formel 3-19	36

$$\frac{\partial r}{\partial x} = \frac{\partial}{\partial x} \sqrt{x^2 + y^2} = \frac{x}{\sqrt{x^2 + y^2}} = \frac{x}{r} \quad \text{Formel 4-158}$$

$$\frac{\partial r}{\partial y} = \frac{\partial}{\partial y} \sqrt{x^2 + y^2} = \frac{y}{\sqrt{x^2 + y^2}} = \frac{y}{r} \quad \text{Formel 4-258}$$

$$u_{\text{sys}}(r) = \sqrt{\left(\frac{x}{r} \cdot \Delta x\right)^2 + \left(\frac{y}{r} \cdot \Delta y\right)^2} \quad \text{Formel 4-358}$$

$$s = \sqrt{\frac{1}{n-1} \cdot \sum_{i=1}^n (x_i - \mu)^2} \quad \text{Formel 4-459}$$

$$u = \frac{s}{\sqrt{n}} \quad \text{Formel 4-559}$$

$$u_{\text{zuf,Kalibrierung}}(r) = \sqrt{\left(\frac{x}{r} \cdot u(x)\right)^2 + \left(\frac{y}{r} \cdot u(y)\right)^2} \quad \text{Formel 4-659}$$

7.5 Verzeichnis benutzter Formelzeichen

e	Eulersche Zahl
k	Vertrauensniveau
E	effektive Dosis
m	Anzahl der berücksichtigten Messpunkte
n	Anzahl der Stichproben
p	Normalverteilungsdichte
α	Signifikanzniveau
P	Patientenhäufigkeit
q	Gesamtzahl der Messpunkte
r	Radius
σ	Standardabweichung
s^*	Schätzer für die Standardabweichung
SE	Schnittebene
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

7.6 Abbildungen zu Abschnitt 4

7.6.1 Condylion im mittleren FoV

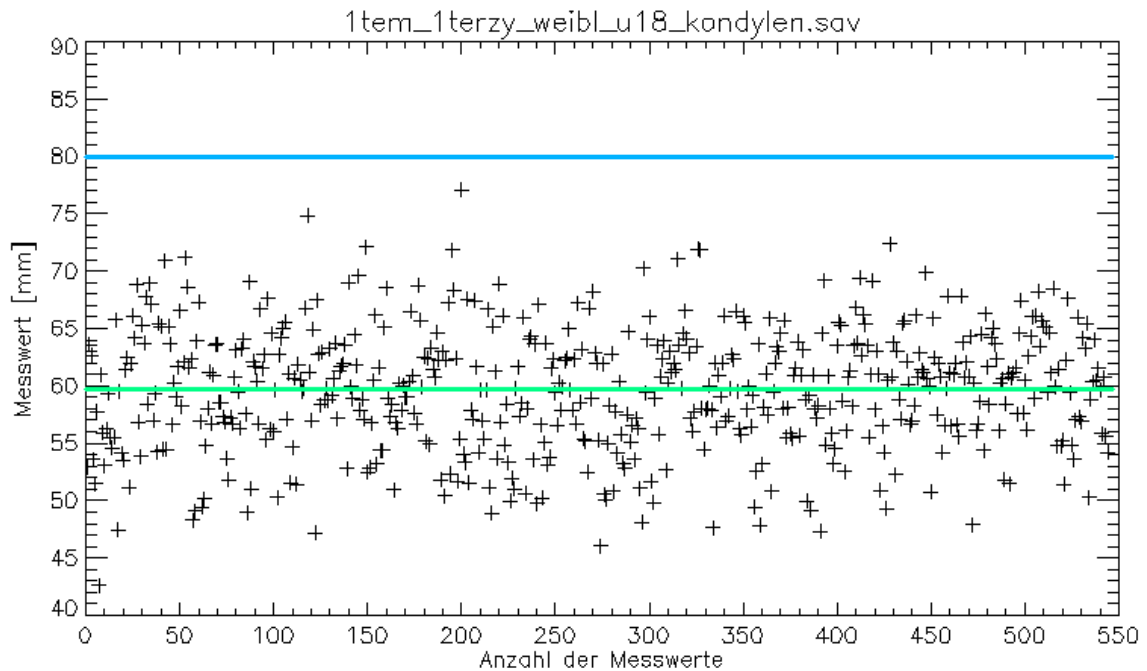


Abbildung 7-1: Punktdiagramm für Condylion, weiblich $\geq 5 - < 18$ Jahre, mittleres FoV. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

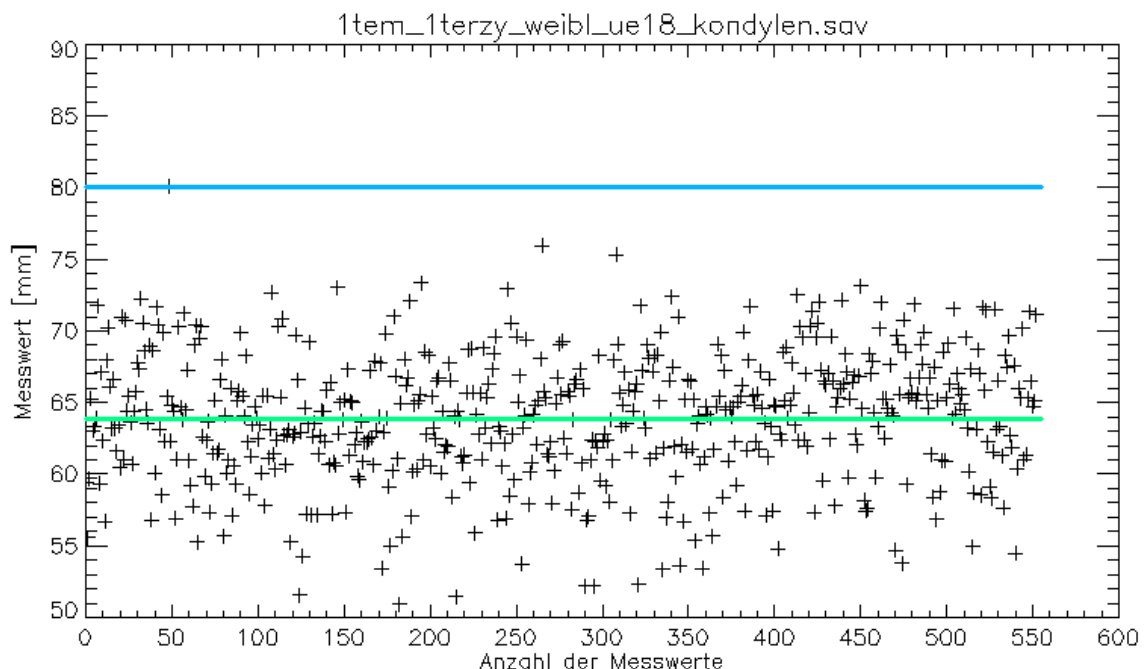


Abbildung 7-2: Punktdiagramm für Condylion, weiblich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre, mittleres FoV. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

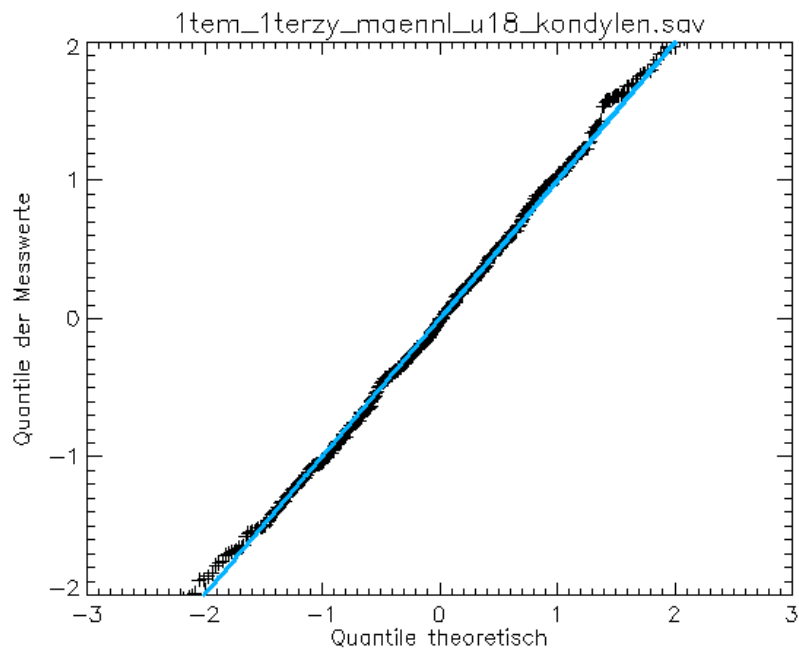


Abbildung 7-3: Q-Q-Plot für Condylion männlich $\geq 5 - < 18$ Jahre mittleres FoV (160 x 160 mm). Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

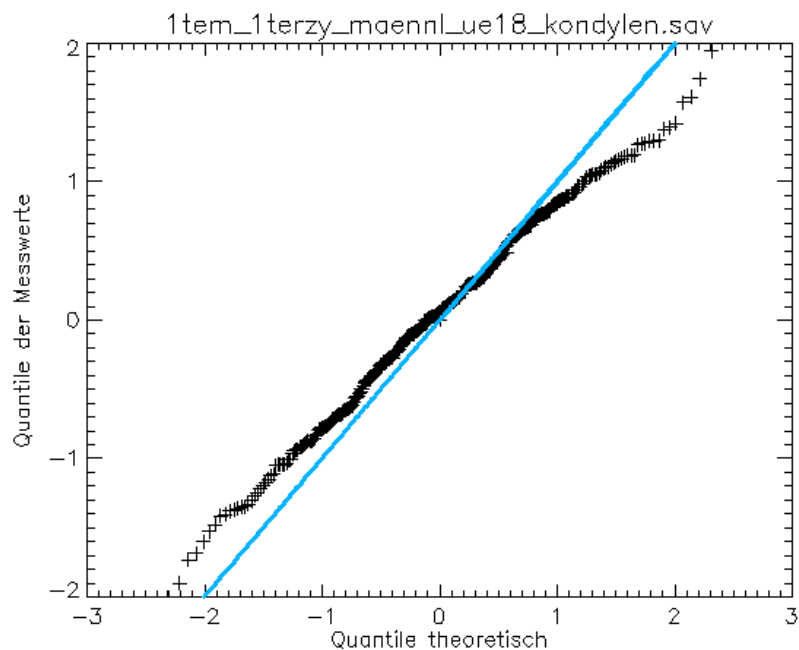


Abbildung 7-4: Q-Q-Plot für Condylion männlich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre mittleres FoV (160 x 160 mm). Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

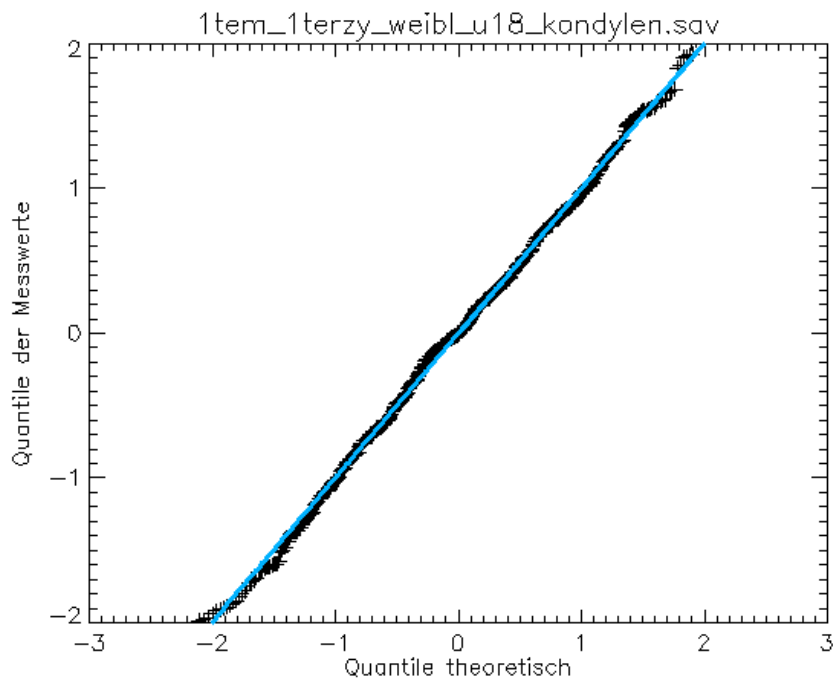


Abbildung 7-5: Q-Q-Plot für Condylion weiblich $\geq 5 - < 18$ Jahre mittleres FoV (160 x 160 mm). Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

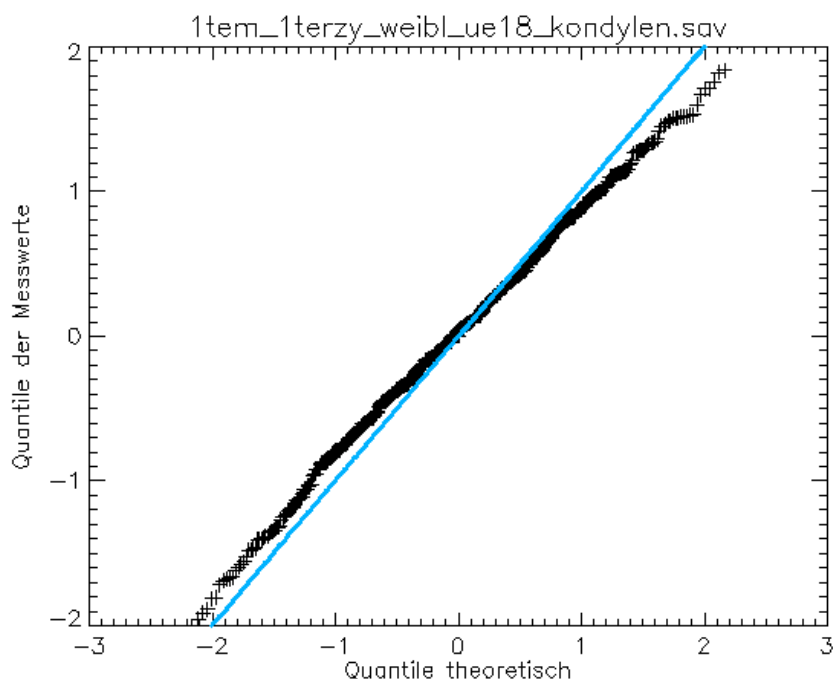


Abbildung 7-6: Q-Q-Plot für Condylion weiblich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre mittleres FoV (160 x 160 mm). Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

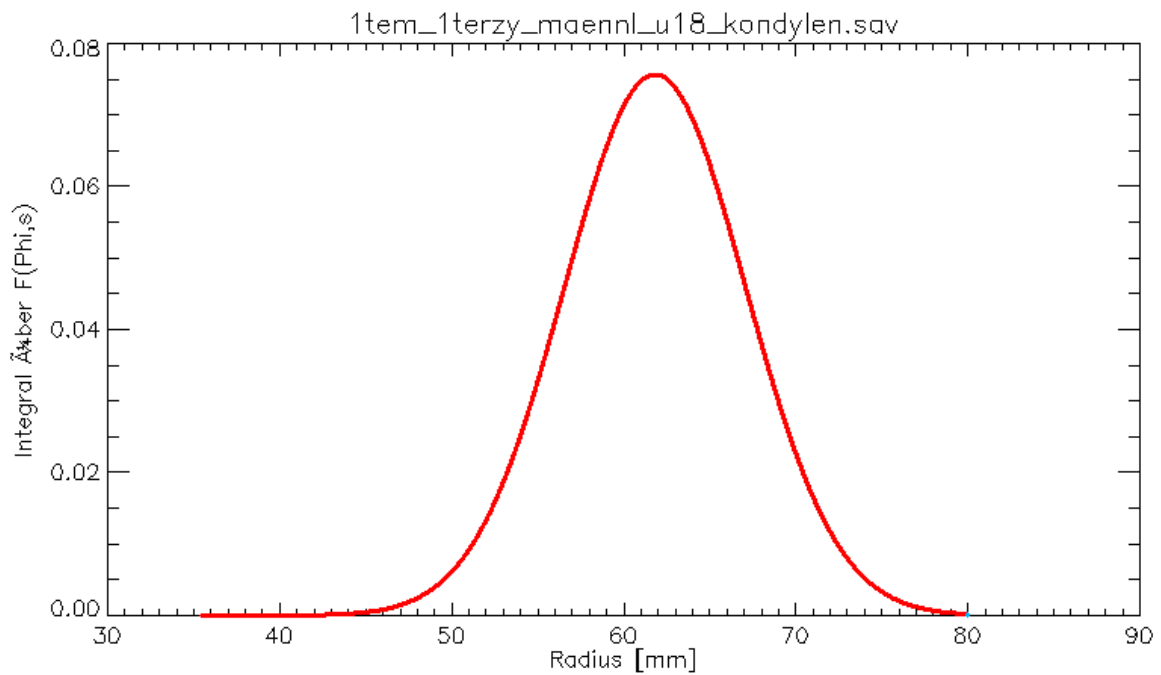


Abbildung 7-7: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktion für Condylion im mittleren FoV gemessen für ♂ = männlich, $\geq 5 - < 18$ Jahre. Die Normalverteilungskurve ist in ihrem Verlauf vollständig, d.h. der Bezugspunkt konnte bei allen Patienten innerhalb des Zylinders dargestellt werden.

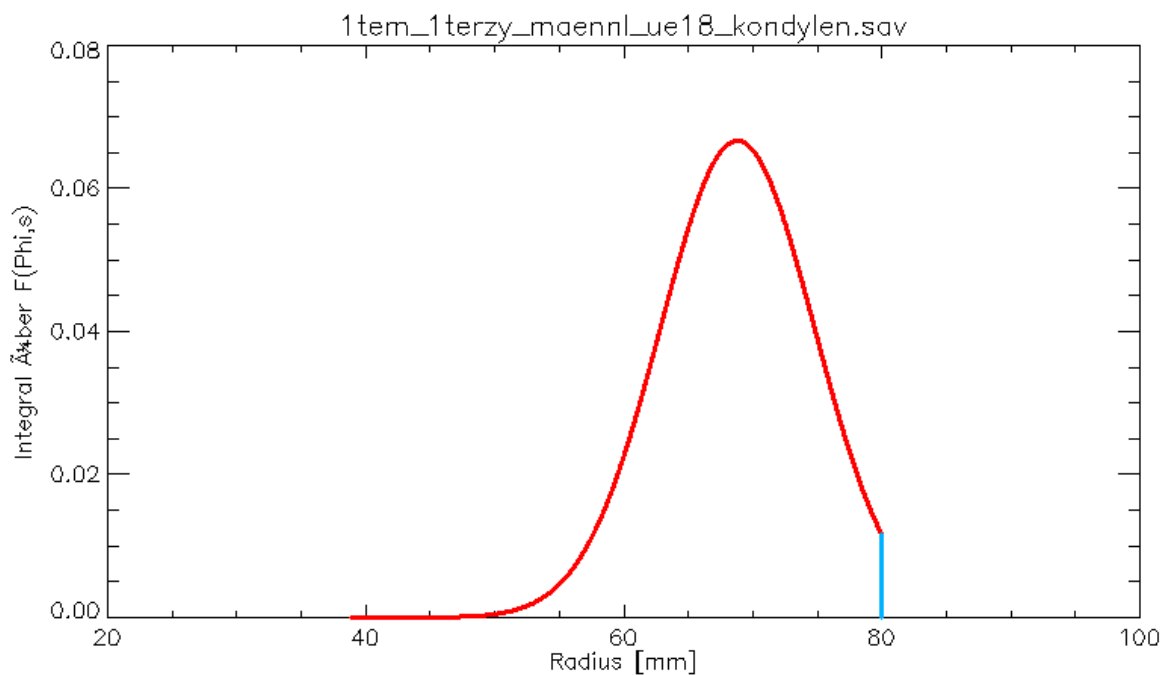


Abbildung 7-8: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktion für Condylion im mittleren FoV gemessen für ♂ = männlich, $\geq 18 - \leq 78$ Jahre. Der Verlauf der Kurve ist bei 80 mm (dem Radius des mittleren FoVs) abgeschnitten, d.h. der Bezugspunkt konnte nicht bei allen Patienten innerhalb des Zylinders dargestellt werden.

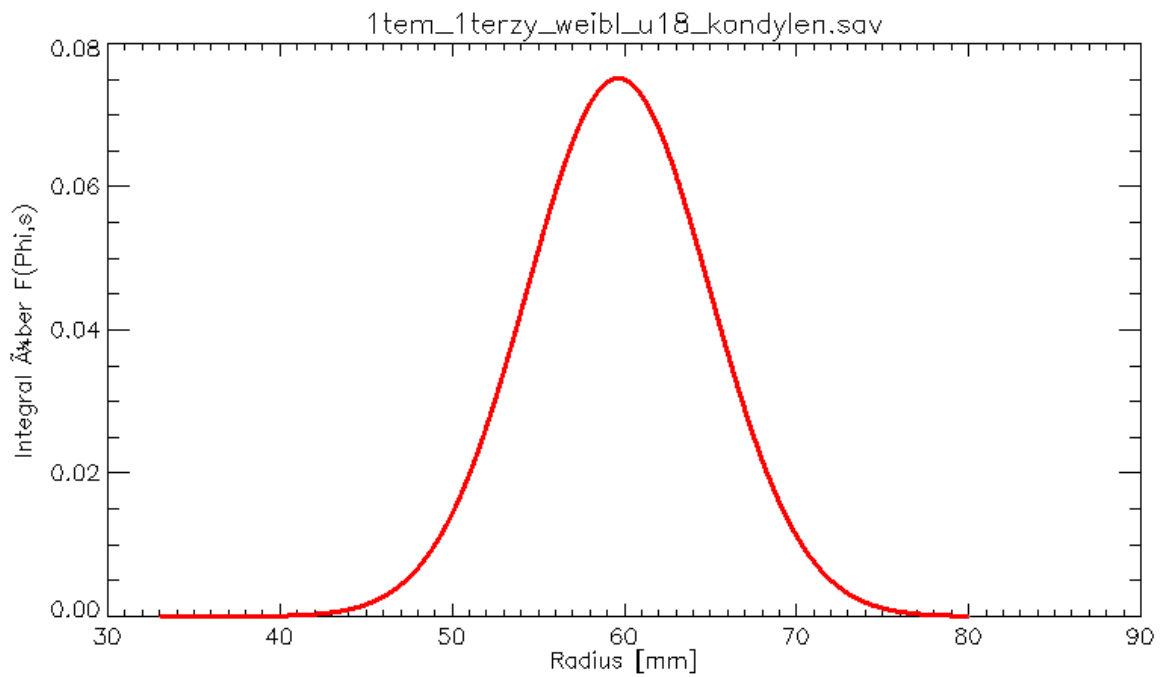


Abbildung 7-9: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktion für Condylion im mittleren FoV gemessen für weiblich, $\geq 5 - < 18$ Jahre.

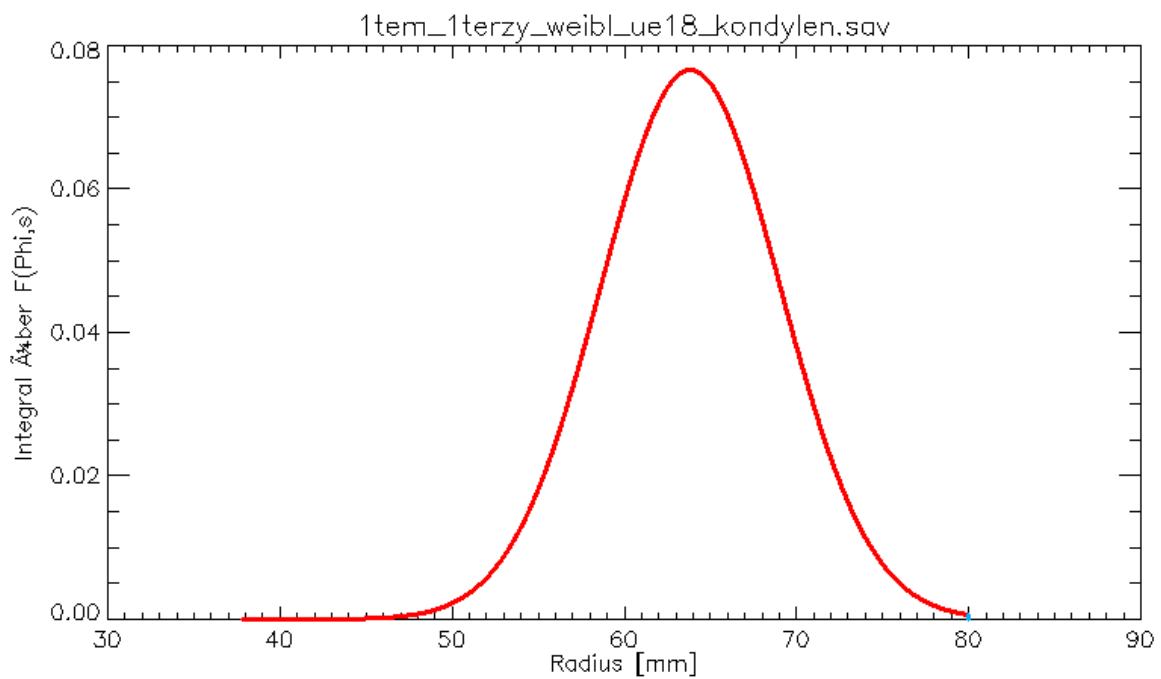


Abbildung 7-10: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktion für Condylion im mittleren FoV gemessen für weiblich, $\geq 18 - \leq 78$ Jahre.

7.6.2 Gonion im mittleren FoV

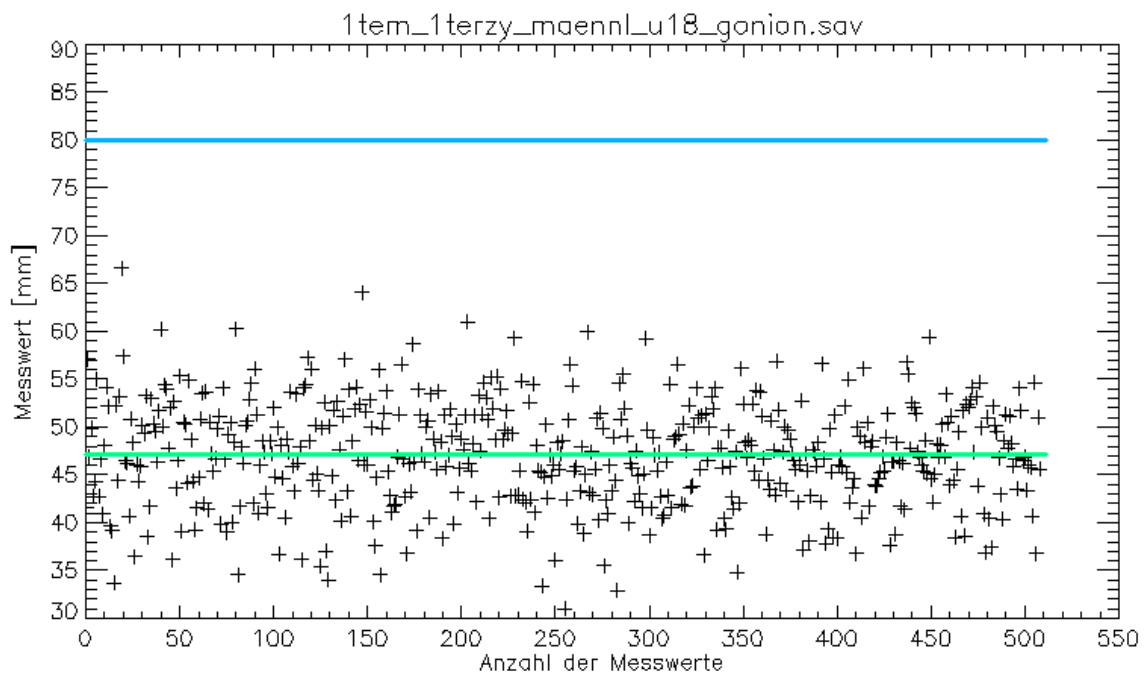


Abbildung 7-11: Punktdiagramm für Gonion, männlich ≥ 5 - < 18 Jahre, mittleres FoV. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

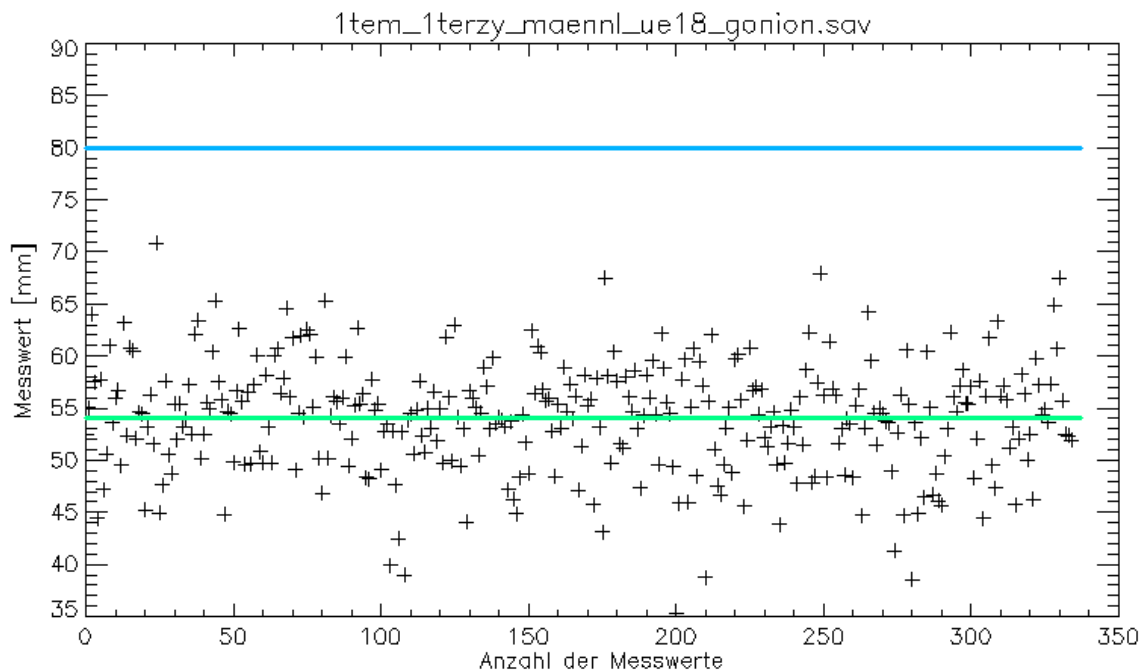


Abbildung 7-12: Punktdiagramm für Gonion, männlich, ≥ 18 - ≤ 78 Jahre, mittleres FoV. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

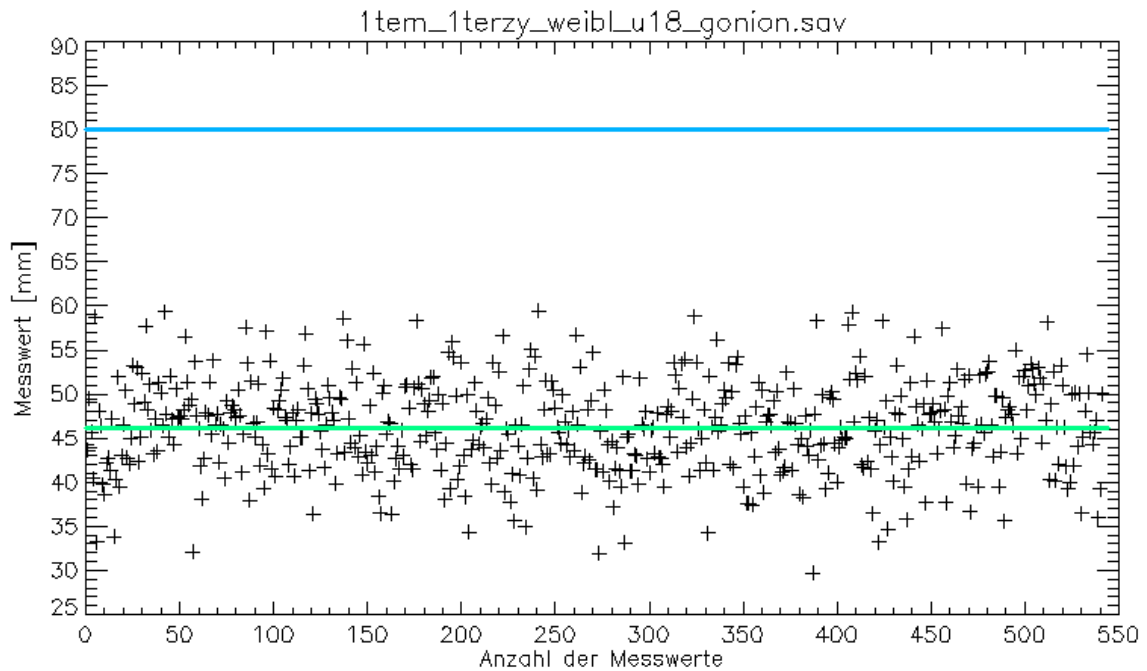


Abbildung 7-13: Punktdiagramm für Gonion, weiblich, $\geq 5 - < 18$ Jahre, mittleres FoV. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

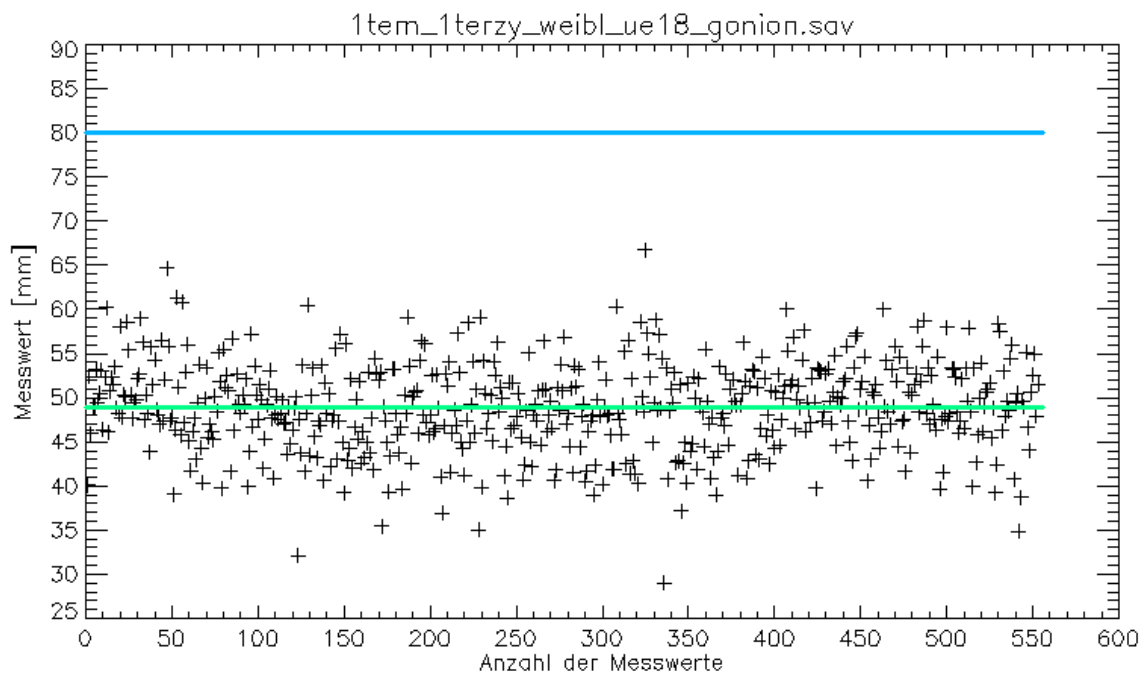


Abbildung 7-14: Punktdiagramm für Gonion, weiblich, $\geq 18 - \leq 78$ Jahre, mittleres FoV. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

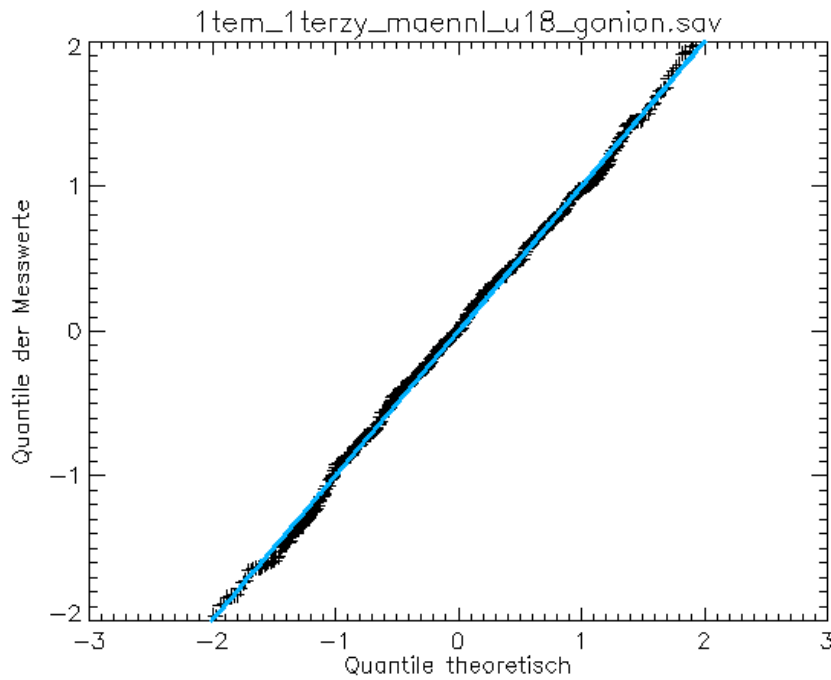


Abbildung 7-15: Q-Q-Plot für Gonion, mittleres FoV (160 x 160 mm), männlich $\geq 5 - < 18$ Jahre. Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

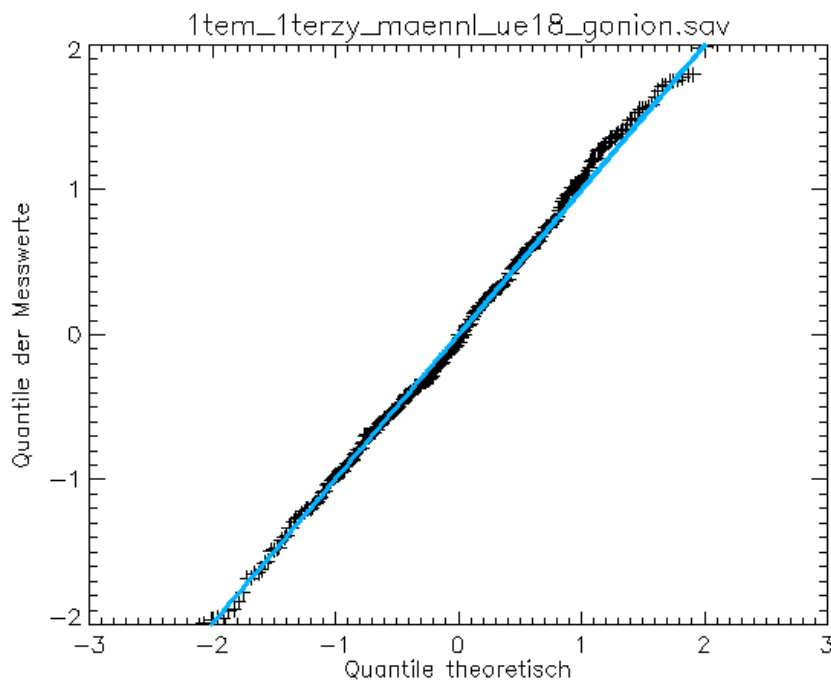


Abbildung 7-16: Q-Q-Plot für Gonion, mittleres FoV (160 x 160 mm), männlich, $\geq 18 - \leq 78$ Jahre. Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

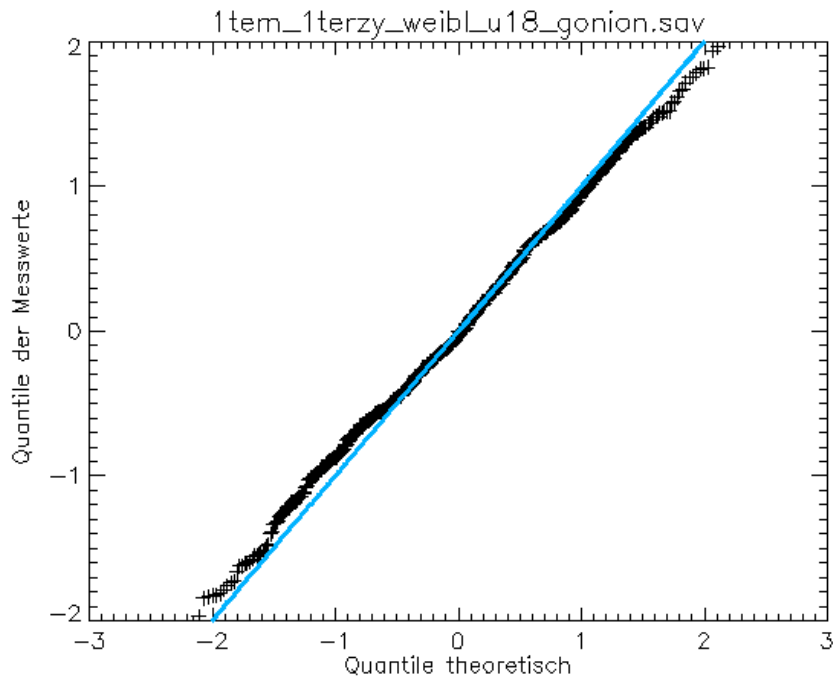


Abbildung 7-17: Q-Q-Plot für Gonion, mittleres FoV (160 x 160 mm), weiblich $\geq 5 - < 18$ Jahre. Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

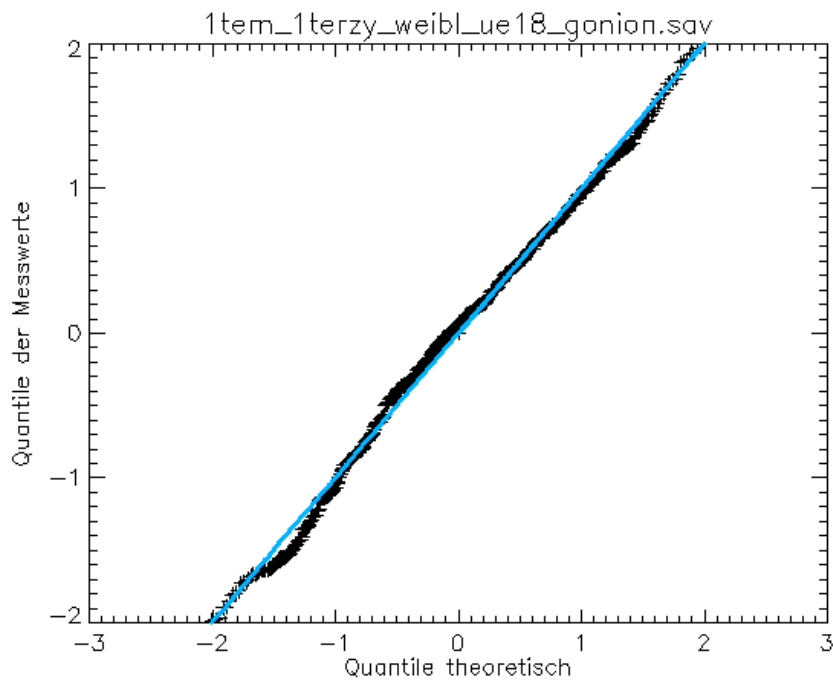


Abbildung 7-18: Q-Q-Plot für Gonion, mittleres FoV (160 x 160 mm), weiblich, $\geq 18 - \leq 78$ Jahre. Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

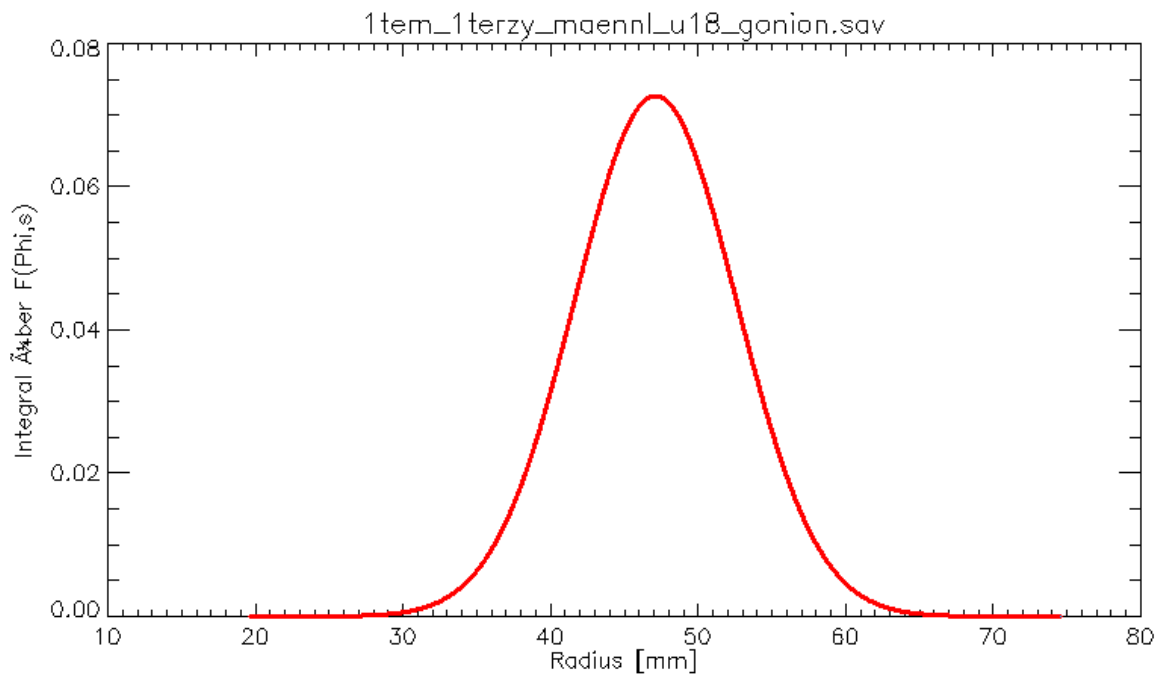


Abbildung 7-19: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktionen für Gonion im mittleren FoV gemessen für ♂ = männlich $\geq 5 - < 18$ Jahre.

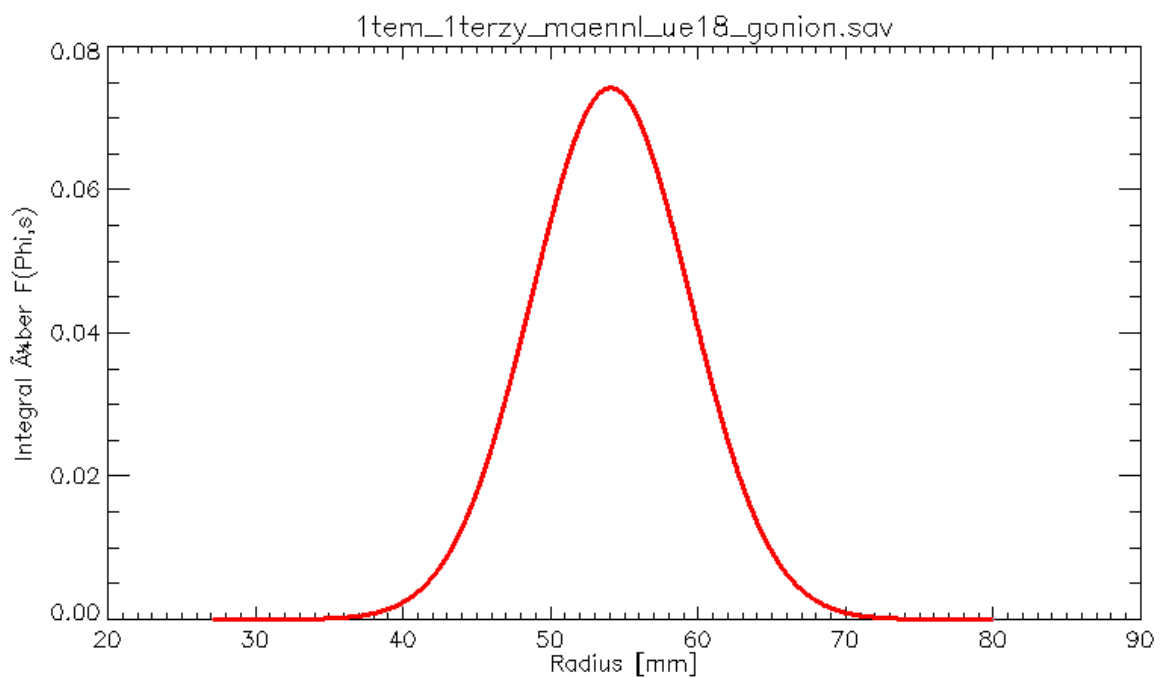


Abbildung 7-20: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktionen für Gonion im mittleren FoV gemessen für ♂ = männlich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre.

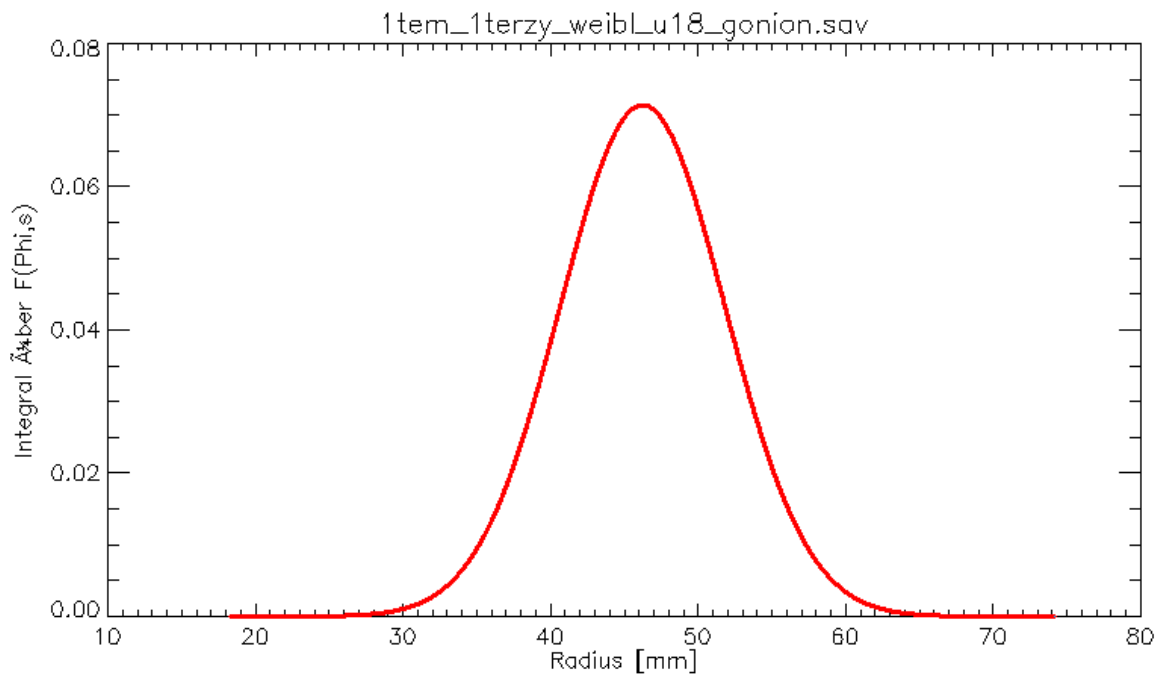


Abbildung 7-21: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktionen für Gonion im mittleren FoV gemessen für weiblich $\geq 5 - < 18$ Jahre.

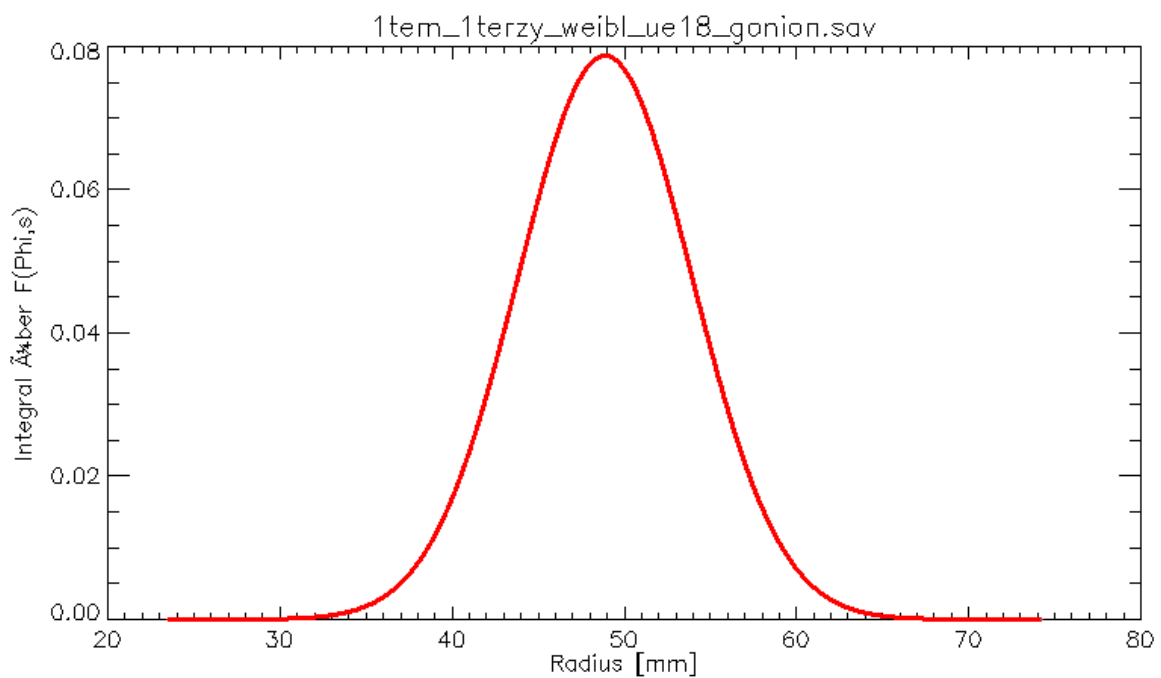


Abbildung 7-22: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktionen für Gonion im mittleren FoV gemessen für weiblich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre.

7.6.3 Porion im mittleren FoV

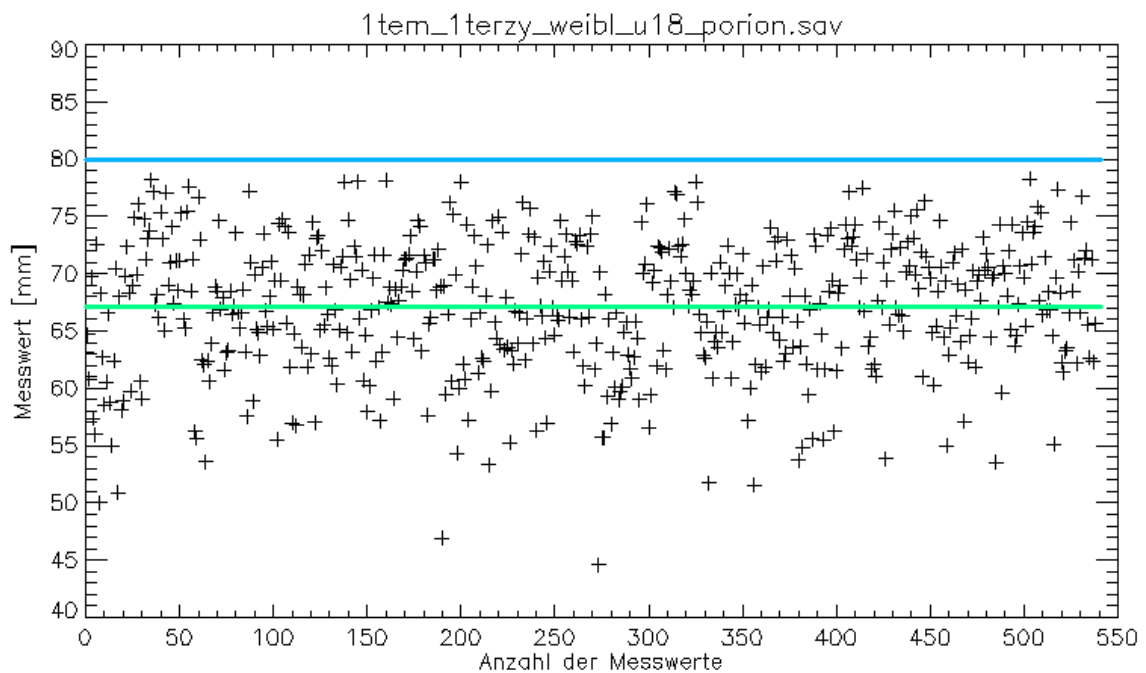


Abbildung 7-23: Punktdiagramm für Porion, weiblich $\geq 5 - < 18$ Jahre, mittleres FoV. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

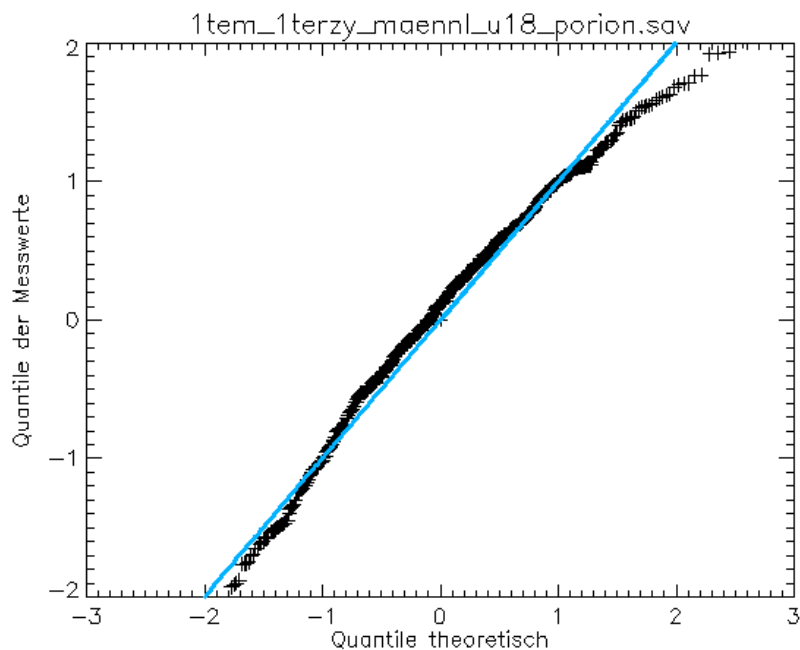


Abbildung 7-24: Q-Q-Plot für Porion, mittleres FoV (160 x 160 mm), männlich $\geq 5 - < 18$ Jahre. Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

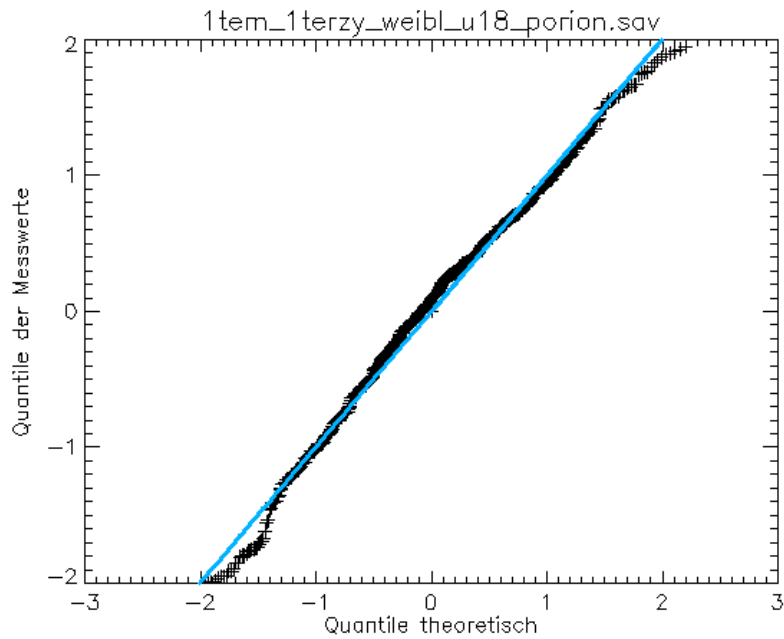


Abbildung 7-25: Q-Q-Plot für Porion im mittleren FoV (160 x 160 mm), weiblich $\geq 5 - < 18$ Jahre. Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

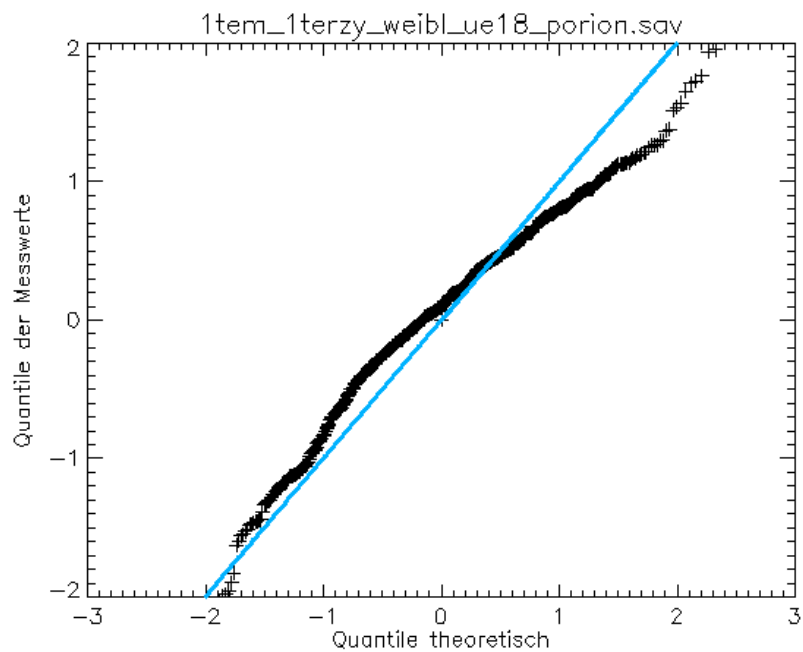


Abbildung 7-26: Q-Q-Plot für Porion im mittleren FoV (160 x 160 mm), weiblich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre. Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

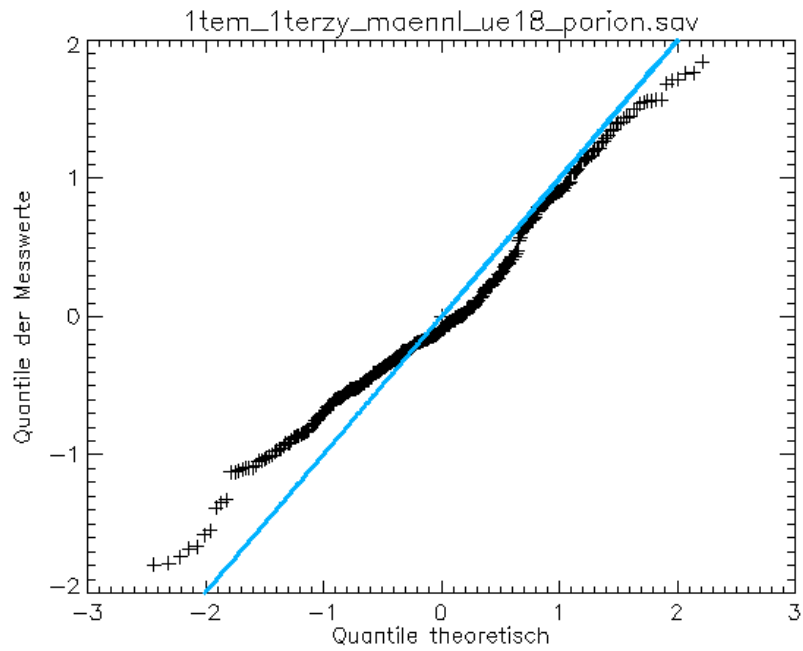


Abbildung 7-27: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktion für Porion, ♀ = weiblich $\geq 5 - < 18$ Jahre im mittleren FoV. Der Verlauf der Kurve ist bei 80 mm (dem Radius des mittleren FoVs) abgeschnitten, d.h. der Bezugspunkt konnte nicht bei allen Patienten innerhalb des Zylinders dargestellt werden.

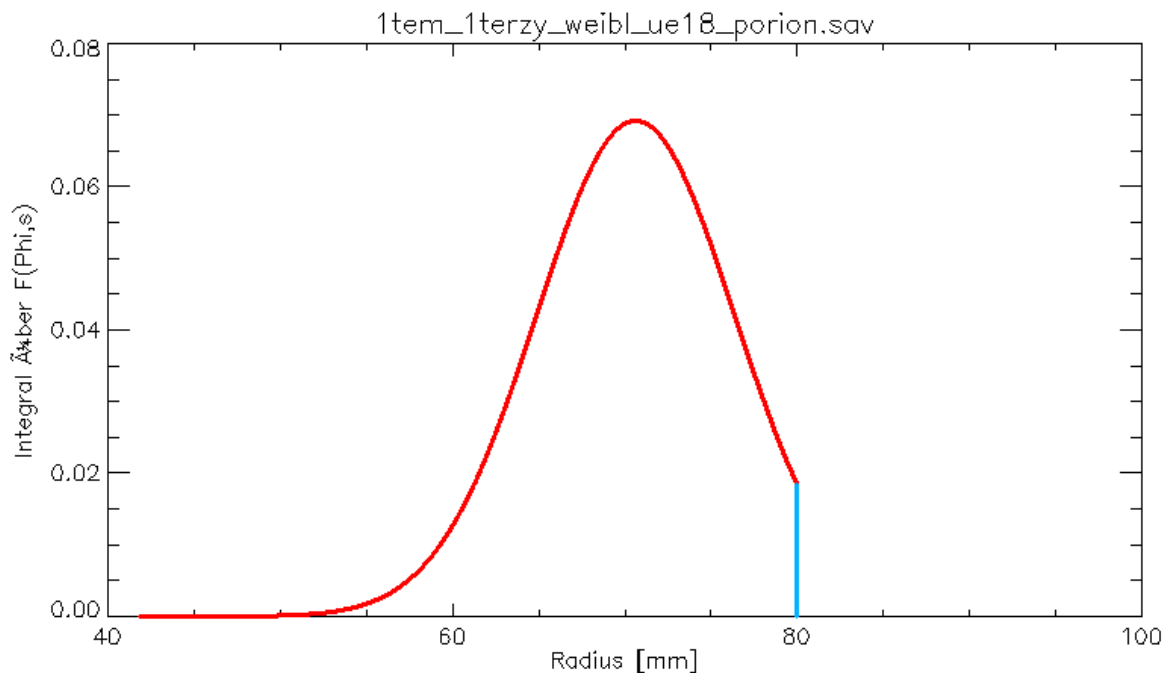


Abbildung 7-28: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktion für Porion im mittleren FoV gemessen für ♀ = weiblich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre. Der Verlauf der Kurve ist bei 80 mm (dem Radius des mittleren FoVs) abgeschnitten, d.h. der Bezugspunkt konnte nicht bei allen Patienten innerhalb des Zylinders dargestellt werden.

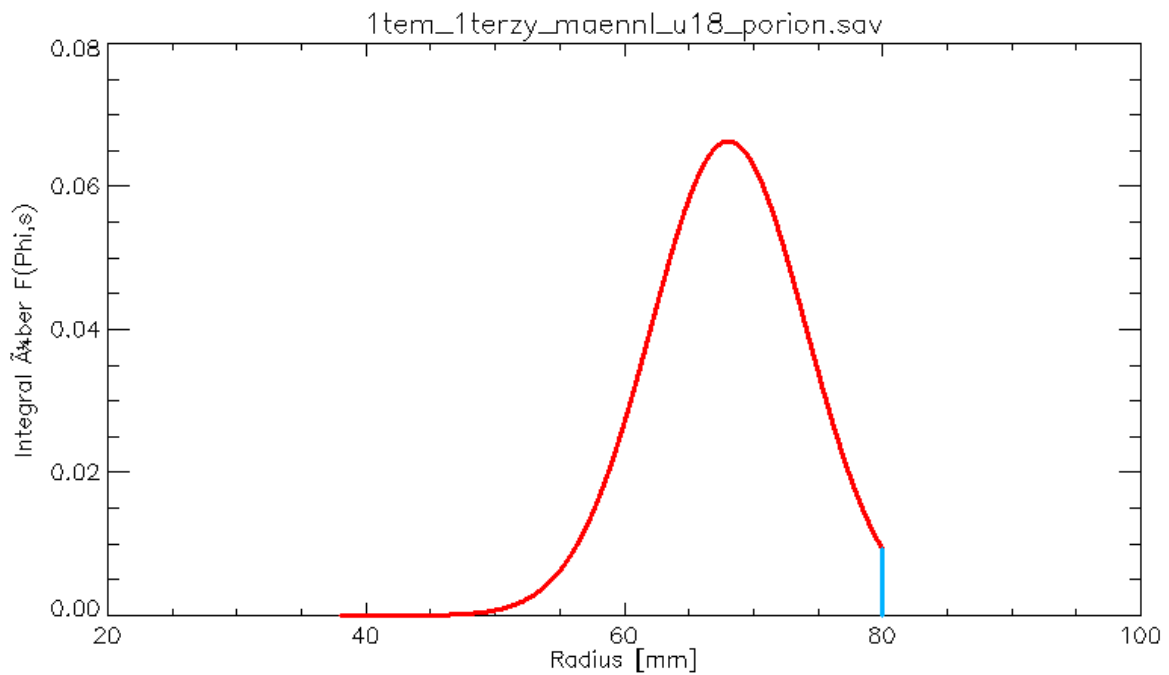


Abbildung 7-29: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktionen für Porion im mittleren FoV gemessen für ♂ = männlich $\geq 5 - < 18$ Jahre. Der Verlauf der Kurve ist bei 80 mm (dem Radius des mittleren FoVs) abgeschnitten, d.h. der Bezugspunkt konnte nicht bei allen Patienten innerhalb des Zylinders dargestellt werden.

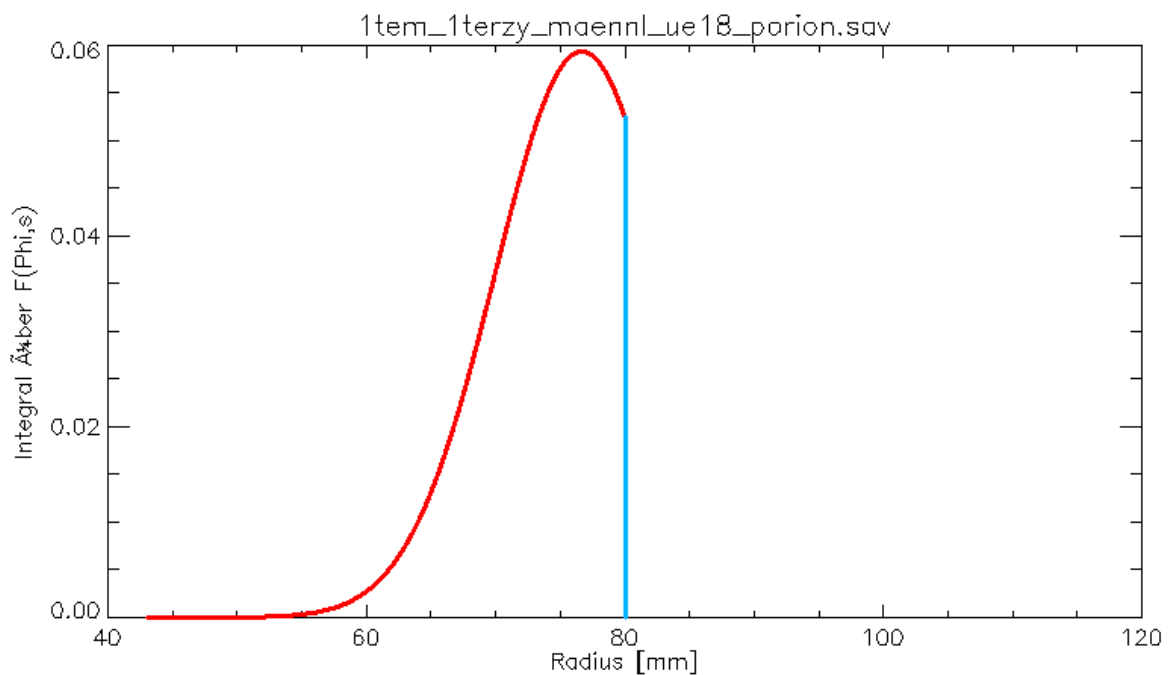


Abbildung 7-30: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktion für Porion im mittleren FoV gemessen für ♂ = männlich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre. Der Verlauf der Kurve ist bei 80 mm (dem Radius des mittleren FoVs) abgeschnitten, d.h. der Bezugspunkt konnte nicht bei allen Patienten innerhalb des Zylinders dargestellt werden.

7.6.4 Condylion im mittleren FoV plus Gesichtsscan

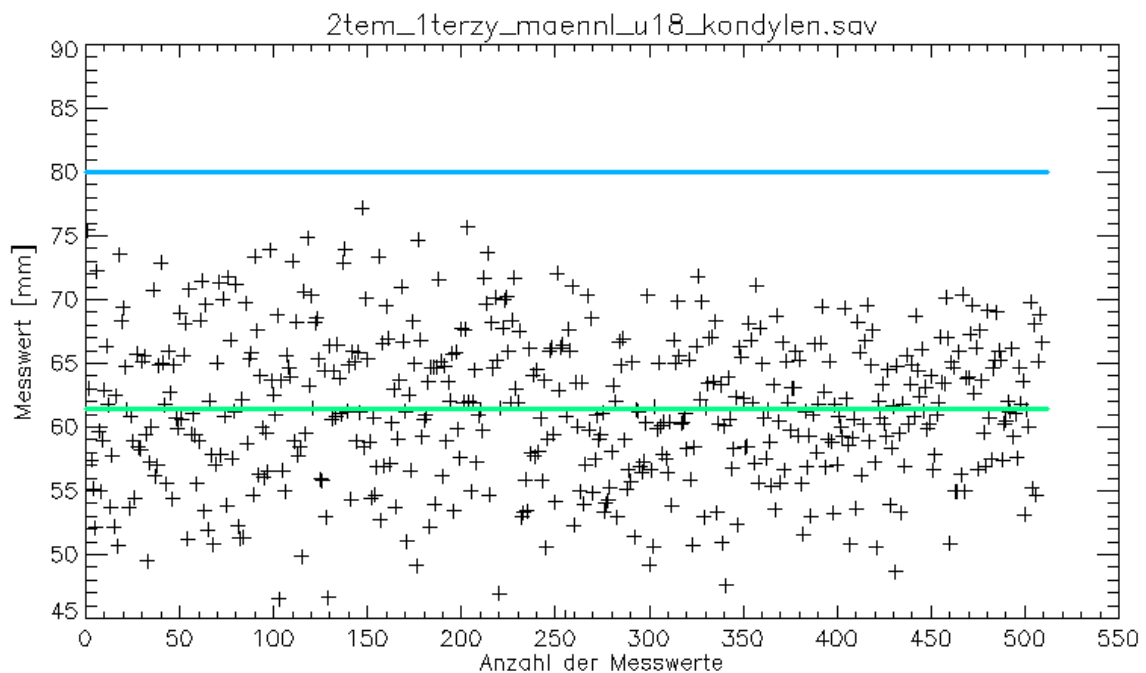


Abbildung 7-31: Punktdiagramm für Condylion, männlich ≥ 5 - < 18 Jahre, mittleres FoV plus Gesichtsscan. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

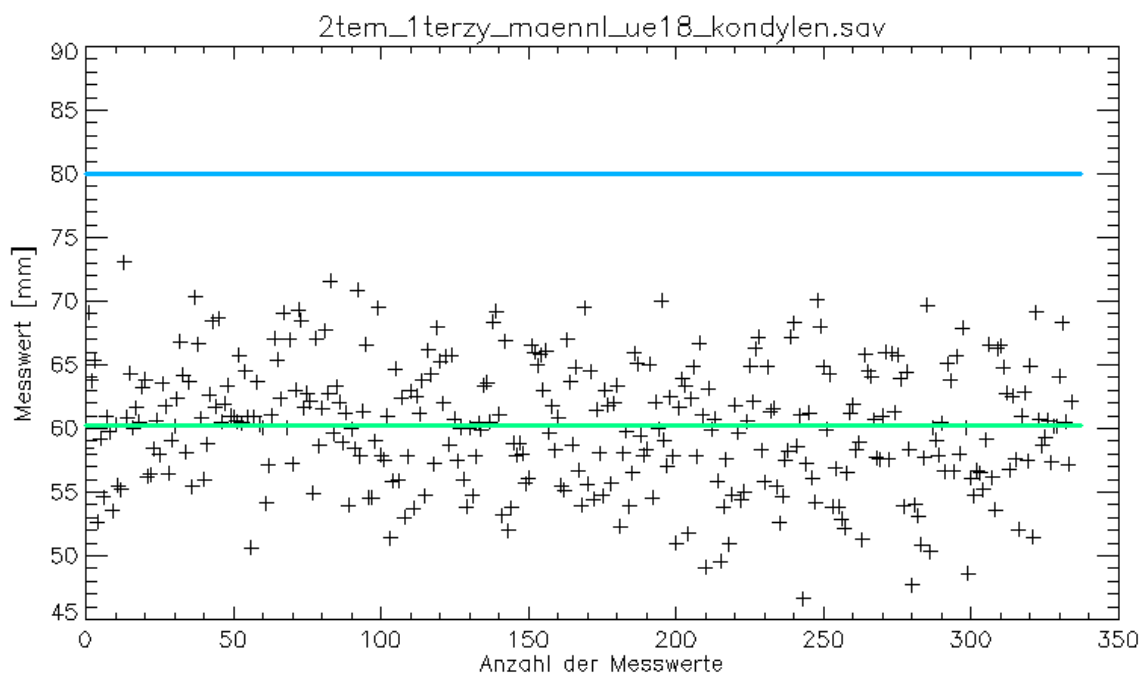


Abbildung 7-32: Punktdiagramm für Condylion, männlich ≥ 18 - ≤ 78 Jahre, mittleres FoV plus Gesichtsscan. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

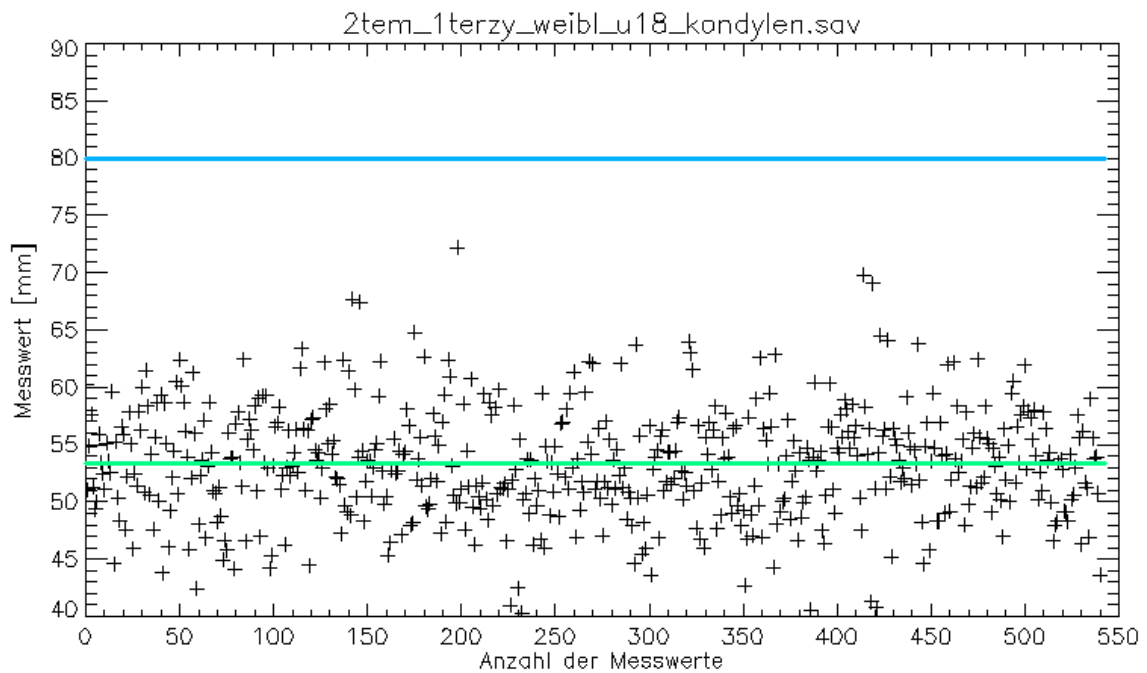


Abbildung 7-33: Punktdiagramm für Condylion, weiblich $\geq 5 - < 18$ Jahre, mittleres FoV plus Gesichtsscan. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

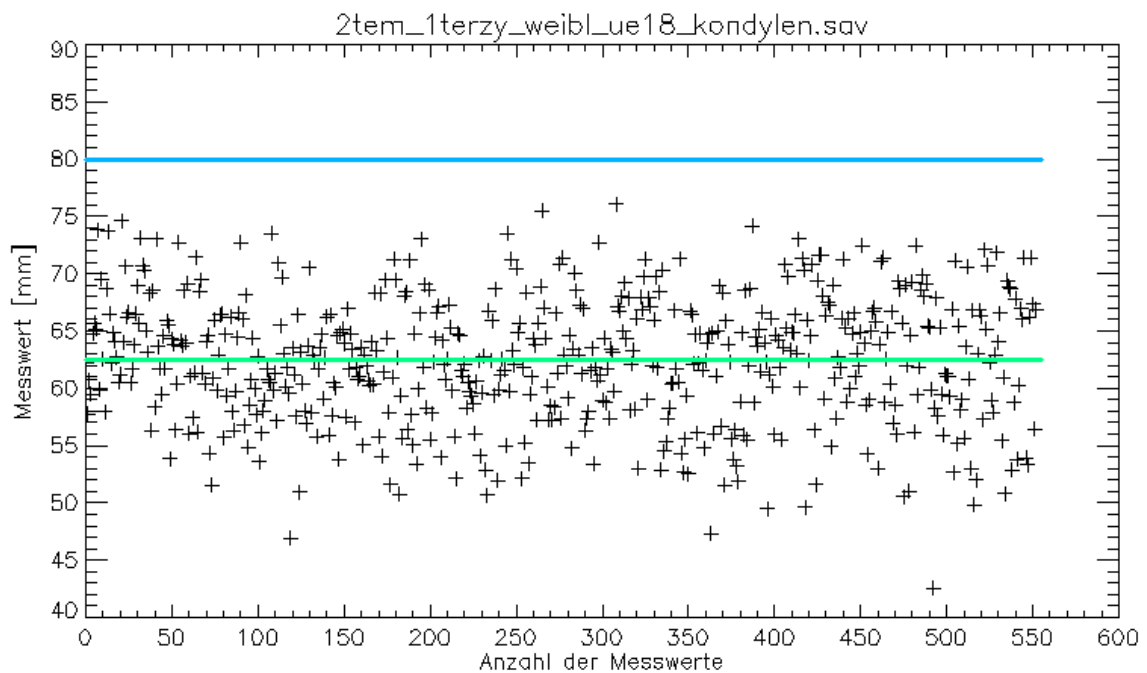


Abbildung 7-34: Punktdiagramm für Condylion, weiblich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre, mittleres FoV plus Gesichtsscan. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

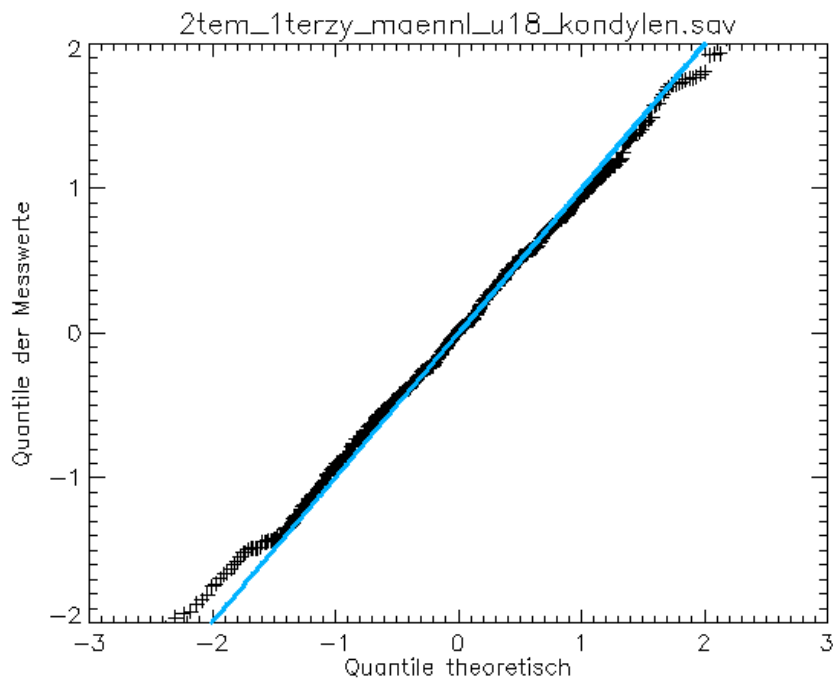


Abbildung 7-35: Q-Q-Plot für Condylion, mittleres FoV plus Gesichtsscan, männlich $\geq 5 - < 18$ Jahre. Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

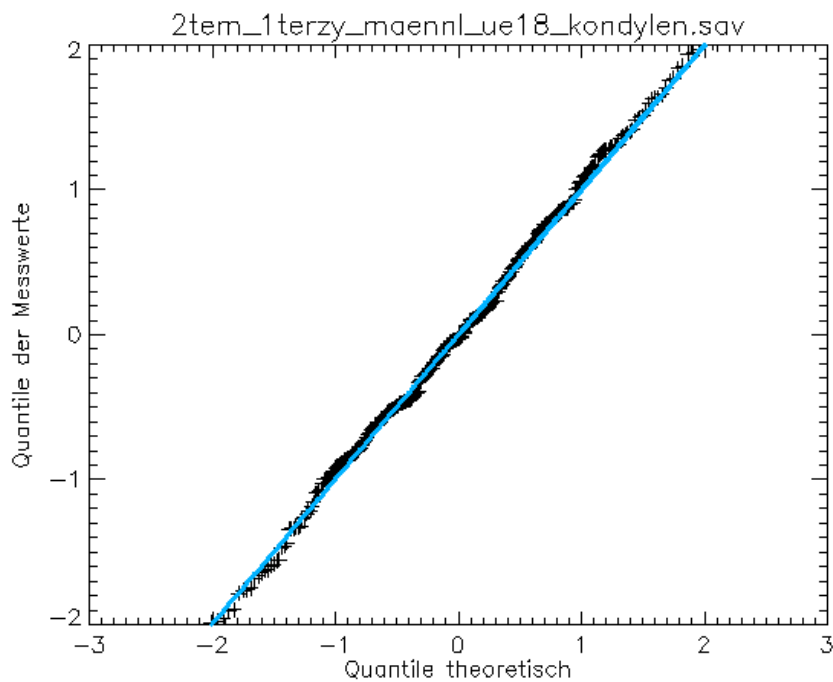


Abbildung 7-36: Q-Q-Plot für Condylion, mittleres FoV plus Gesichtsscan, männlich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre. Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

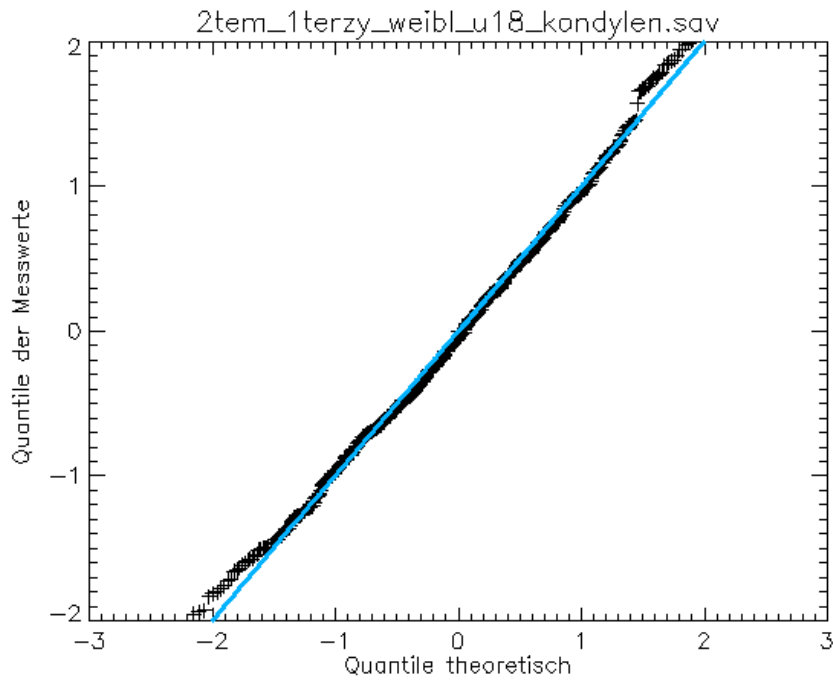


Abbildung 7-37: Q-Q-Plot für Condylion, mittleres FoV plus Gesichtsscan, weiblich $\geq 5 - < 18$ Jahre. Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

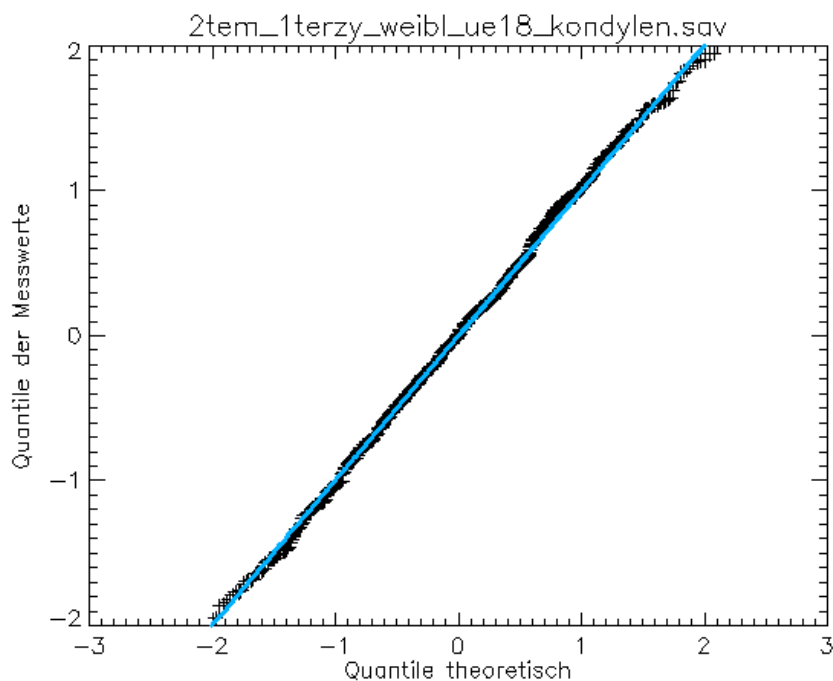


Abbildung 7-38: Q-Q-Plot für Condylion, mittleres FoV plus Gesichtsscan, weiblich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre. Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

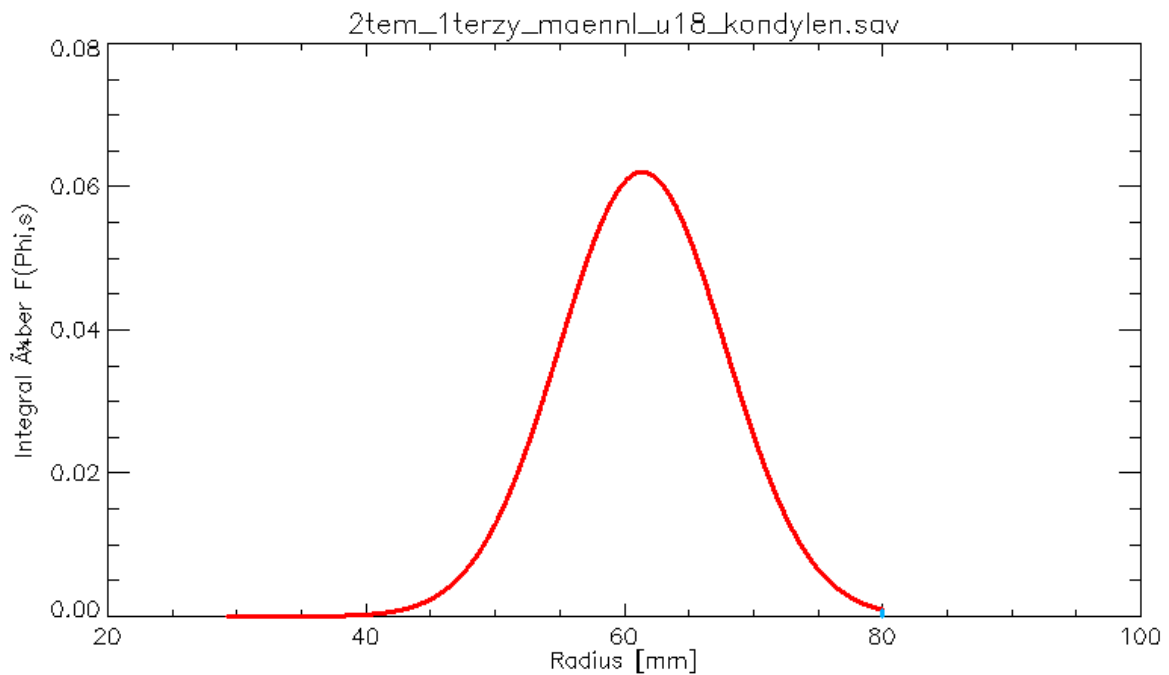


Abbildung 7-39: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktion für Condylion, männlich $\geq 5 - < 18$ Jahre im mittleren FoV plus Gesichtsscan. Der Verlauf der Kurve ist bei 80 mm (dem Radius des mittleren FoVs) abgeschnitten, d.h. der Bezugspunkt konnte nicht bei allen Patienten innerhalb des Zylinders dargestellt werden.

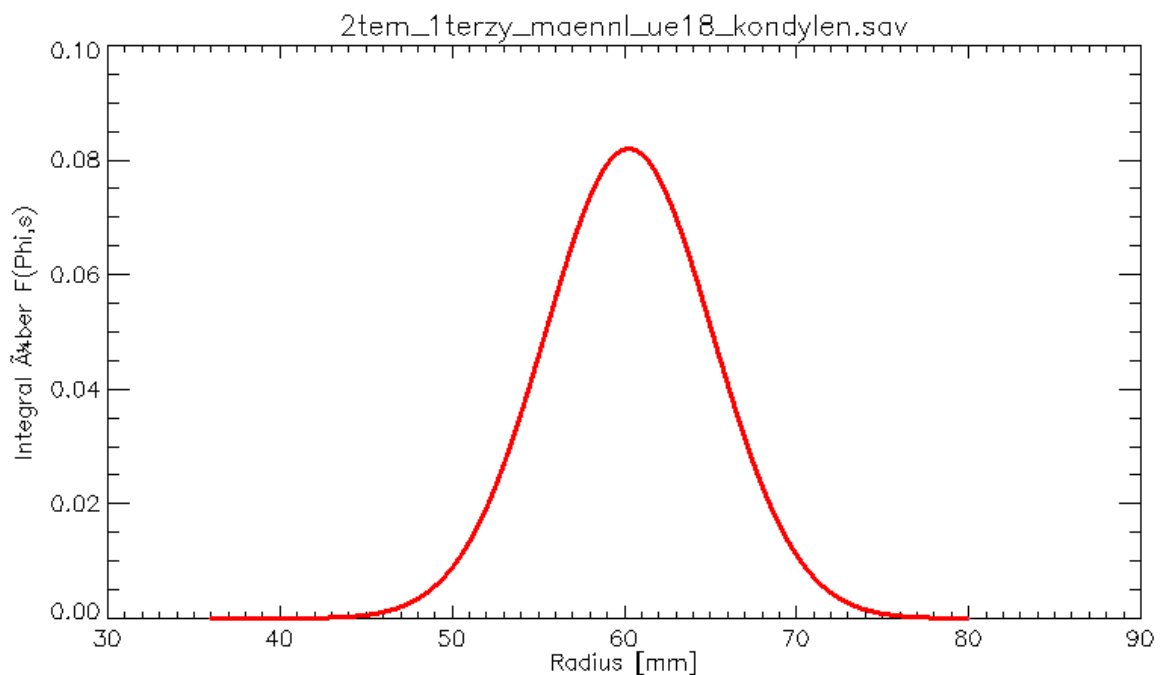


Abbildung 7-40: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktion für Condylion, männlich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre im mittleren FoV plus Gesichtsscan. Der Verlauf der Kurve ist bei 80 mm (dem Radius des mittleren FoVs) abgeschnitten, d.h. der Bezugspunkt konnte nicht bei allen Patienten innerhalb des Zylinders dargestellt werden.

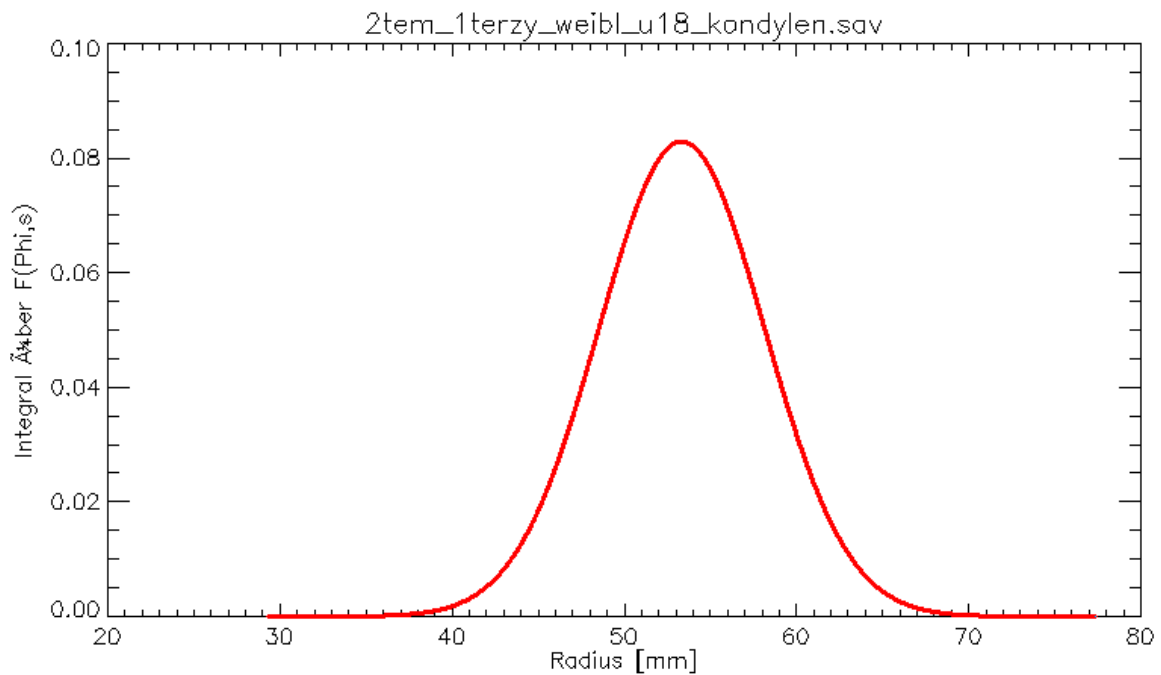


Abbildung 7-41: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktion für Condylion, weiblich $\geq 5 - < 18$ Jahre im mittleren FoV plus Gesichtsscan. Der Verlauf der Kurve ist bei 80 mm (dem Radius des mittleren FoVs) abgeschnitten, d.h. der Bezugspunkt konnte nicht bei allen Patienten innerhalb des Zylinders dargestellt werden.

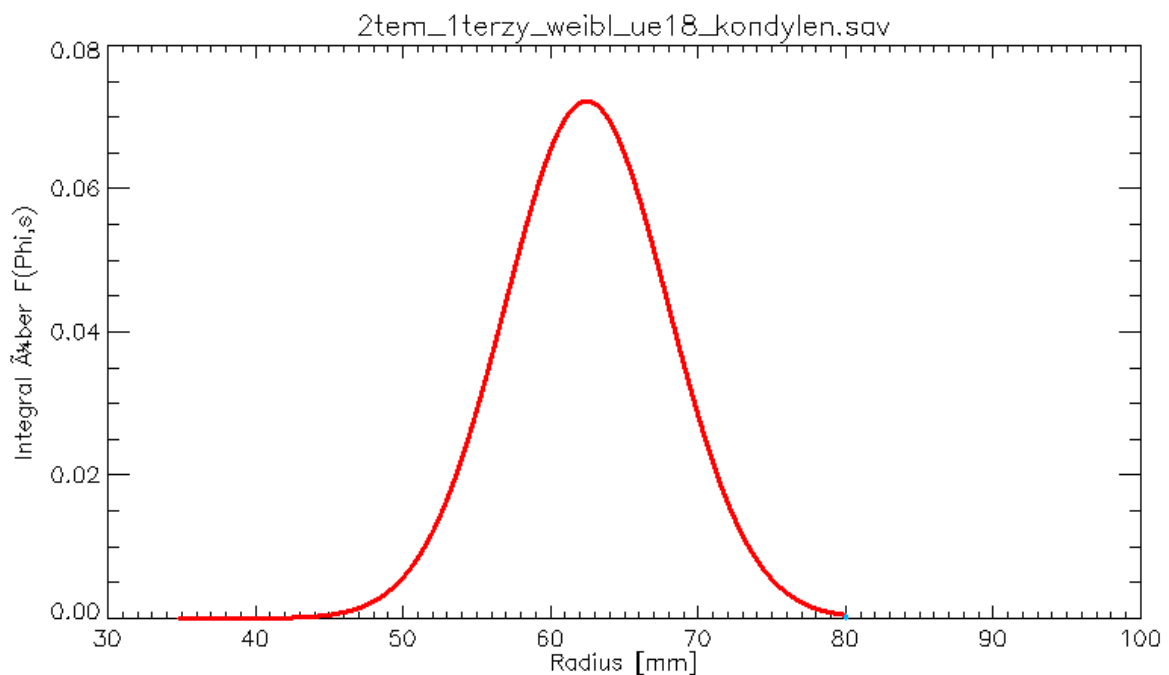


Abbildung 7-42: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktion für Condylion, weiblich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre im mittleren FoV plus Gesichtsscan. Der Verlauf der Kurve ist bei 80 mm (dem Radius des mittleren FoVs) abgeschnitten, d.h. der Bezugspunkt konnte nicht bei allen Patienten innerhalb des Zylinders dargestellt werden.

7.6.5 Gonion im mittleren FoV plus Gesichtsscan

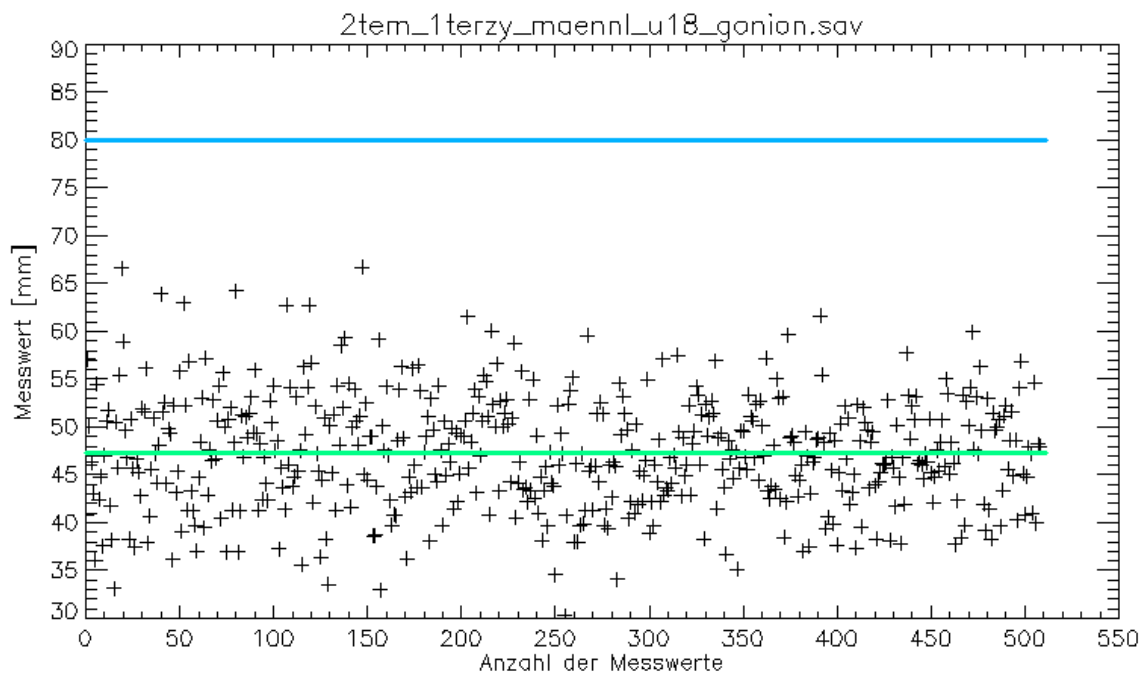


Abbildung 7-43: Punktdiagramm für Gonion, männlich ≥ 5 - < 18 Jahre, mittleres FoV plus Gesichtsscan. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

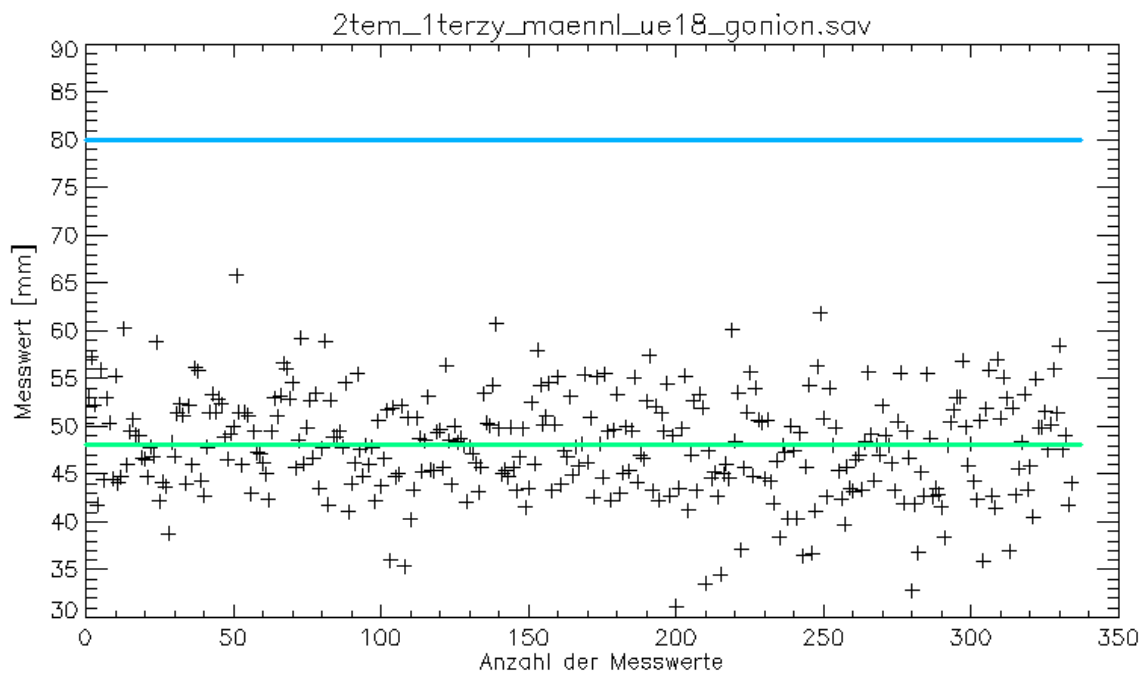


Abbildung 7-44: Punktdiagramm für Gonion, männlich ≥ 18 - ≤ 78 Jahre Jahre, mittleres FoV plus Gesichtsscan. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

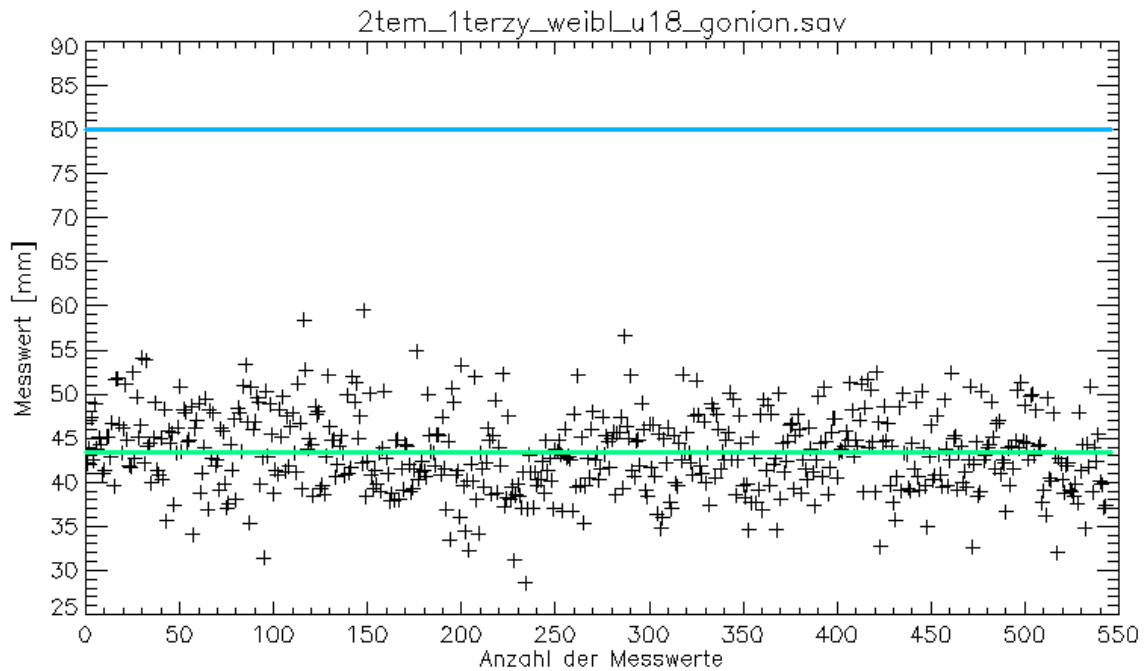


Abbildung 7-45: Punktdiagramm für Gonion, weiblich $\geq 5 - < 18$ Jahre, mittleres FoV plus Gesichtsscan. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

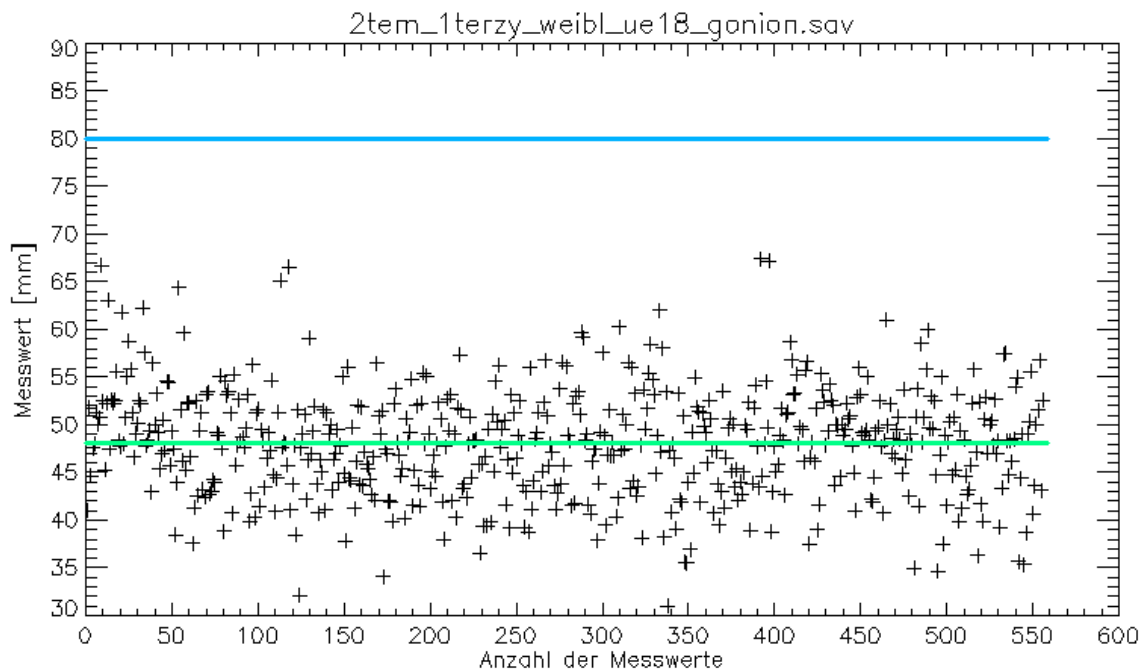


Abbildung 7-46: Punktdiagramm für Gonion, weiblich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre, mittleres FoV plus Gesichtsscan. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

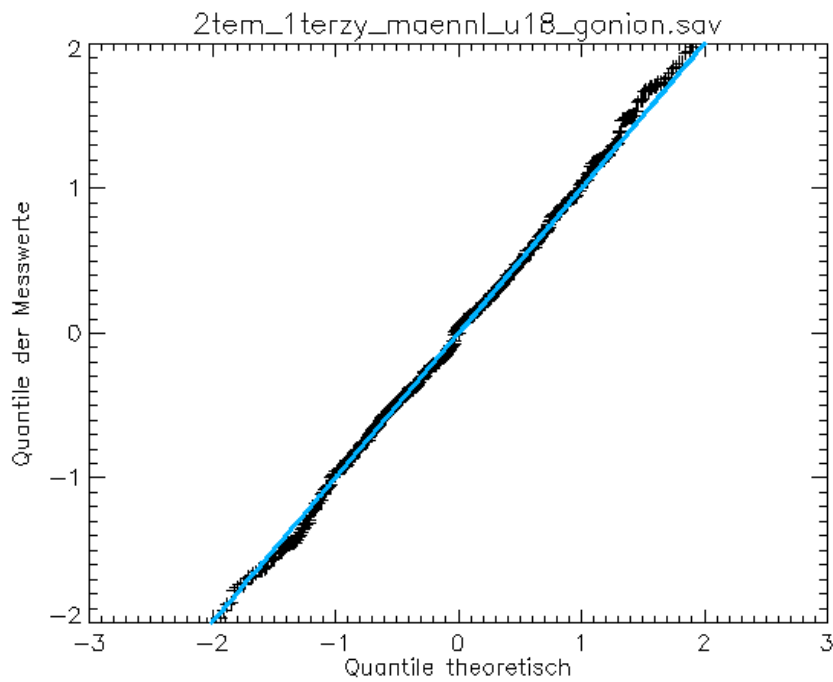


Abbildung 7-47: Q-Q-Plot für Gonion, mittleres FoV plus Gesichtsscan, männlich $\geq 5 - < 18$ Jahre. Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

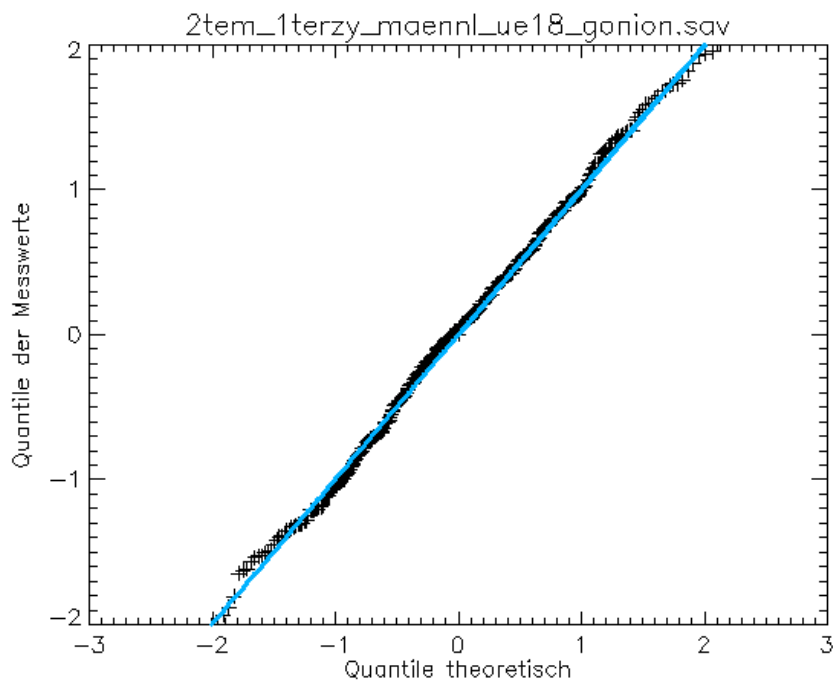


Abbildung 7-48: Q-Q-Plot für Gonion, mittleres FoV plus Gesichtsscan, männlich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre. Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

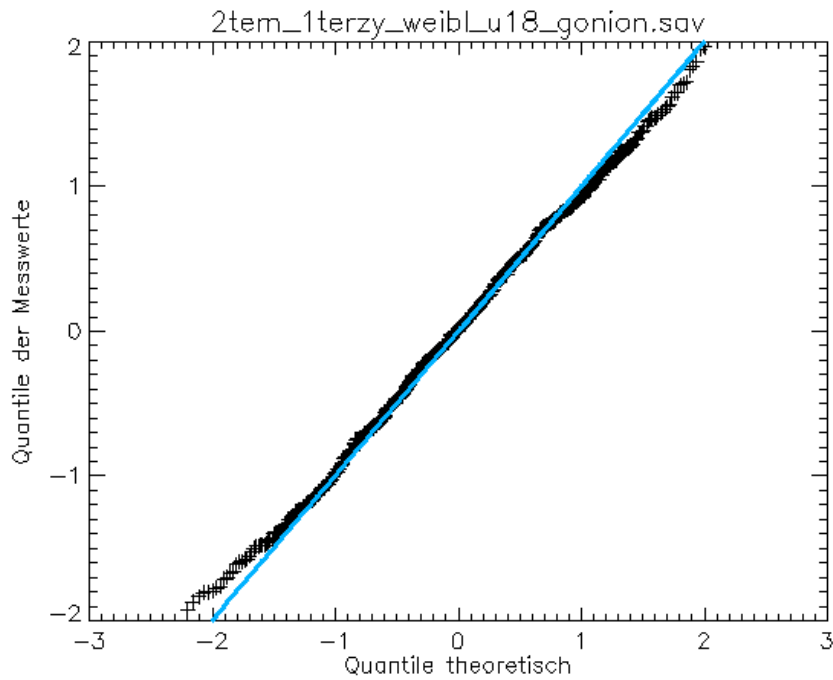


Abbildung 7-49: Q-Q-Plot für Gonion, mittleres FoV plus Gesichtsscan, weiblich $\geq 5 - < 18$ Jahre. Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

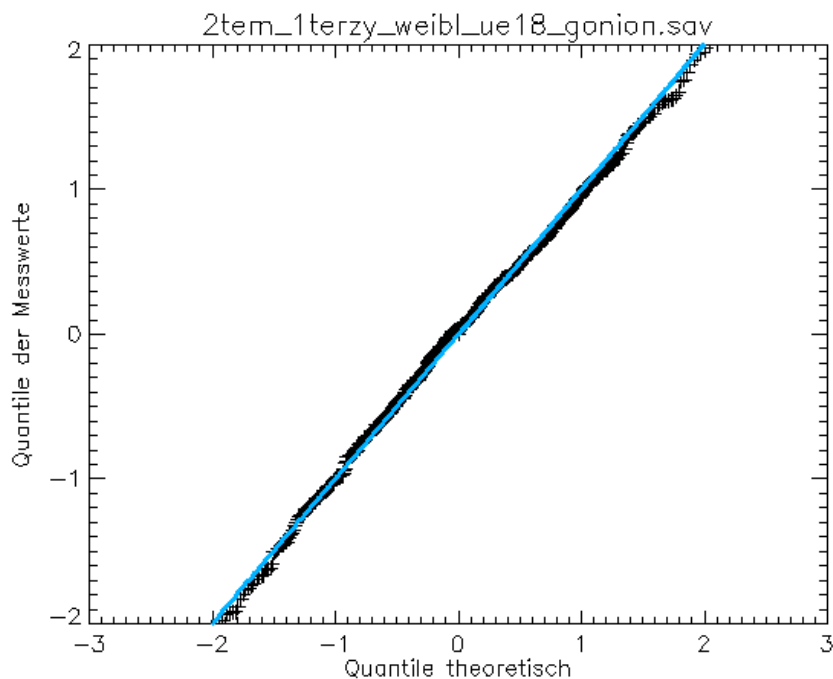


Abbildung 7-50: Q-Q-Plot für Gonion, mittleres FoV plus Gesichtsscan, weiblich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre. Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

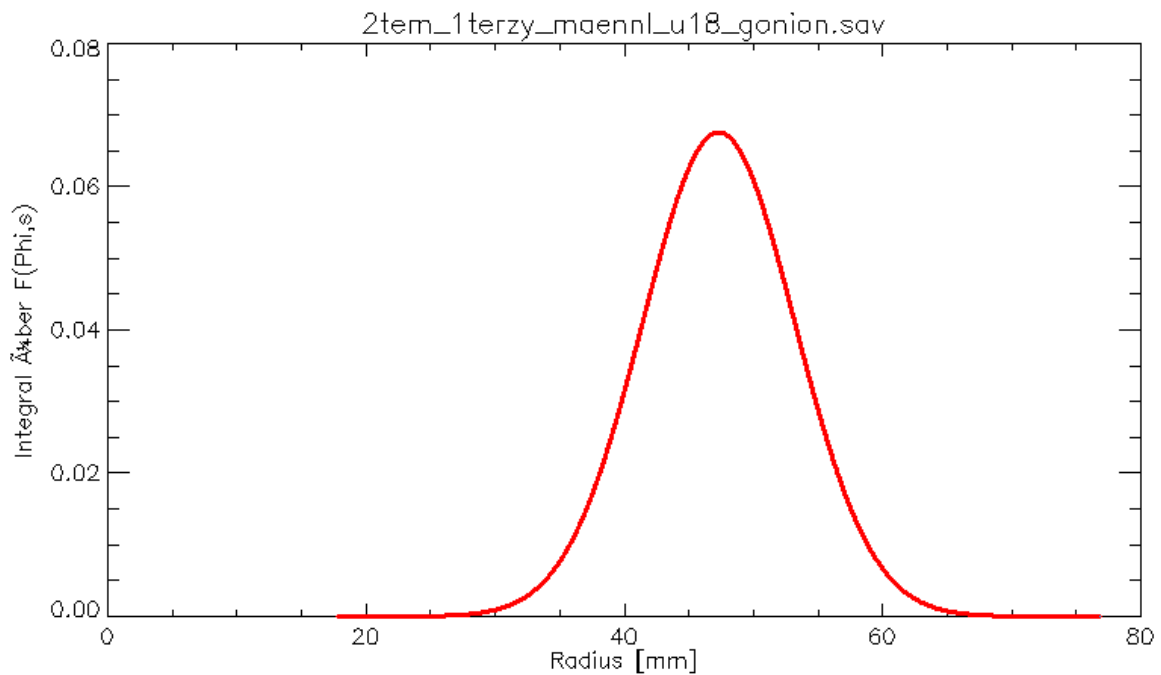


Abbildung 7-51: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktion für Gonion, männlich $\geq 5 - < 18$ Jahre im mittleren FoV plus Gesichtsscan. Der Verlauf der Kurve ist bei 80 mm (dem Radius des mittleren FoVs) abgeschnitten, d.h. der Bezugspunkt konnte nicht bei allen Patienten innerhalb des Zylinders dargestellt werden.

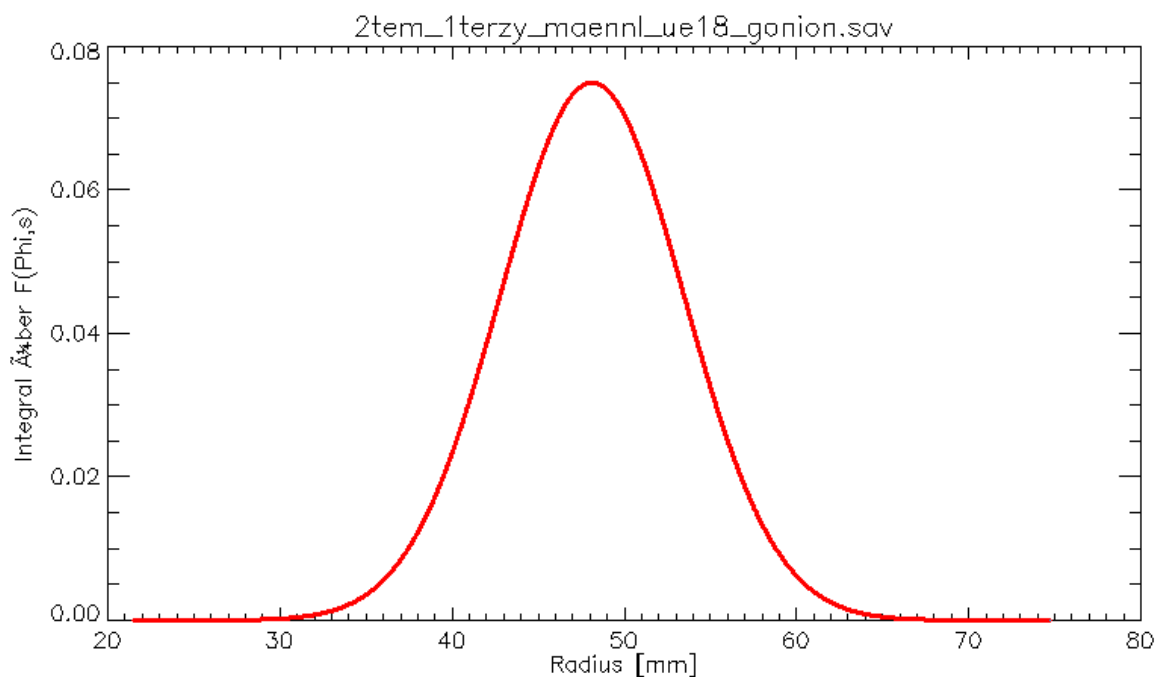


Abbildung 7-52: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktion für Gonion, $\geq 18 - \leq 78$ Jahre im mittleren FoV plus Gesichtsscan. Der Verlauf der Kurve ist bei 80 mm (dem Radius des mittleren FoVs) abgeschnitten, d.h. der Bezugspunkt konnte nicht bei allen Patienten innerhalb des Zylinders dargestellt werden.

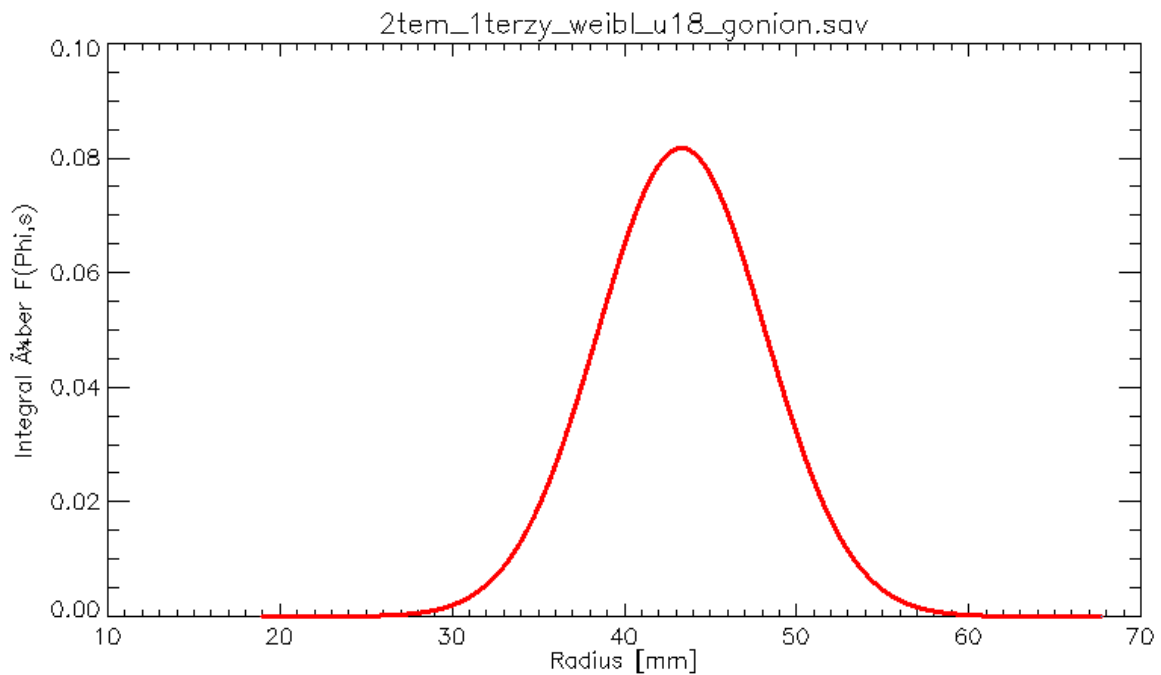


Abbildung 7-53: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktion für Gonion, ♀ = weiblich $\geq 5 - < 18$ Jahre im mittleren FoV plus Gesichtssca. Die Normalverteilungskurve ist in ihrem Verlauf vollständig, d.h. der Bezugspunkt konnte bei allen Patienten innerhalb des Zylinders dargestellt werden.

7.6.6 Porion im mittleren FoV plus Gesichtsscan

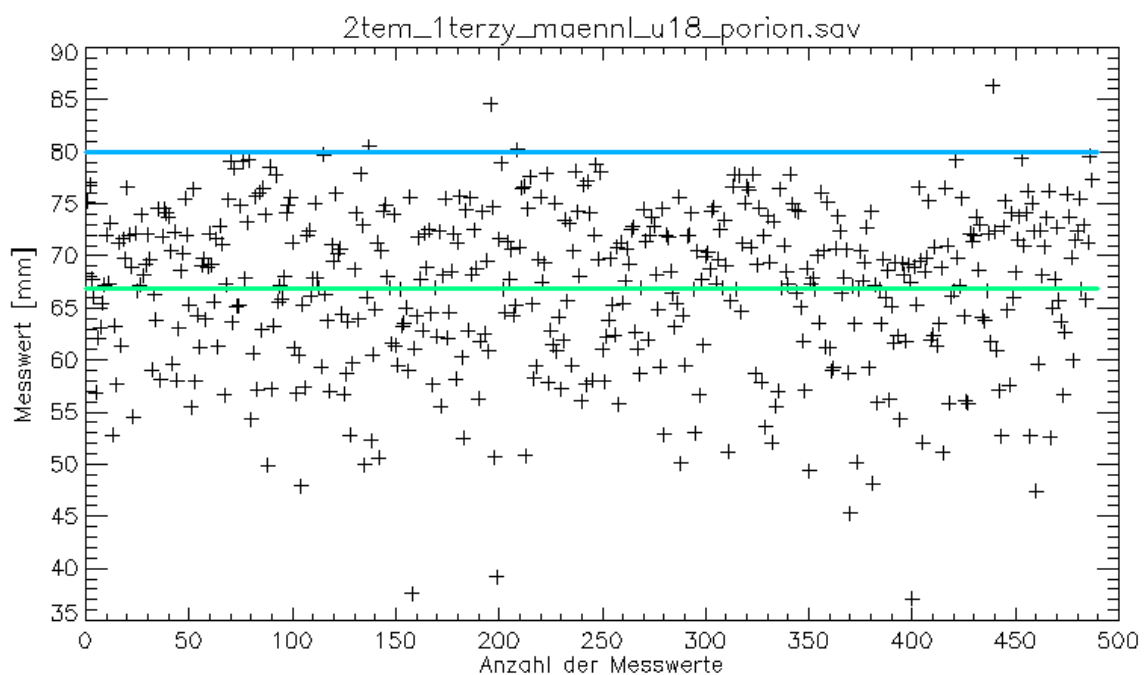


Abbildung 7-54: Punktdiagramm für Porion, männlich $\geq 5 - < 18$ Jahre, mittleres FoV plus Gesichtssca. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

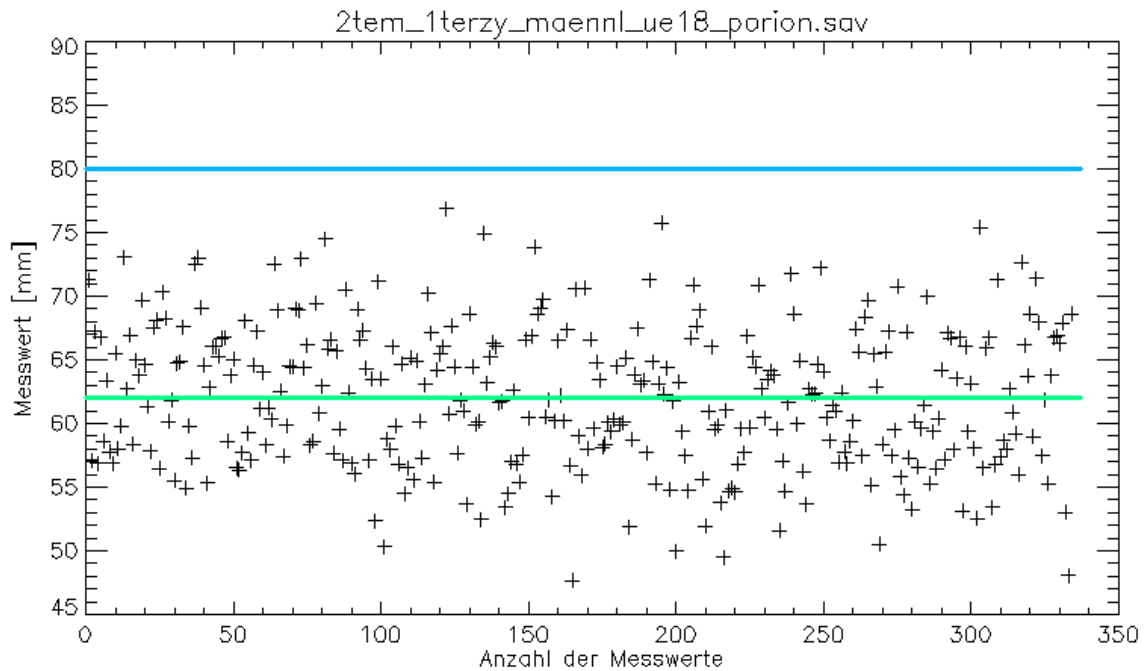


Abbildung 7-55: Punktdiagramm für Porion, männlich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre, mittleres FoV plus Gesichtsscan. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

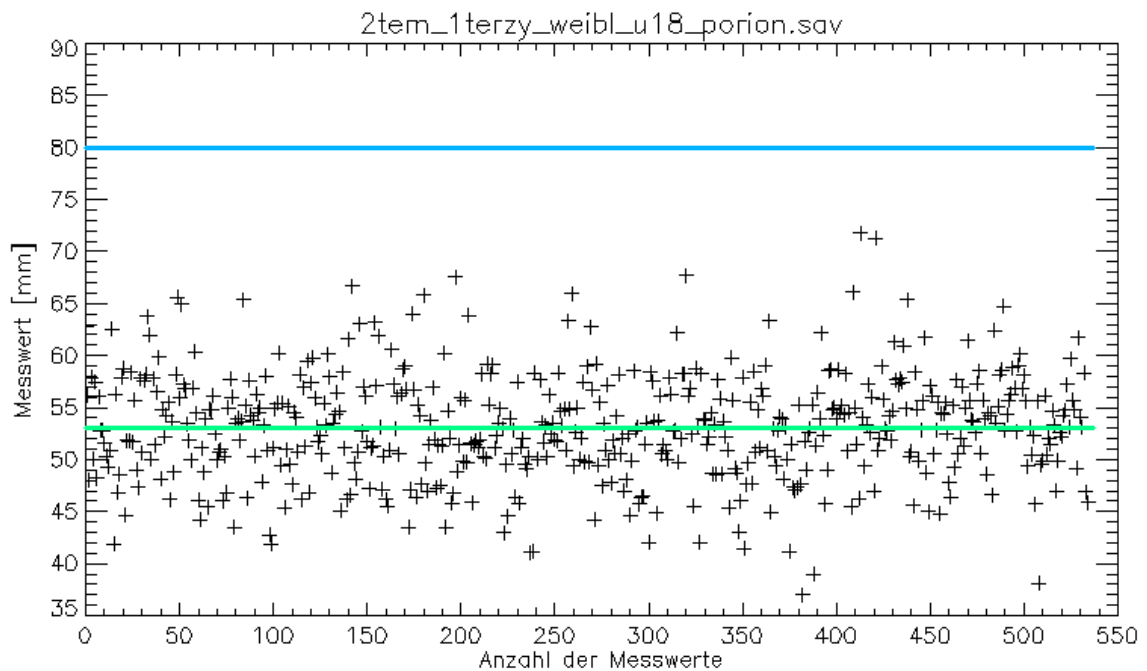


Abbildung 7-56: Punktdiagramm für Porion, weiblich $\geq 5 - < 18$ Jahre, mittleres FoV plus Gesichtsscan. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

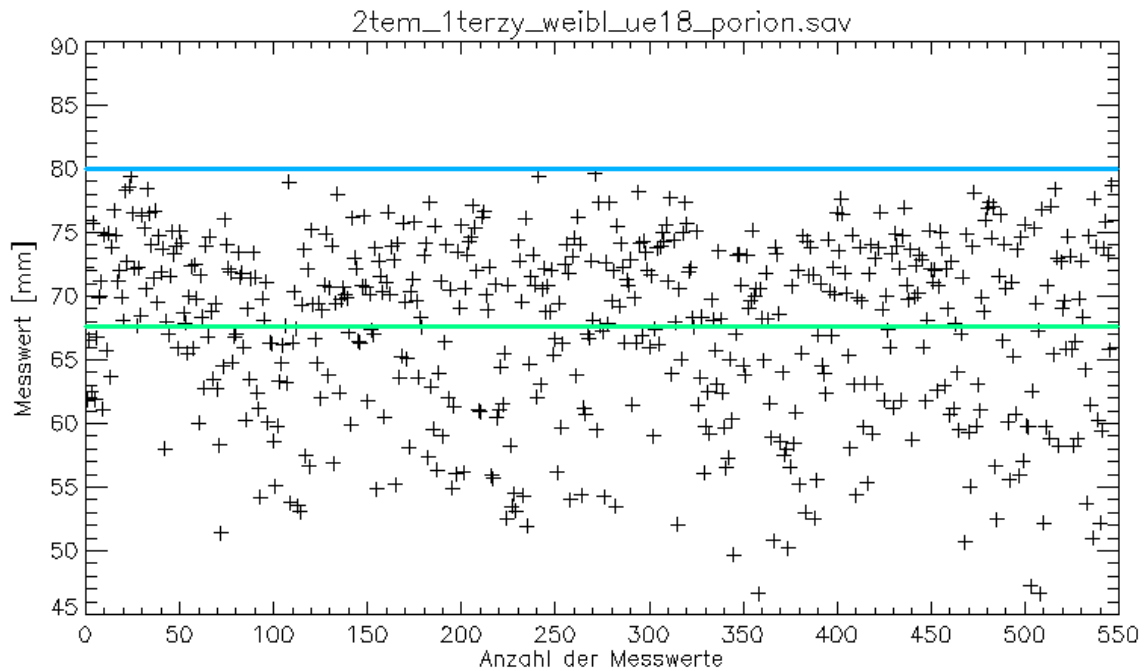


Abbildung 7-57: Punktdiagramm für Porion, weiblich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre, mittleres FoV plus Gesichtsscan. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

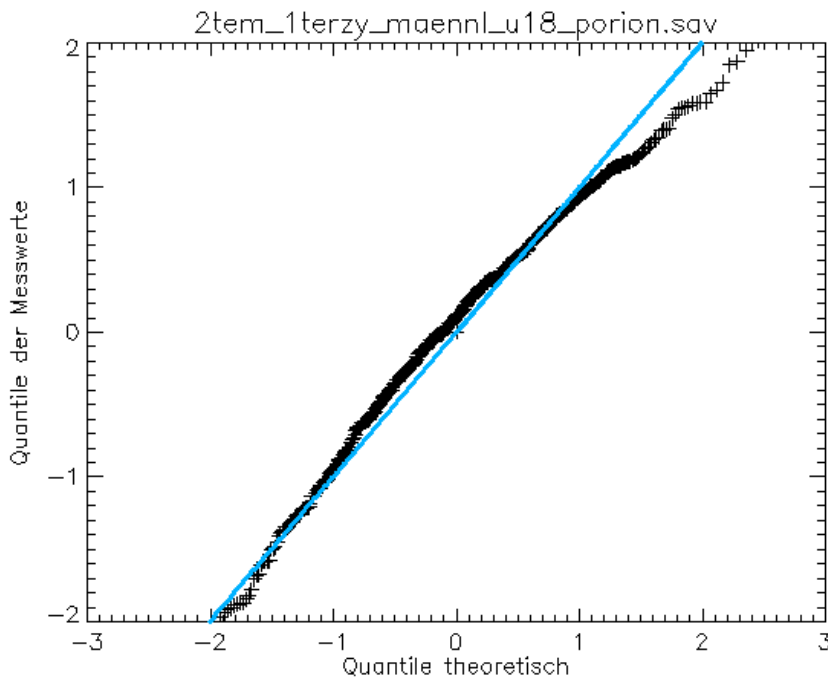


Abbildung 7-58: Q-Q-Plot für Porion, mittleres FoV plus Gesichtsscan, männlich $\geq 5 - < 18$ Jahre. Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

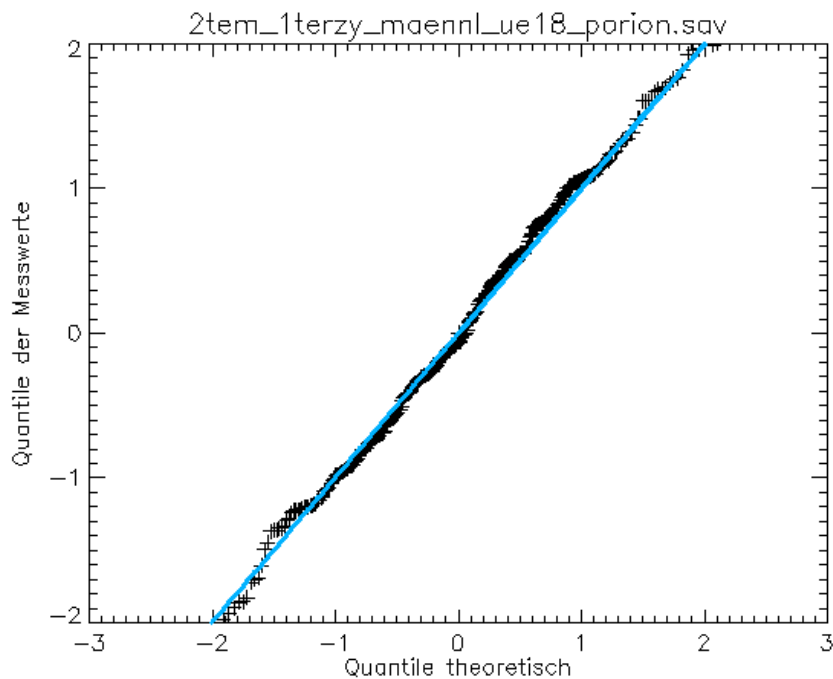


Abbildung 7-59: Q-Q-Plot für Porion, mittleres FoV plus Gesichtsscan, männlich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre. Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

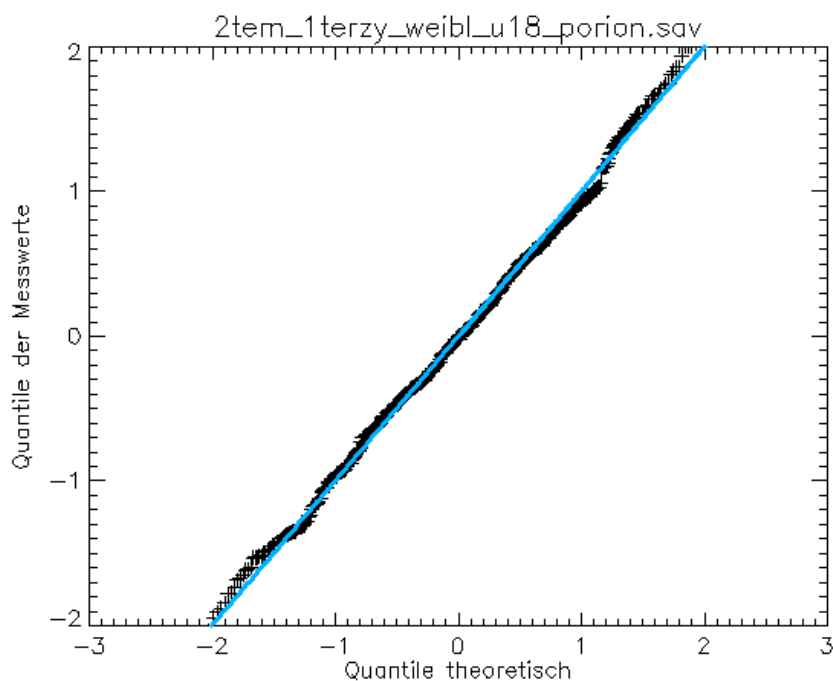


Abbildung 7-60: Q-Q-Plot für Porion, mittleres FoV plus Gesichtsscan, weiblich $\geq 5 - < 18$ Jahre. Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

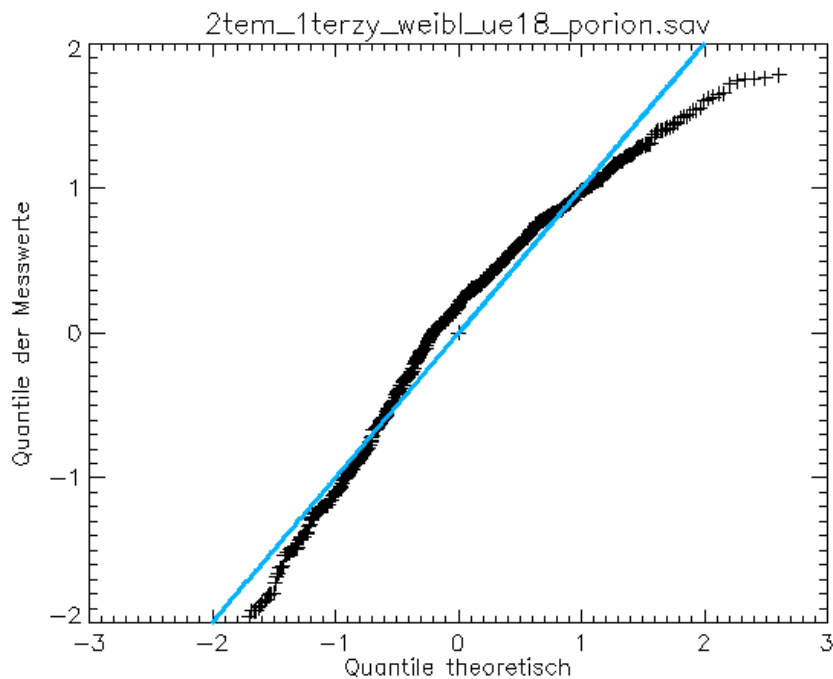


Abbildung 7-61: Q-Q-Plot für Porion, mittleres FoV plus Gesichtsscan, weiblich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre. Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

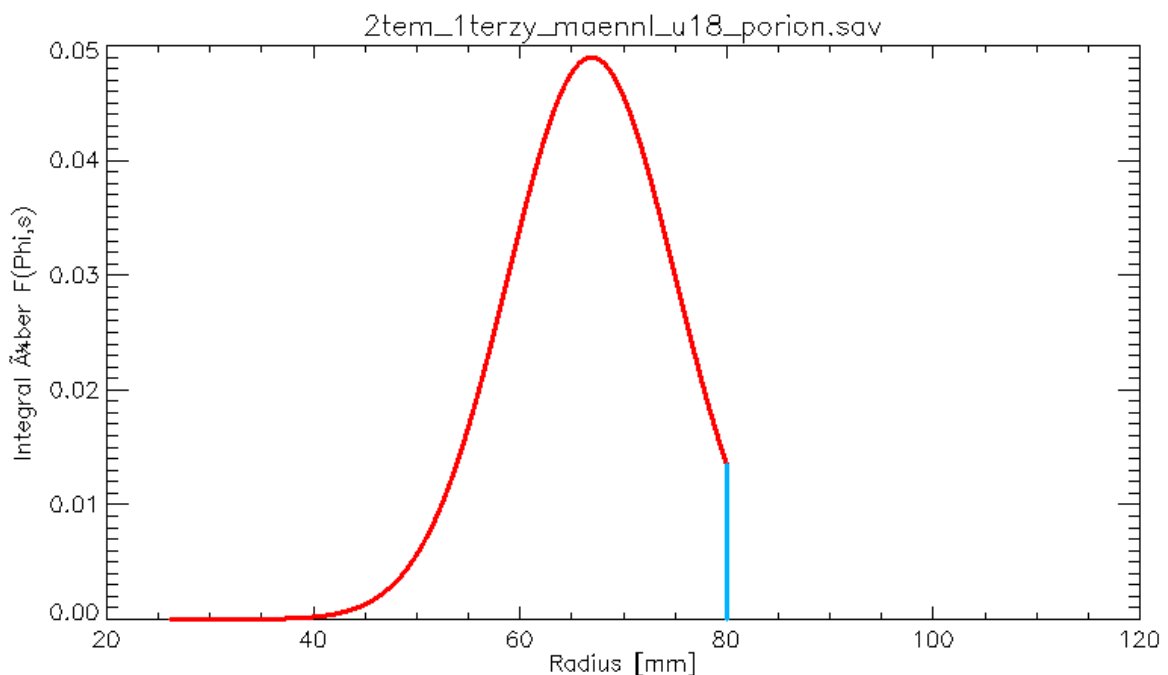


Abbildung 7-62: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktion für Porion, männlich $\geq 5 - < 18$ Jahre im mittleren FoV plus Gesichtsscan. Die Normalverteilungskurve ist in ihrem Verlauf vollständig, d.h. der Bezugspunkt konnte bei allen Patienten innerhalb des Zylinders dargestellt werden.

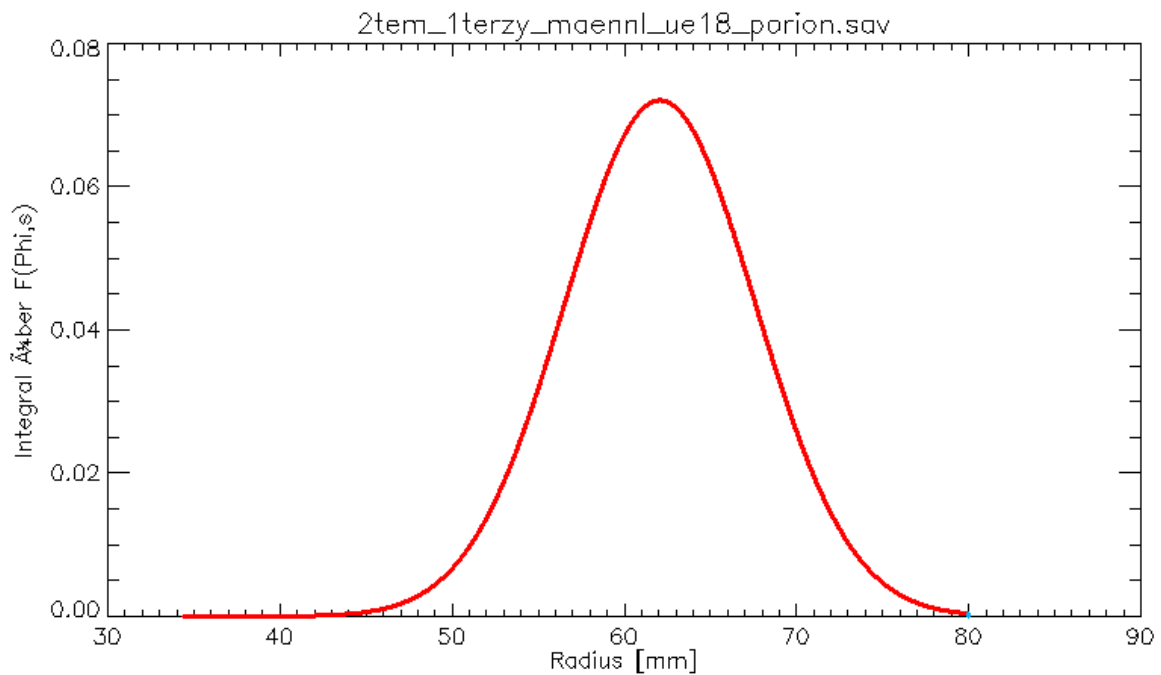


Abbildung 7-63: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktion für Porion, männlich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre im mittleren FoV plus Gesichtsscan. Die Normalverteilungskurve ist in ihrem Verlauf vollständig, d.h. der Bezugspunkt konnte bei allen Patienten innerhalb des Zylinders dargestellt werden.

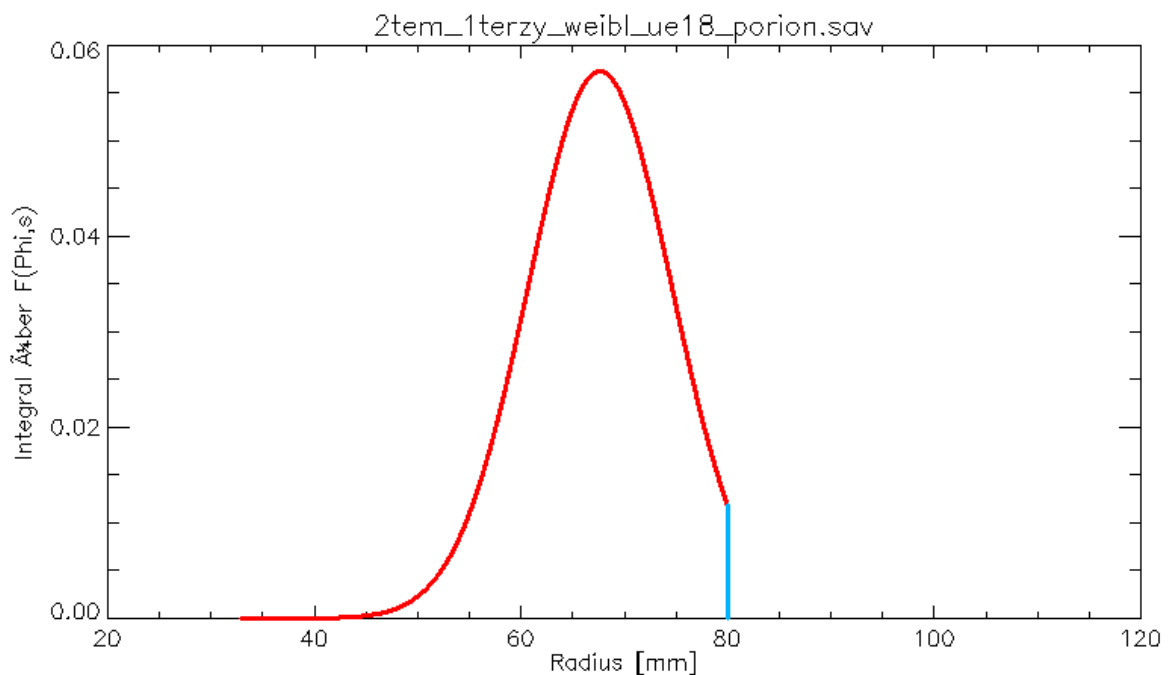


Abbildung 7-64: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktion für Porion, ♀ = weiblich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre im mittleren FoV plus Gesichtsscan. Die Normalverteilungskurve ist in ihrem Verlauf vollständig, d.h. der Bezugspunkt konnte bei allen Patienten innerhalb des Zylinders dargestellt werden.

7.6.7 Condylion im großen FoV

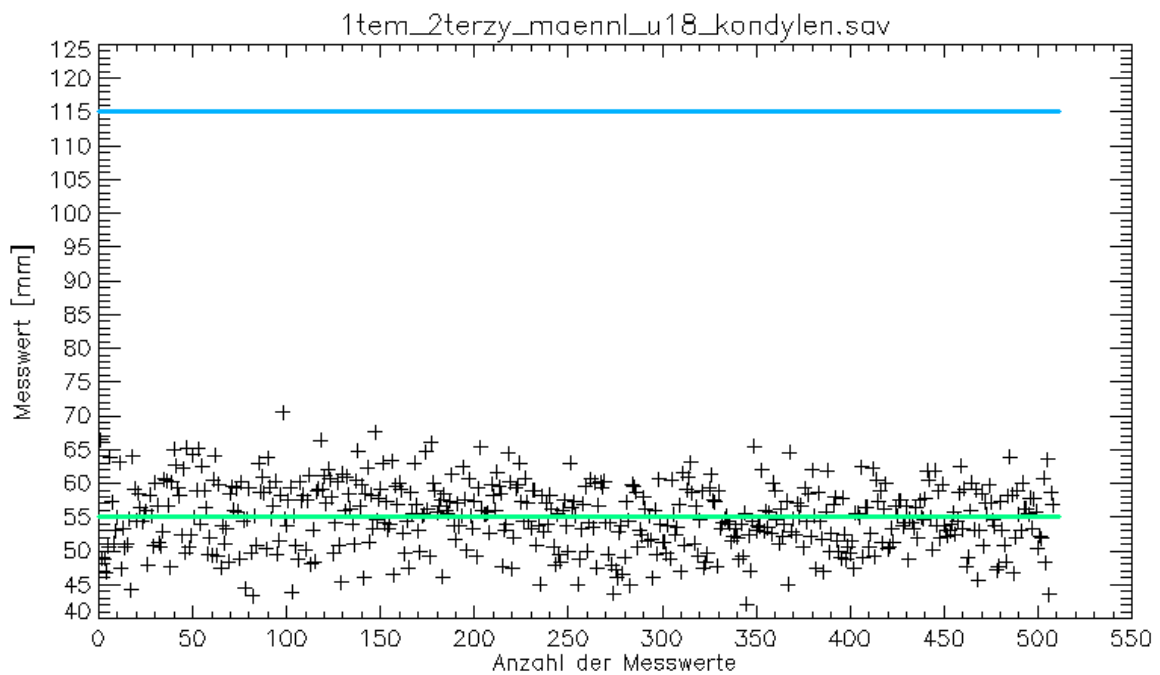


Abbildung 7-65: Punktdiagramm für Condylion, männlich ≥ 5 - < 18 Jahre, großes FoV. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

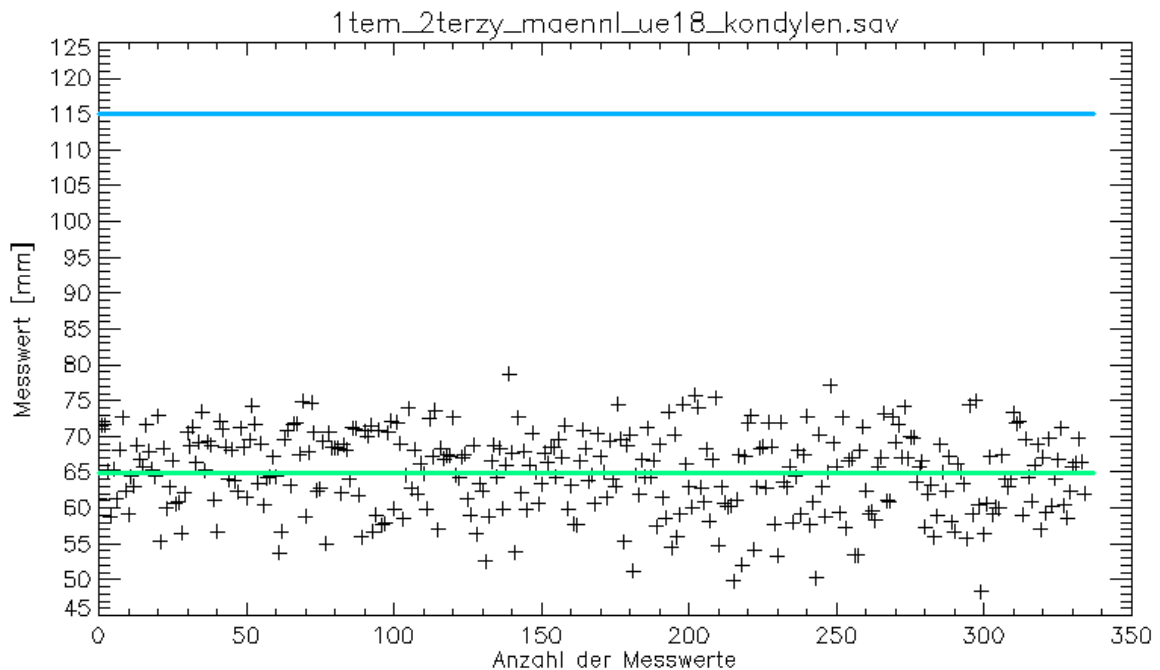


Abbildung 7-66: Punktdiagramm für Condylion, männlich ≥ 18 - ≤ 78 Jahre, großes FoV. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

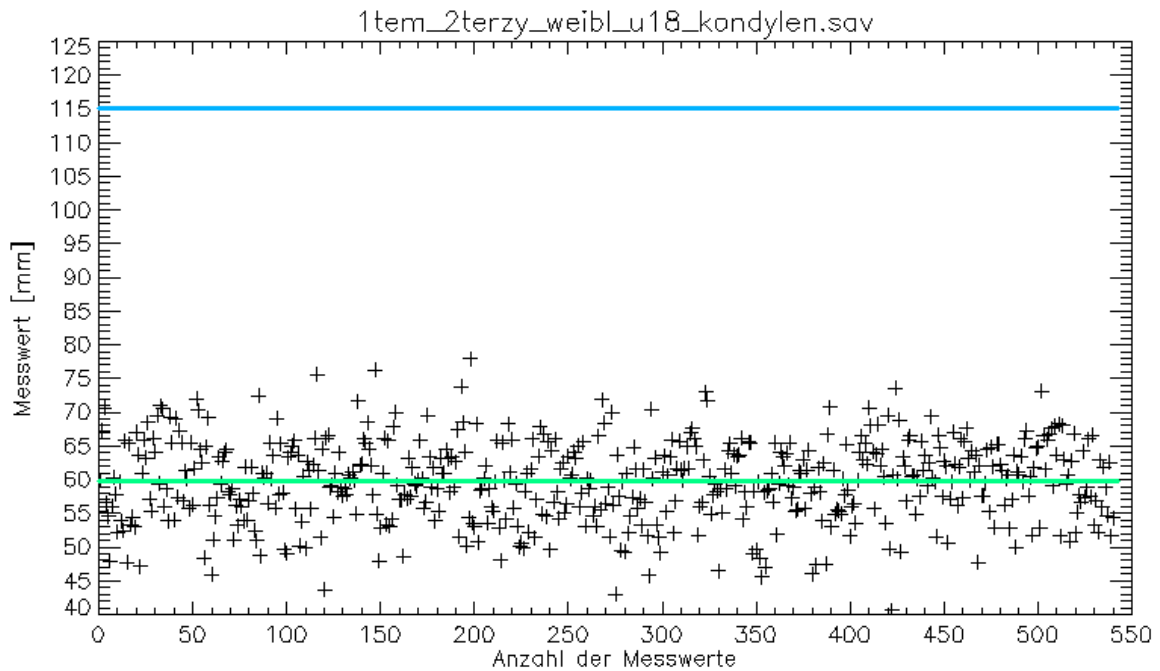


Abbildung 7-67: Punktdiagramm für Condylion, weiblich $\geq 5 - < 18$ Jahre, großes FoV. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

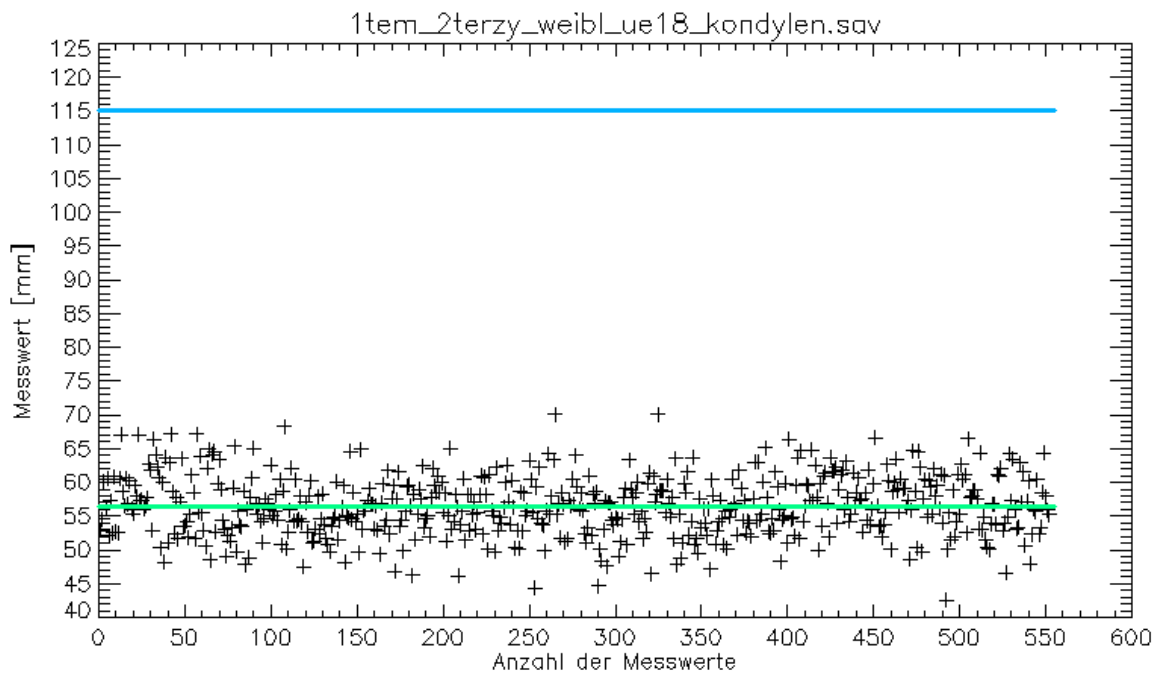


Abbildung 7-68: Punktdiagramm für Condylion, weiblich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre, großes FoV. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

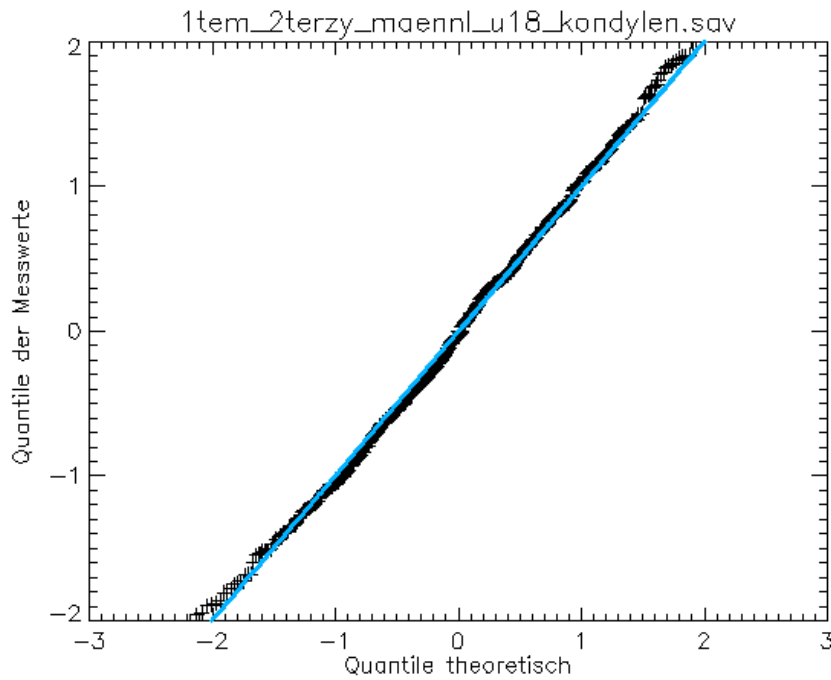


Abbildung 7-69: Q-Q-Plot für Condylion, großes FoV, männlich $\geq 5 - < 18$ Jahre. Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

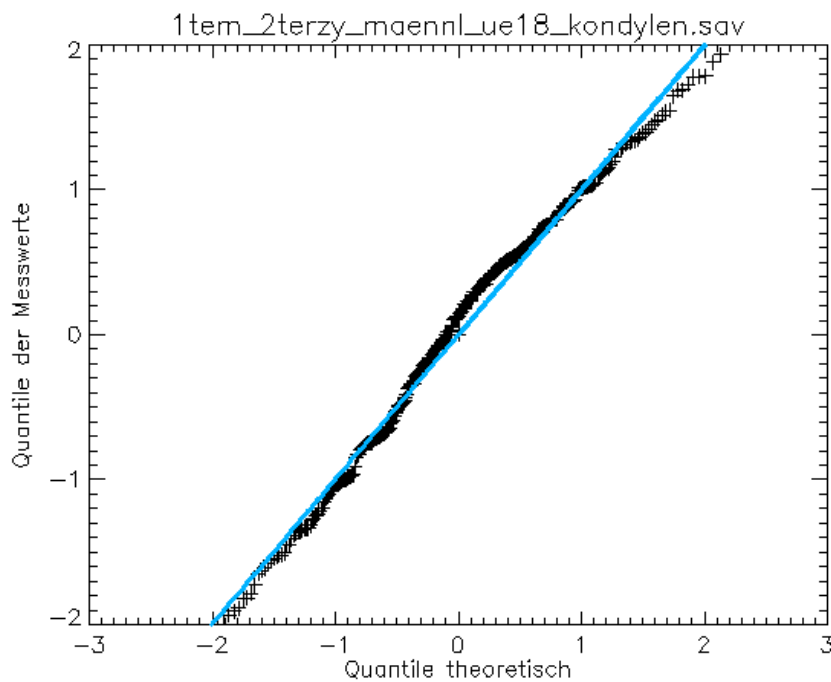


Abbildung 7-70: Q-Q-Plot für Condylion, großes FoV, männlich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre. Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

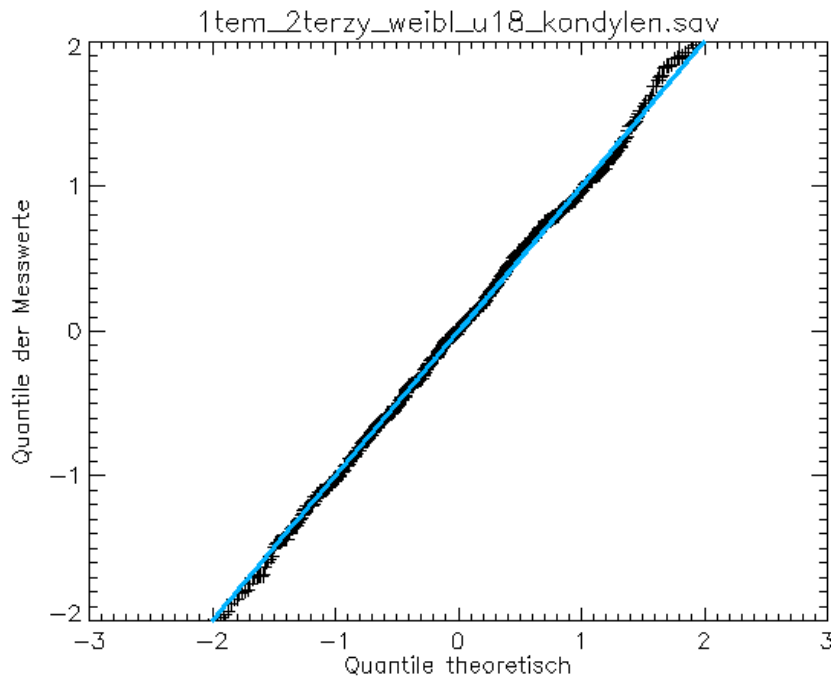


Abbildung 7-71: Q-Q-Plot für Condylion, großes FoV, weiblich $\geq 5 - < 18$ Jahre. Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

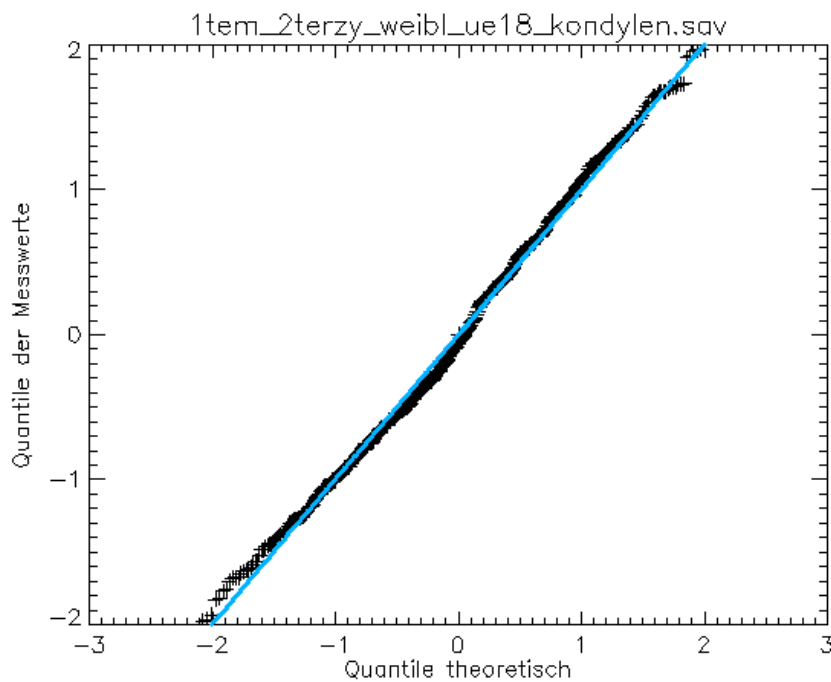


Abbildung 7-72: Q-Q-Plot für Condylion, großes FoV, weiblich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre. Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

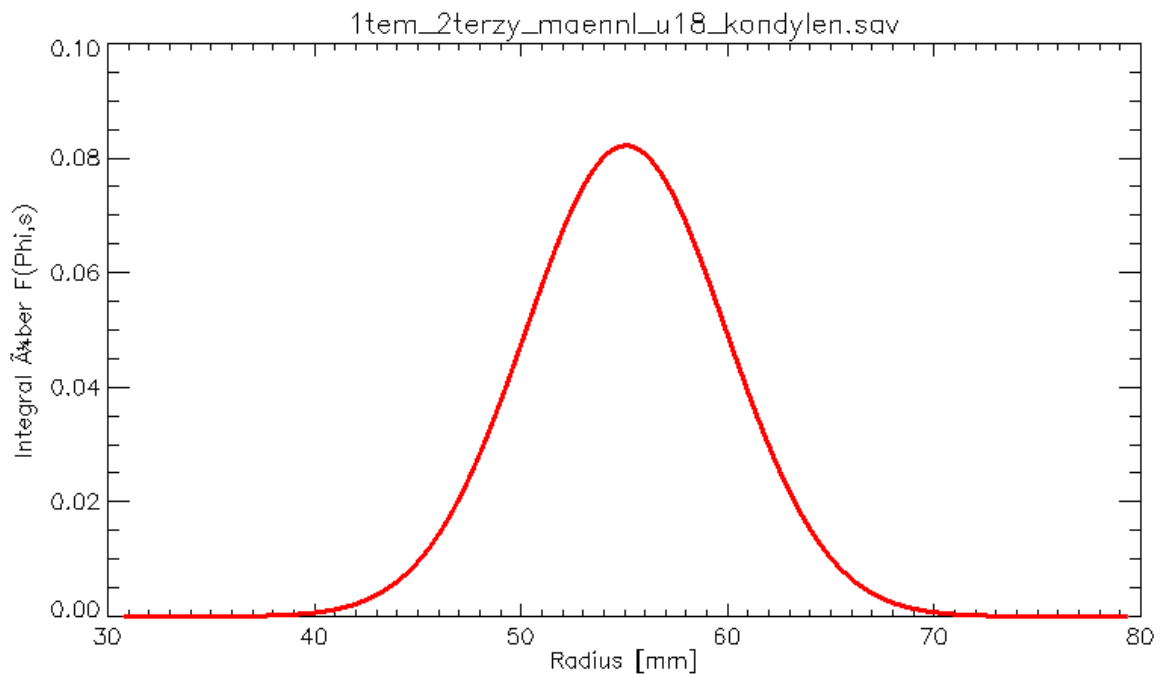


Abbildung 7-73: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktion für Condylion im großen FoV gemessen für männlich, $\geq 5 - < 18$ Jahre.

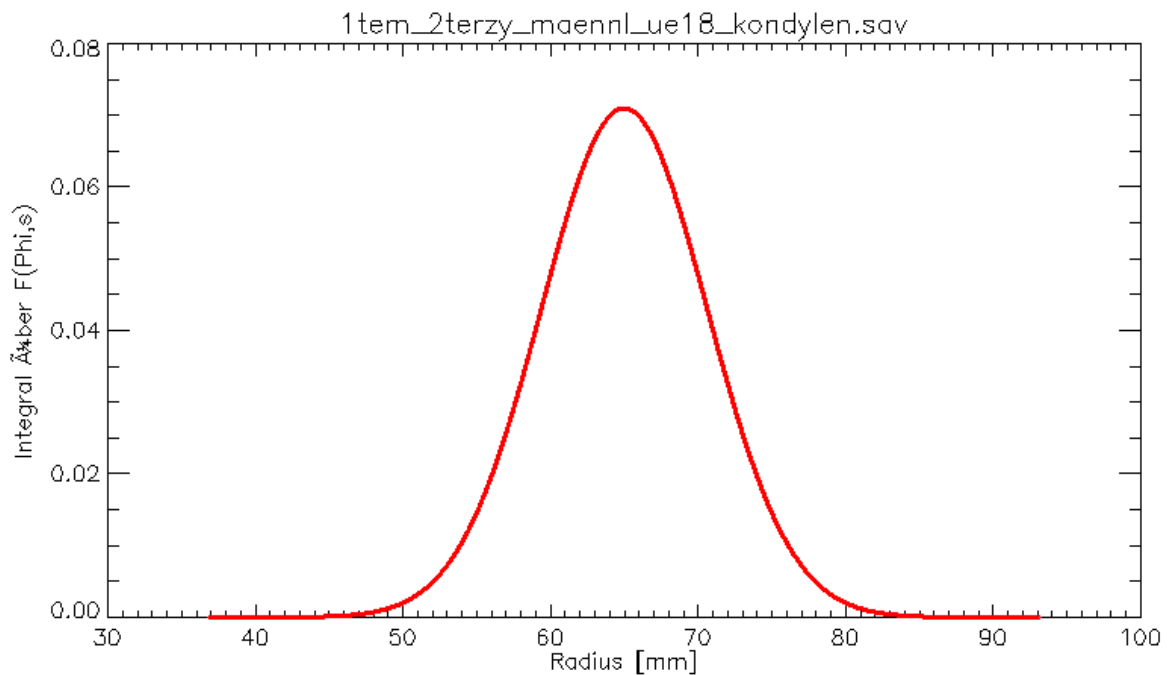


Abbildung 7-74: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktion für Condylion im großen FoV gemessen für männlich, $\geq 18 - \leq 78$ Jahre.

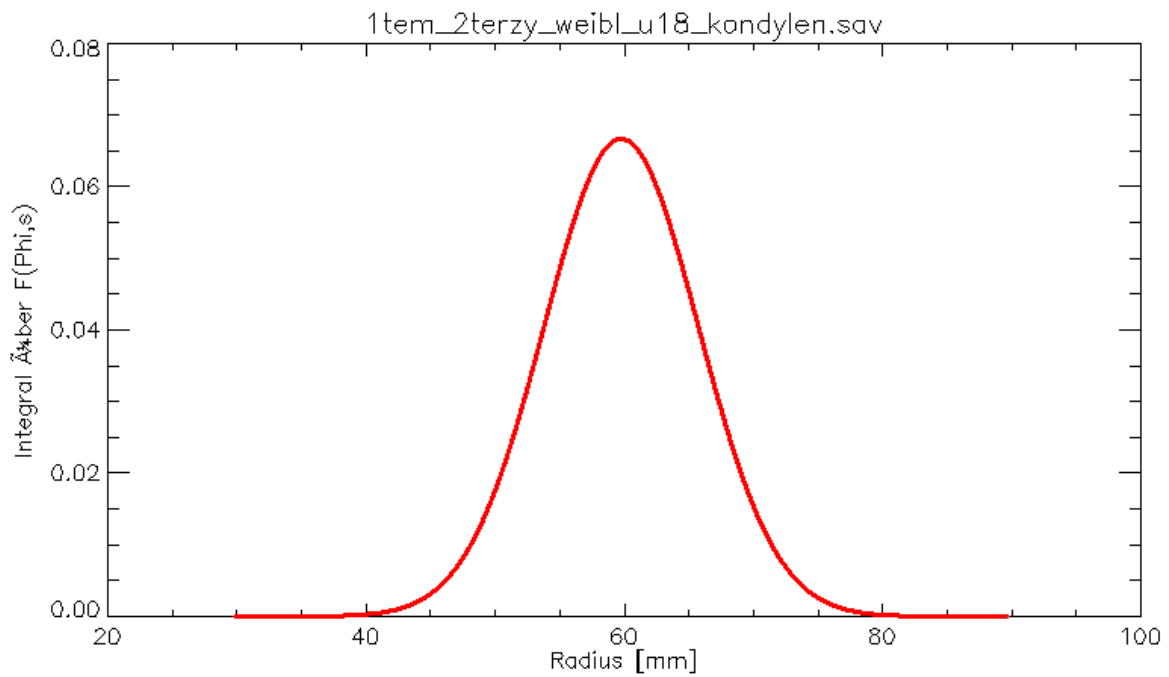


Abbildung 7-75: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktion für Condylion im großen FoV gemessen für weiblich, $\geq 5 - < 18$ Jahre.

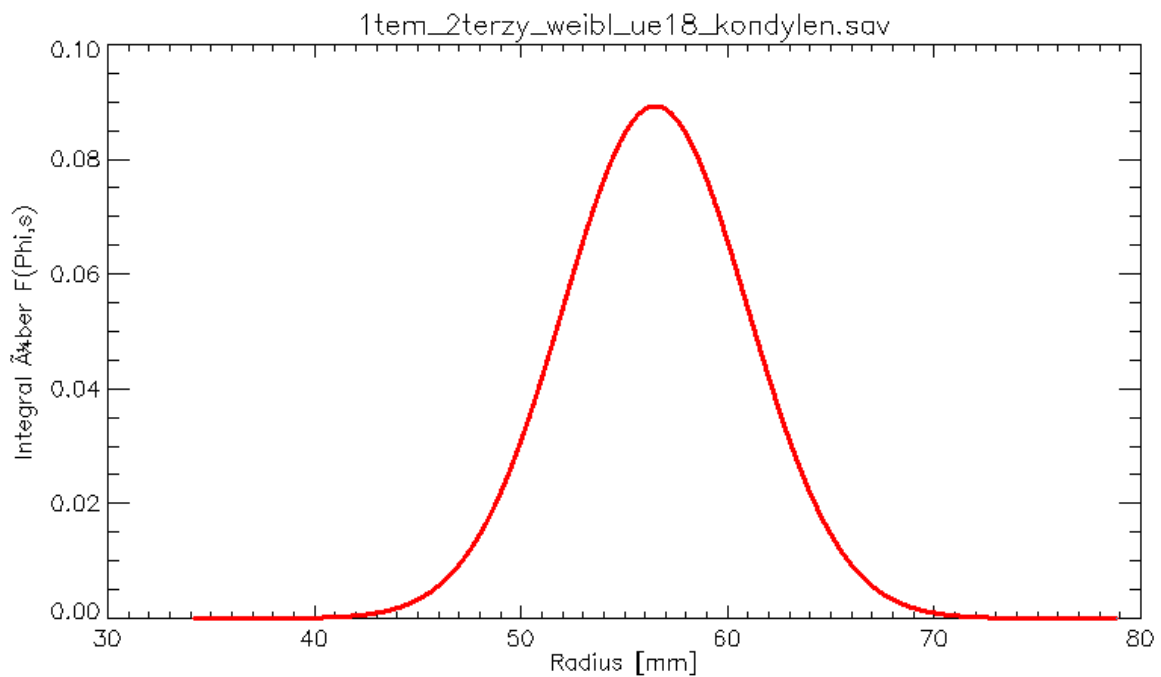


Abbildung 7-76: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktion für Condylion im großen FoV gemessen für weiblich, $\geq 18 - \leq 78$ Jahre.

7.6.8 Gonion im großen FoV

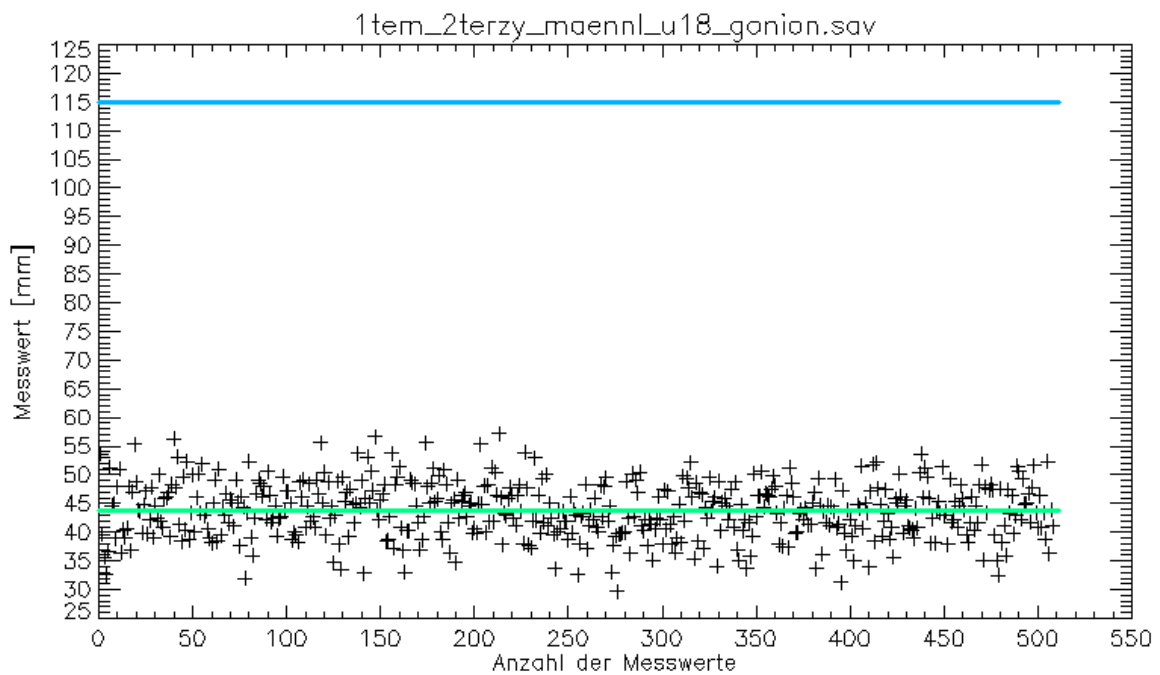


Abbildung 7-77: Punktdiagramm für Gonion, männlich ≥ 5 - < 18 Jahre, großes FoV. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

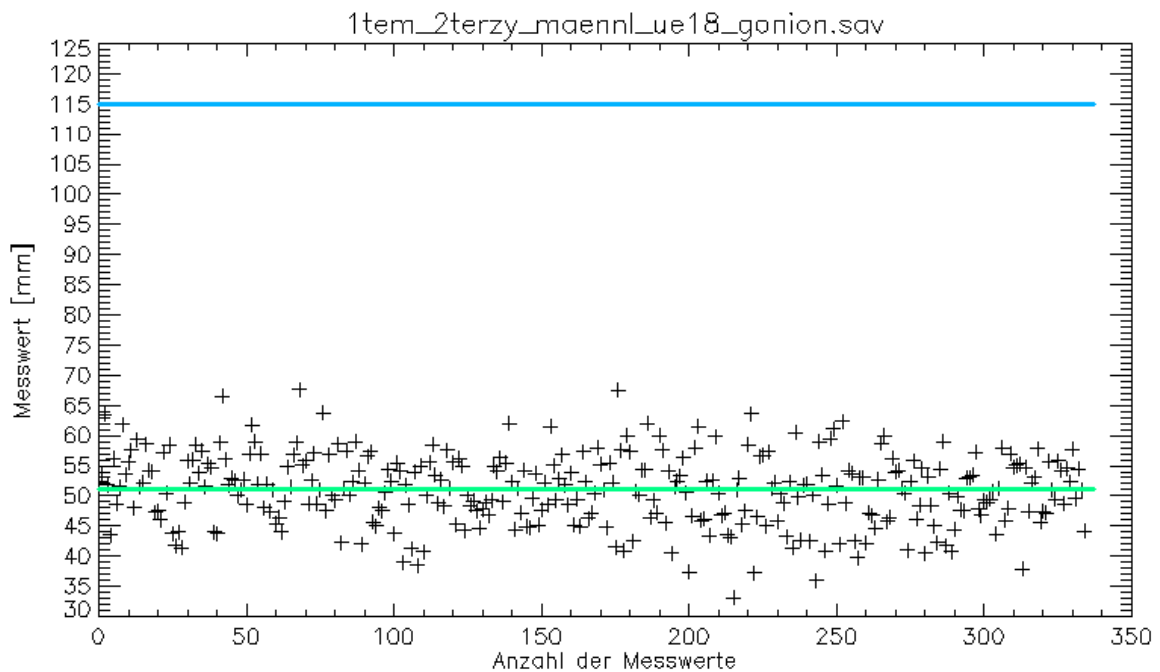


Abbildung 7-78: Punktdiagramm für Gonion, männlich ≥ 18 - ≤ 78 Jahre, großes FoV. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

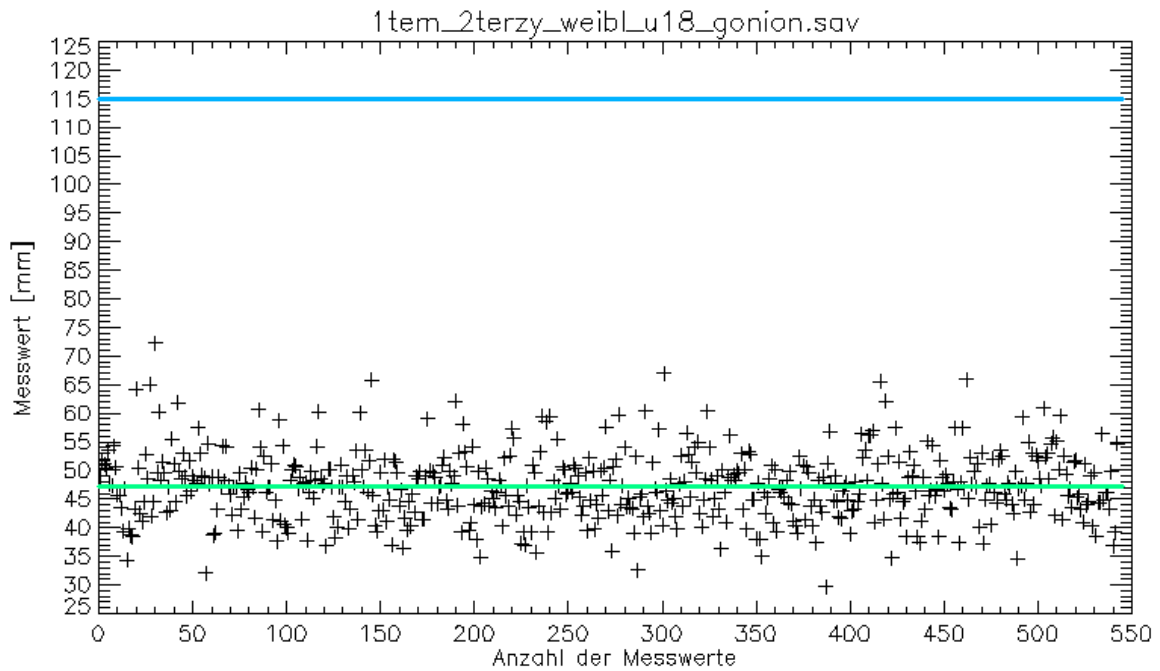


Abbildung 7-79: Punktdiagramm für Gonion, weiblich $\geq 5 - < 18$ Jahre, großes FoV. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

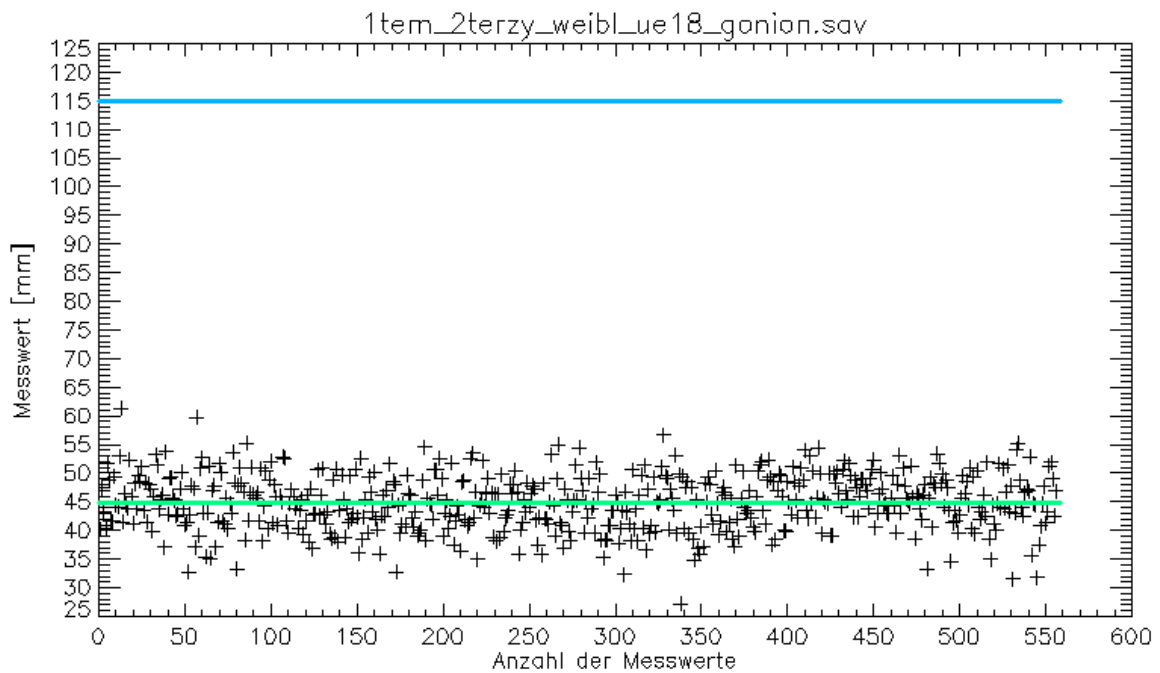


Abbildung 7-80: Punktdiagramm für Gonion, weiblich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre, großes FoV. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

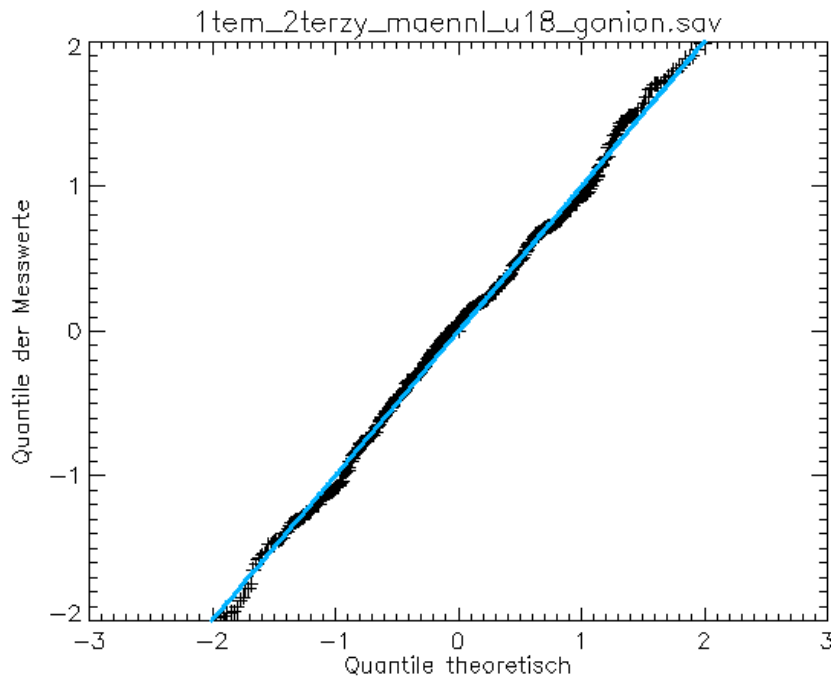


Abbildung 7-81: Q-Q-Plot für Gonion, großes FoV, männlich $\geq 5 - < 18$ Jahre. Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

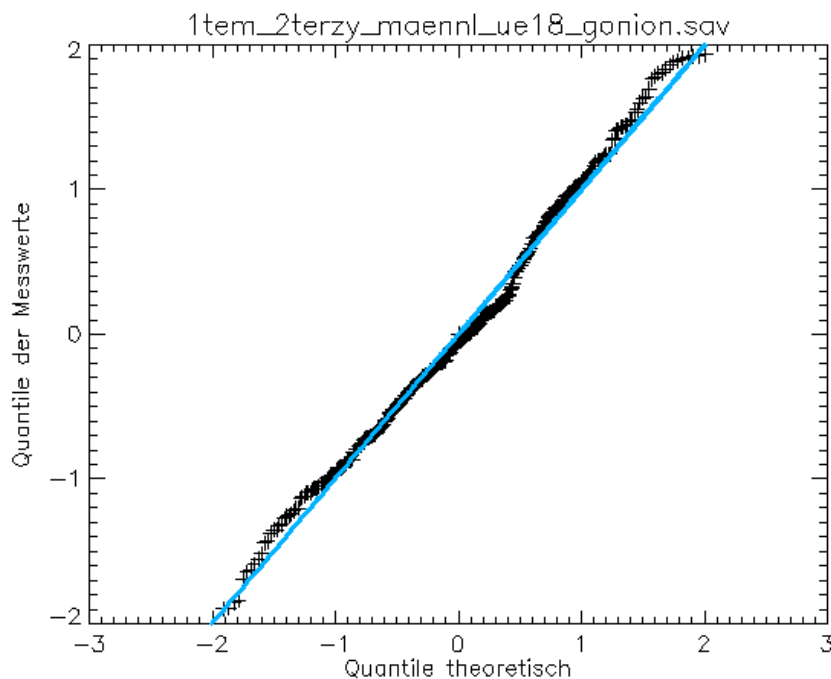


Abbildung 7-82: Q-Q-Plot für Gonion, großes FoV, männlich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre. Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

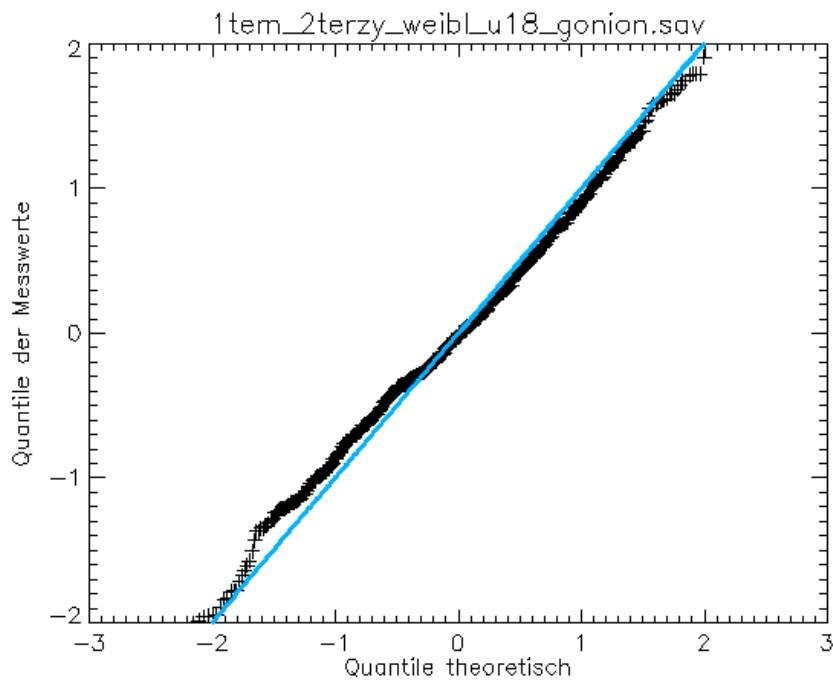


Abbildung 7-83: Q-Q-Plot für Gonion, großes FoV, weiblich $\geq 5 - < 18$ Jahre. Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

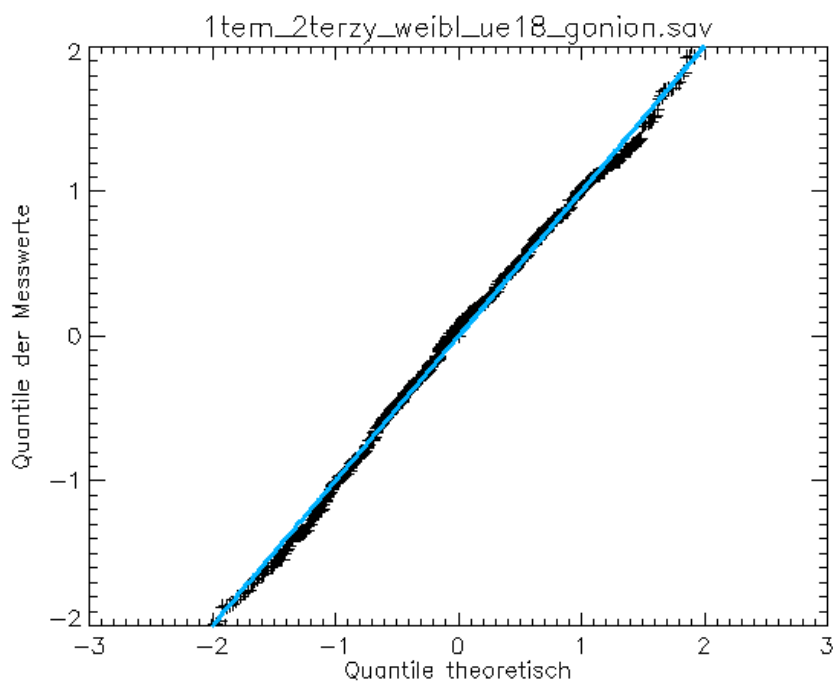


Abbildung 7-84: Q-Q-Plot für Gonion, großes FoV, weiblich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre. Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

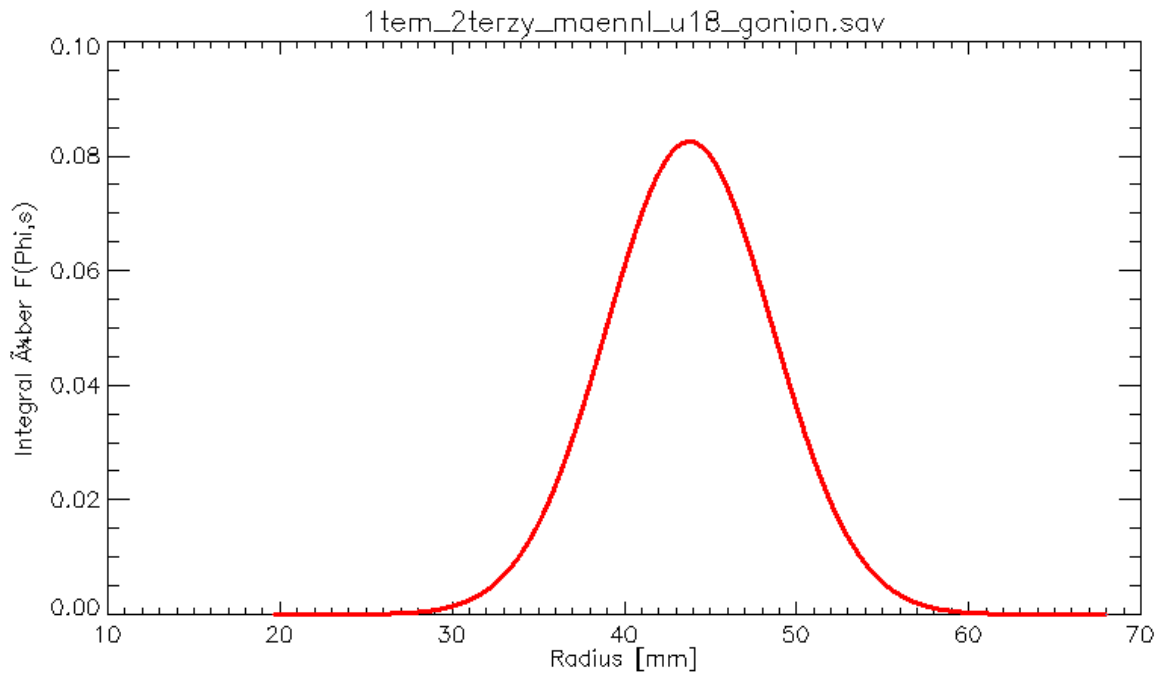


Abbildung 7-85: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktion für Gonion, männlich $\geq 5 - < 18$ Jahre im großen FoV. Die Normalverteilungskurve ist in ihrem Verlauf vollständig, d.h. der Bezugspunkt konnte bei allen Patienten innerhalb des Zylinders dargestellt werden.

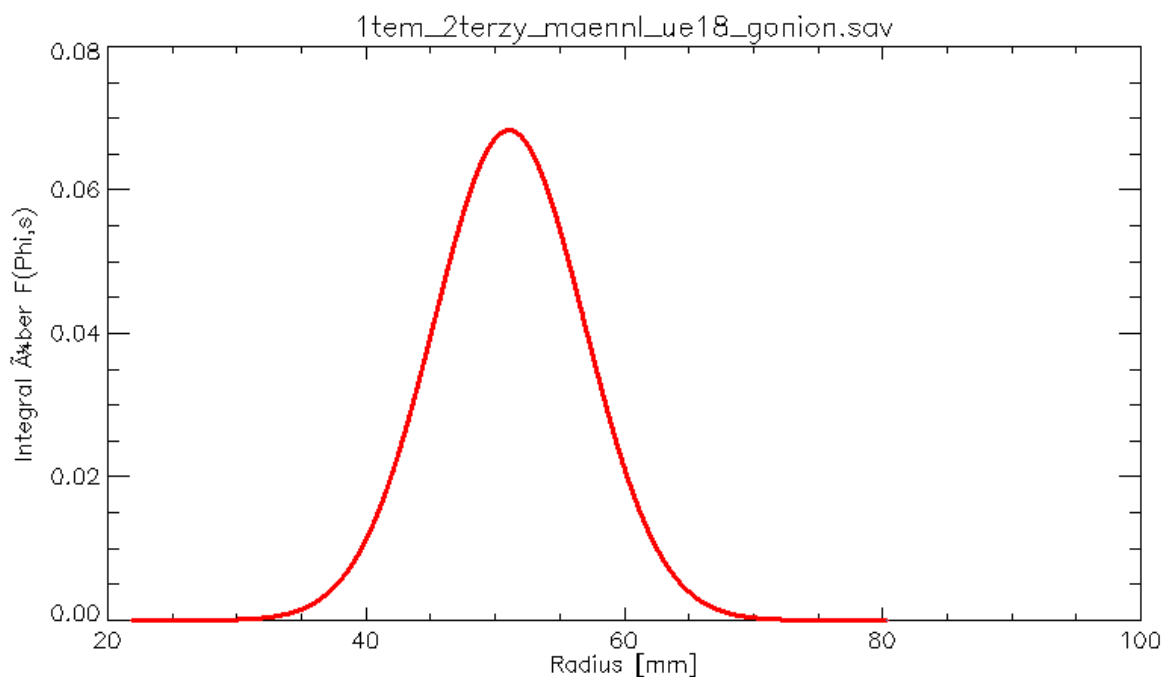


Abbildung 7-86: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktion für Gonion, männlich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre im großen FoV. Die Normalverteilungskurve ist in ihrem Verlauf vollständig, d.h. der Bezugspunkt konnte bei allen Patienten innerhalb des Zylinders dargestellt werden.

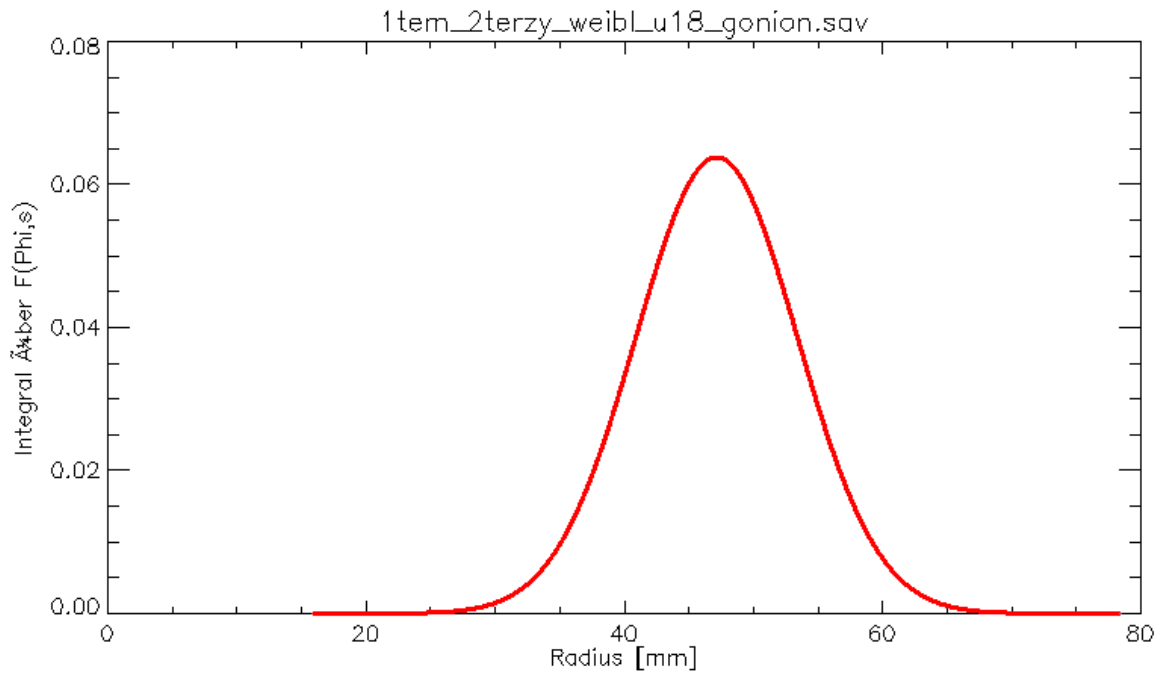


Abbildung 7-87: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktion für Gonion, weiblich ≥ 5 - < 18 Jahre im großen FoV. Die Normalverteilungskurve ist in ihrem Verlauf vollständig, d.h. der Bezugspunkt konnte bei allen Patienten innerhalb des Zylinders dargestellt werden.

7.6.9 Porion im großen FoV

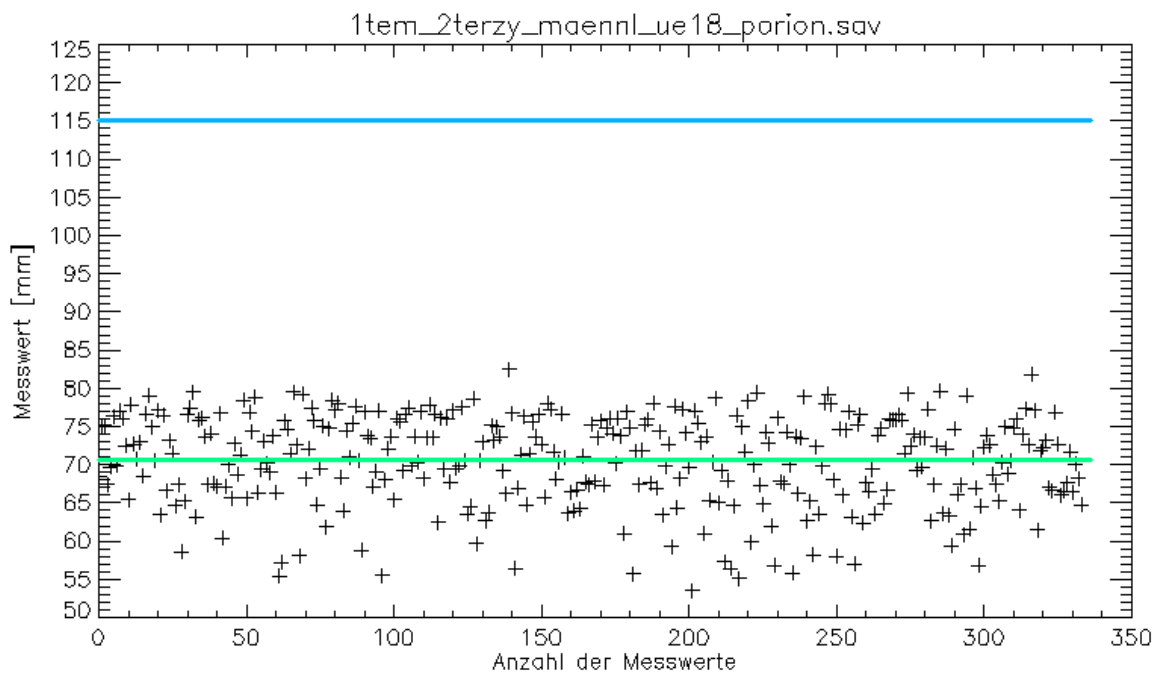


Abbildung 7-88: Punktdiagramm für Porion, männlich ≥ 18 - ≤ 78 Jahre, großes FoV. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

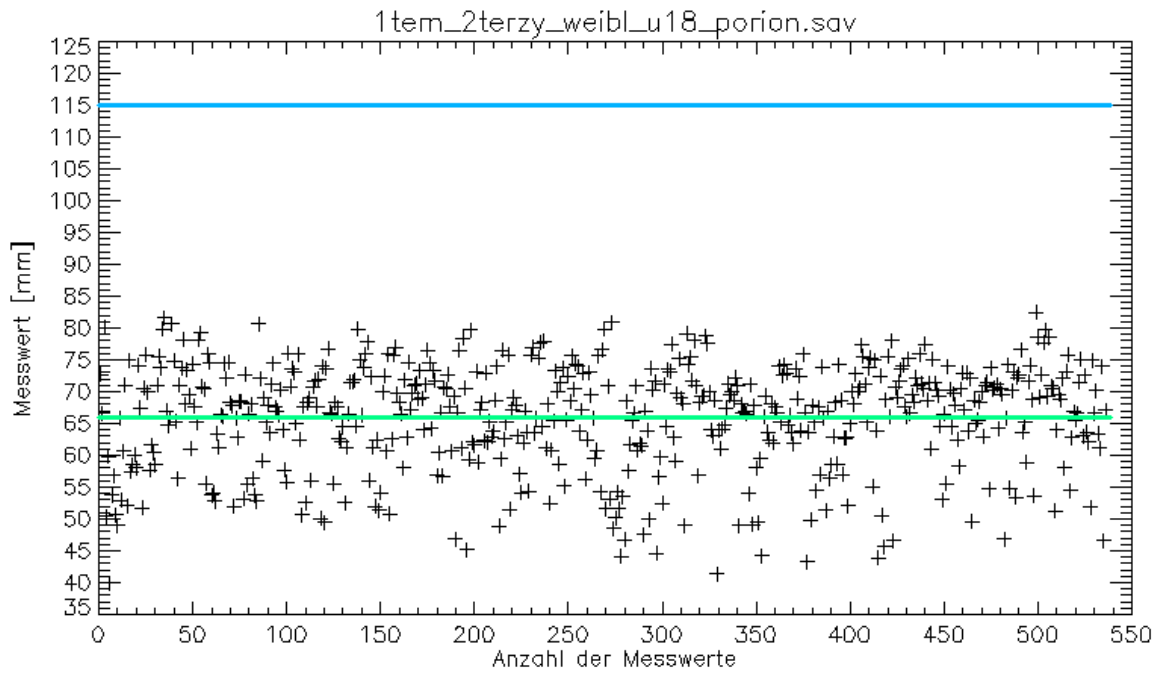


Abbildung 7-89: Punktdiagramm für Porion, weiblich ≥ 5 - < 18 Jahre, großes FoV. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

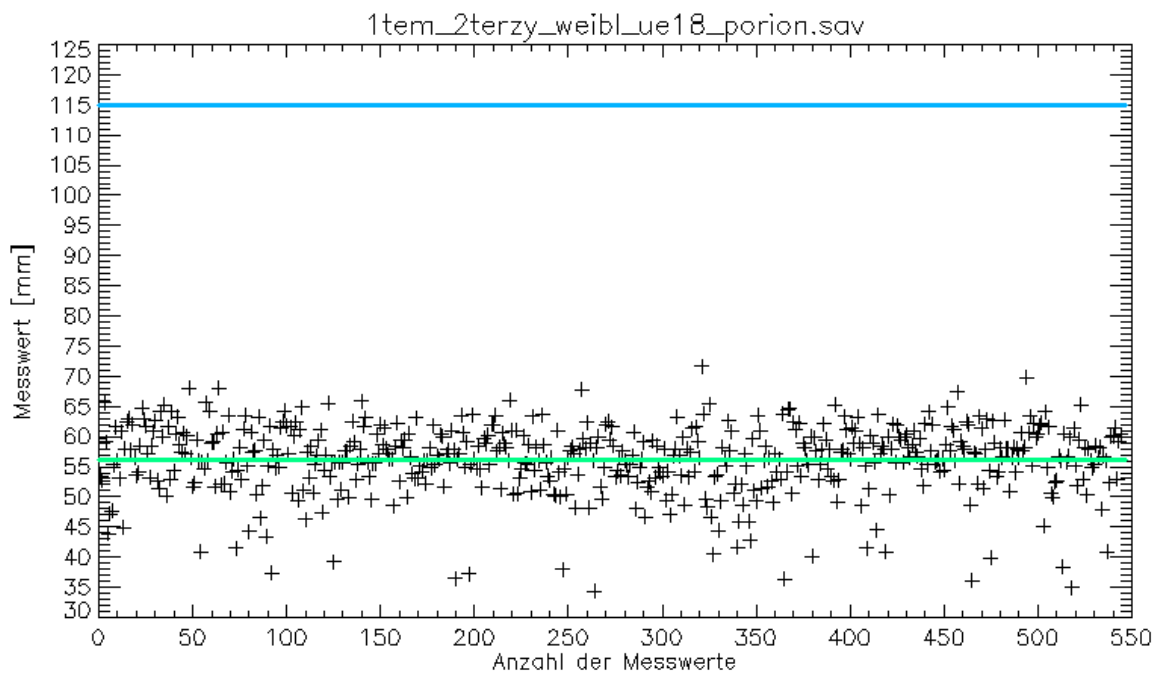


Abbildung 7-90: Punktdiagramm für Porion, weiblich ≥ 18 - ≤ 78 Jahre, großes FoV. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

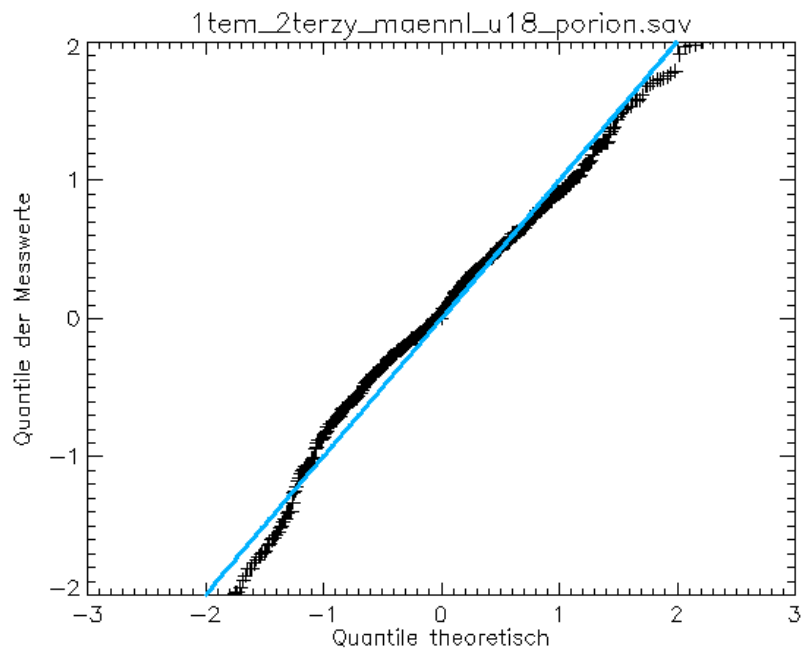


Abbildung 7-91: Q-Q-Plot für Porion, großes FoV (230 x 160 mm), männlich ≥ 5 - < 18 Jahre. Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

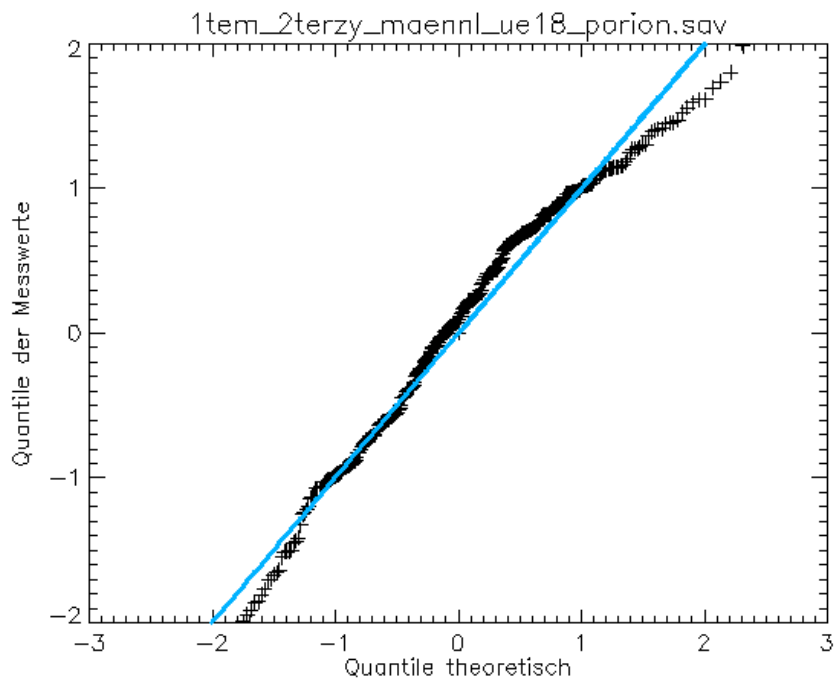


Abbildung 7-92: Q-Q-Plot für Porion, großes FoV (230 x 160 mm), männlich ≥ 18 - ≤ 78 Jahre. Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

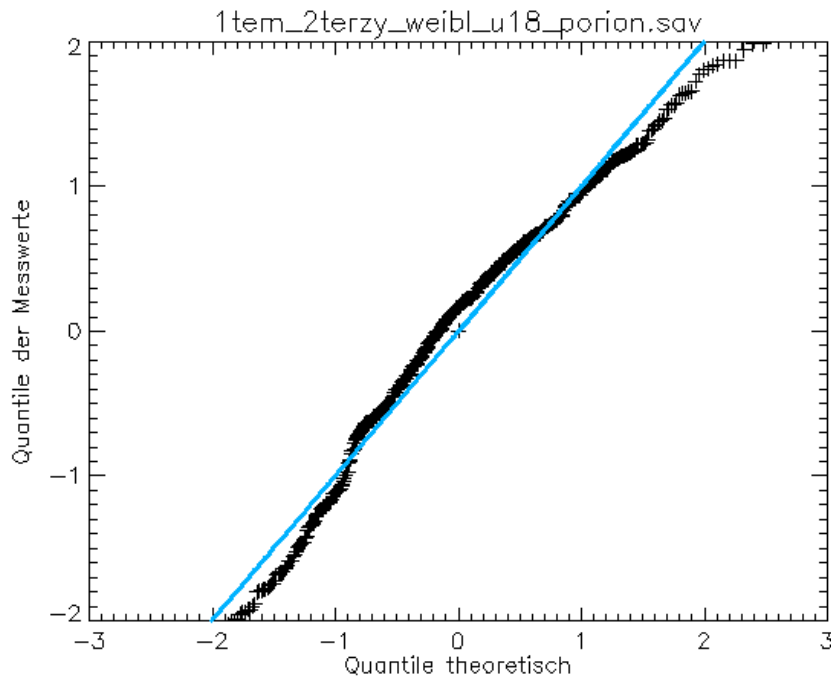


Abbildung 7-93: Q-Q-Plot für Porion, großes FoV (230 x 160 mm), weiblich $\geq 5 - < 18$ Jahre. Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

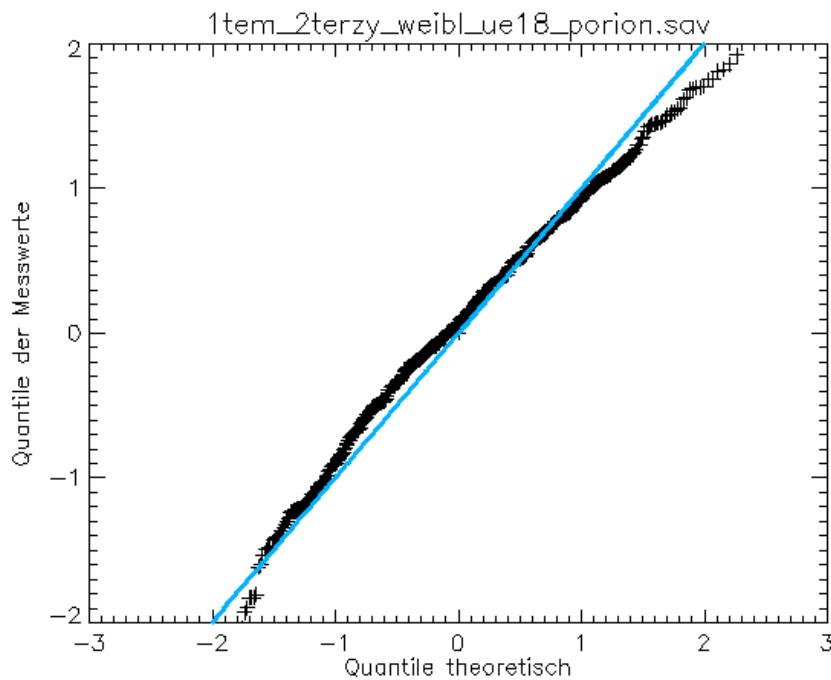


Abbildung 7-94: Q-Q-Plot für Porion, großes FoV (230 x 160 mm), weiblich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre. Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

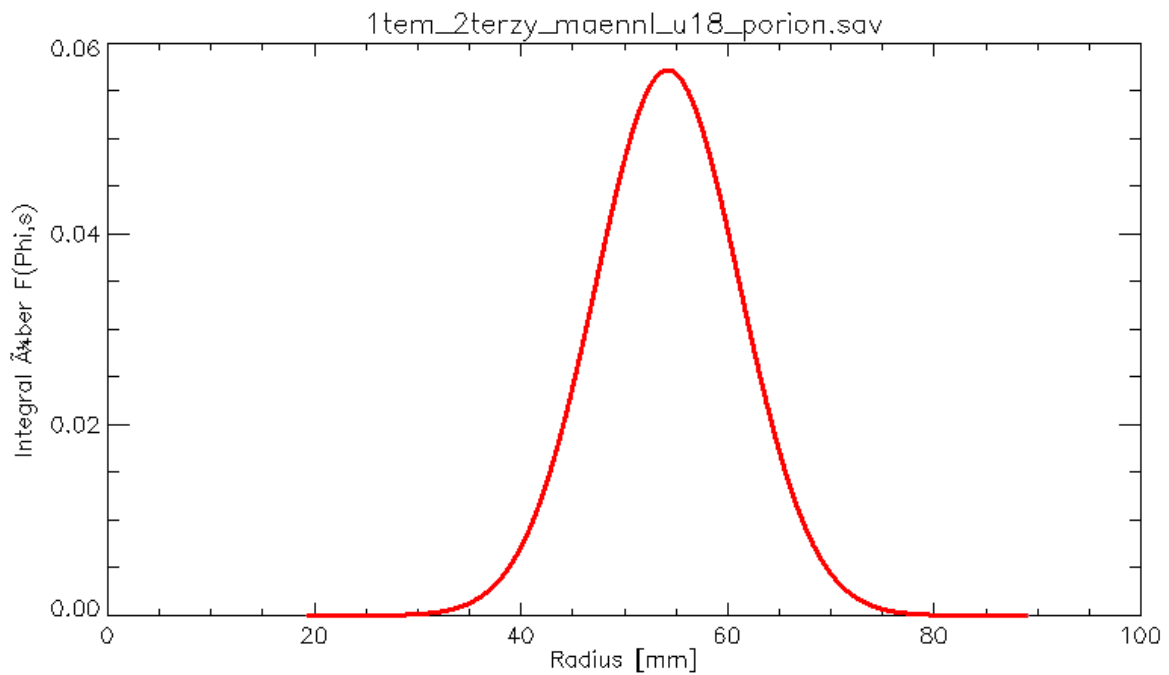


Abbildung 7-95: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktionen für Porion im großen FoV gemessen für ♂ = männlich $\geq 5 - < 18$ Jahre. Die Normalverteilungskurve ist in ihrem Verlauf vollständig, d.h. der Bezugspunkt konnte bei allen Patienten innerhalb des Zylinders dargestellt werden.

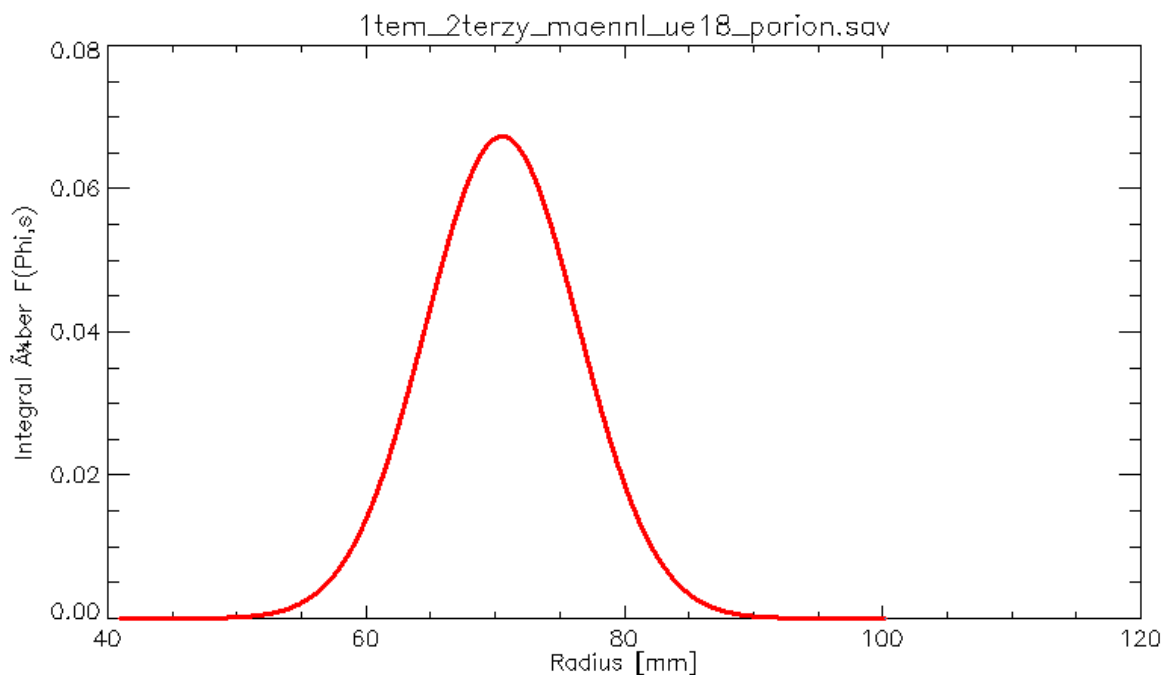


Abbildung 7-96: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktionen für Porion im großen FoV gemessen für ♂ = männlich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre. Die Normalverteilungskurve ist in ihrem Verlauf vollständig, d.h. der Bezugspunkt konnte bei allen Patienten innerhalb des Zylinders dargestellt werden.

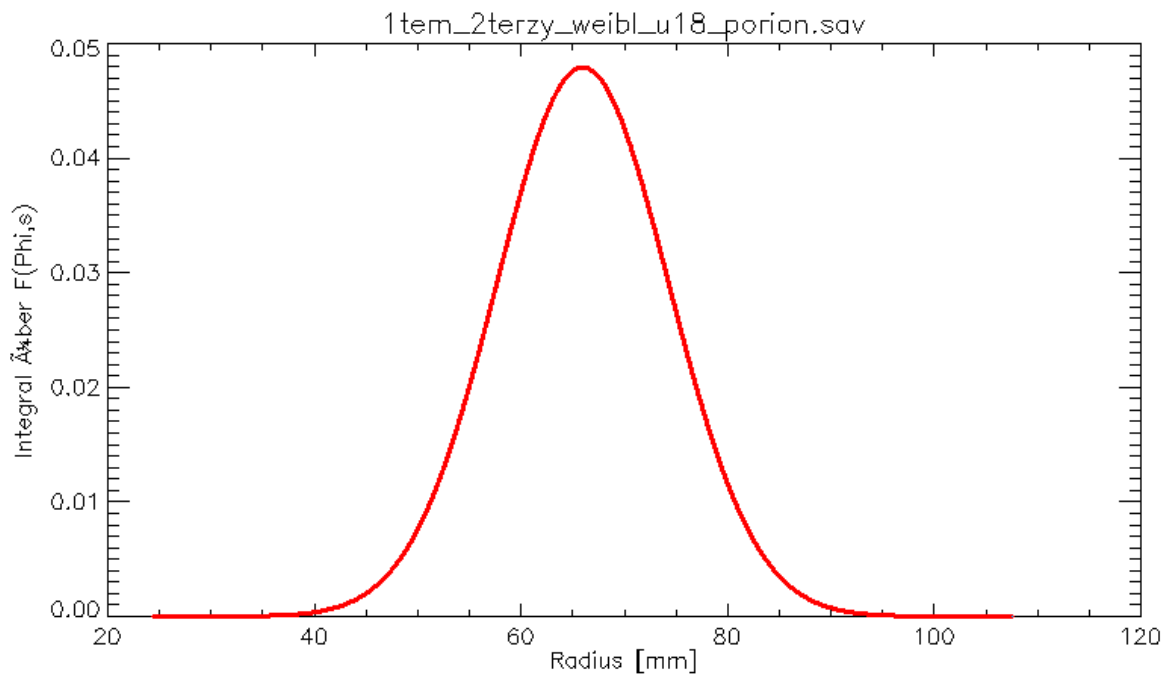


Abbildung 7-97: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktionen für Porion im großen FoV gemessen für weiblich $\geq 5 - < 18$ Jahre. Die Normalverteilungskurve ist in ihrem Verlauf vollständig, d.h. der Bezugspunkt konnte bei allen Patienten innerhalb des Zylinders dargestellt werden.

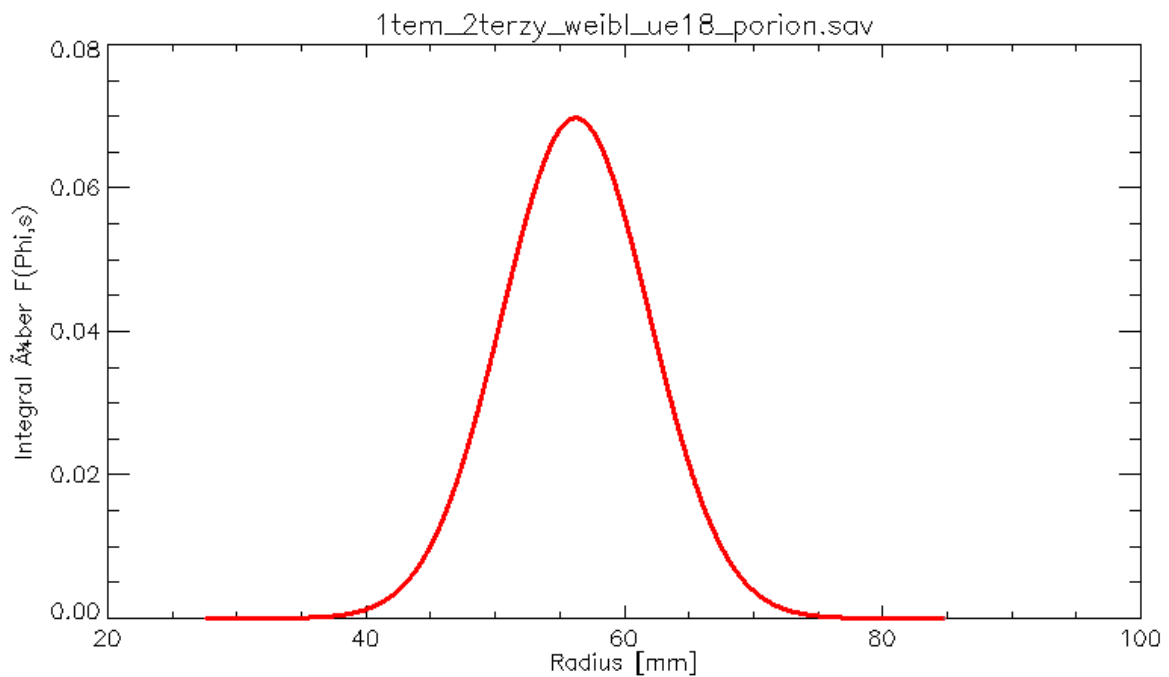


Abbildung 7-98: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktionen für Porion im großen FoV gemessen für weiblich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre. Die Normalverteilungskurve ist in ihrem Verlauf vollständig, d.h. der Bezugspunkt konnte bei allen Patienten innerhalb des Zylinders dargestellt werden.

7.6.10 Condylion im großen FoV plus Gesichtsscan

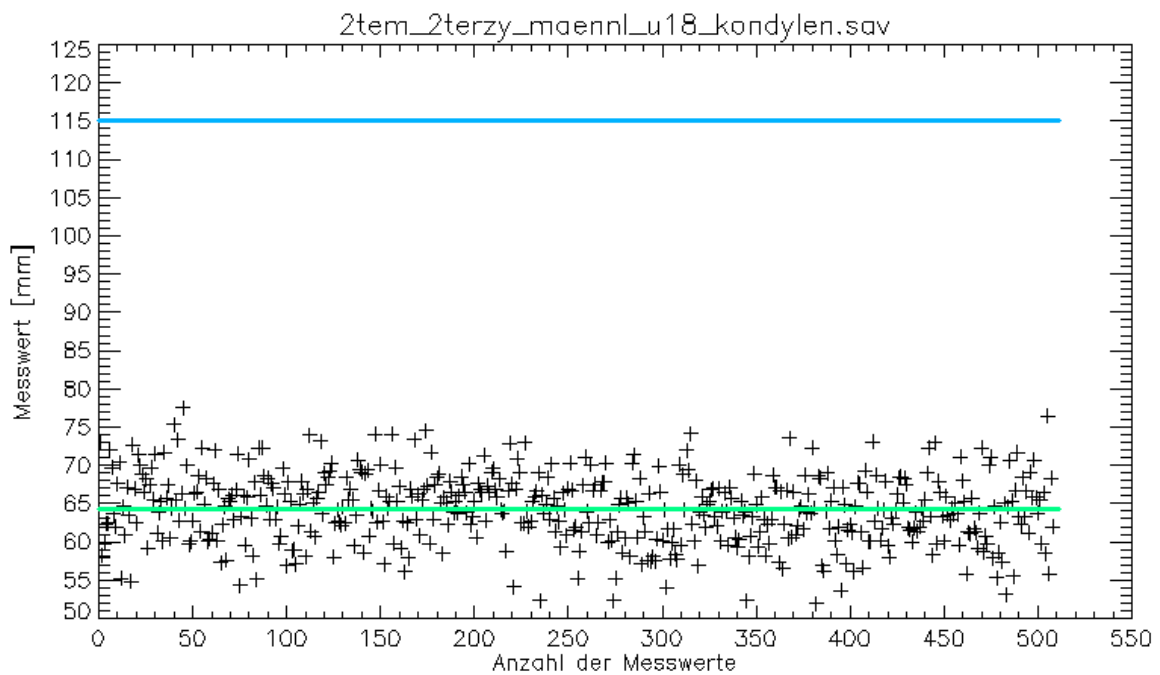


Abbildung 7-99: Punktdiagramm für Condylion, männlich ≥ 5 - < 18 Jahre, großes FoV plus Gesichtsscan. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

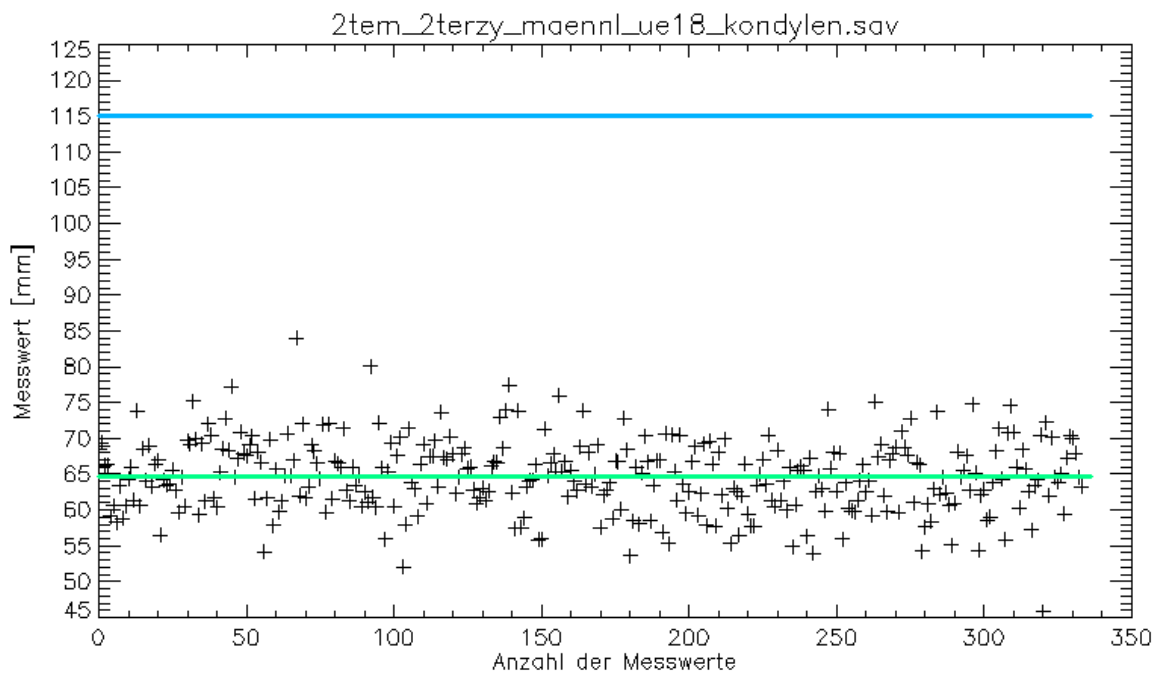


Abbildung 7-100: Punktdiagramm für Condylion, männlich ≥ 18 - ≤ 78 Jahre, großes FoV plus Gesichtsscan. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

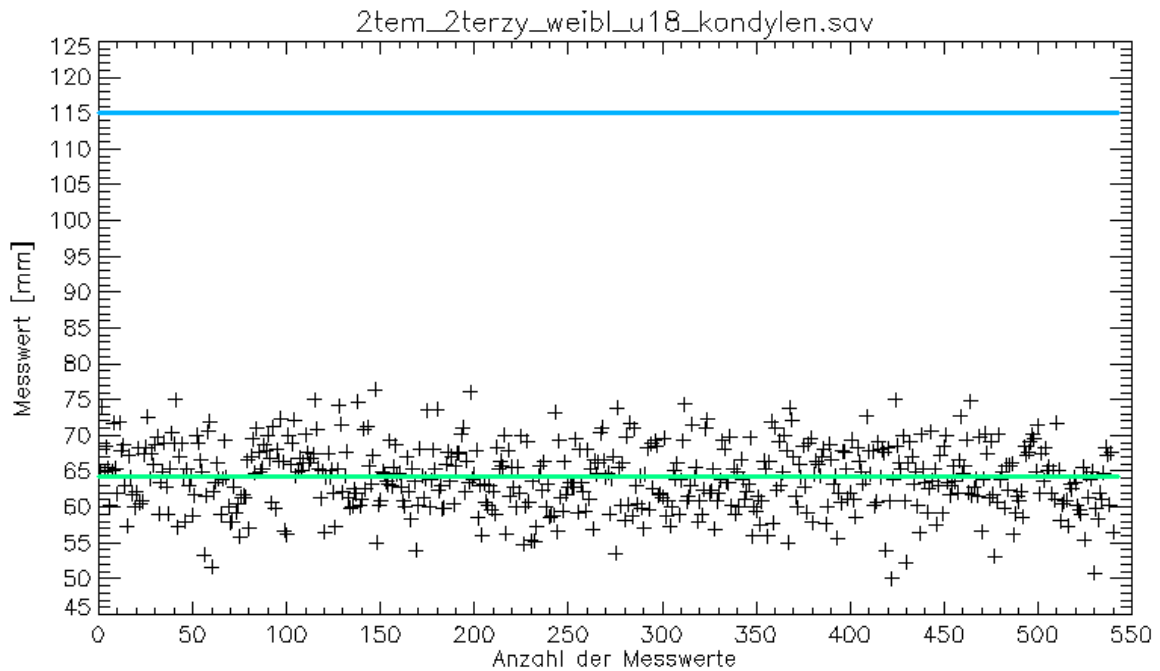


Abbildung 7-101: Punktdiagramm für Condylion, weiblich ≥ 5 - < 18 Jahre, großes FoV plus Gesichtsscan. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

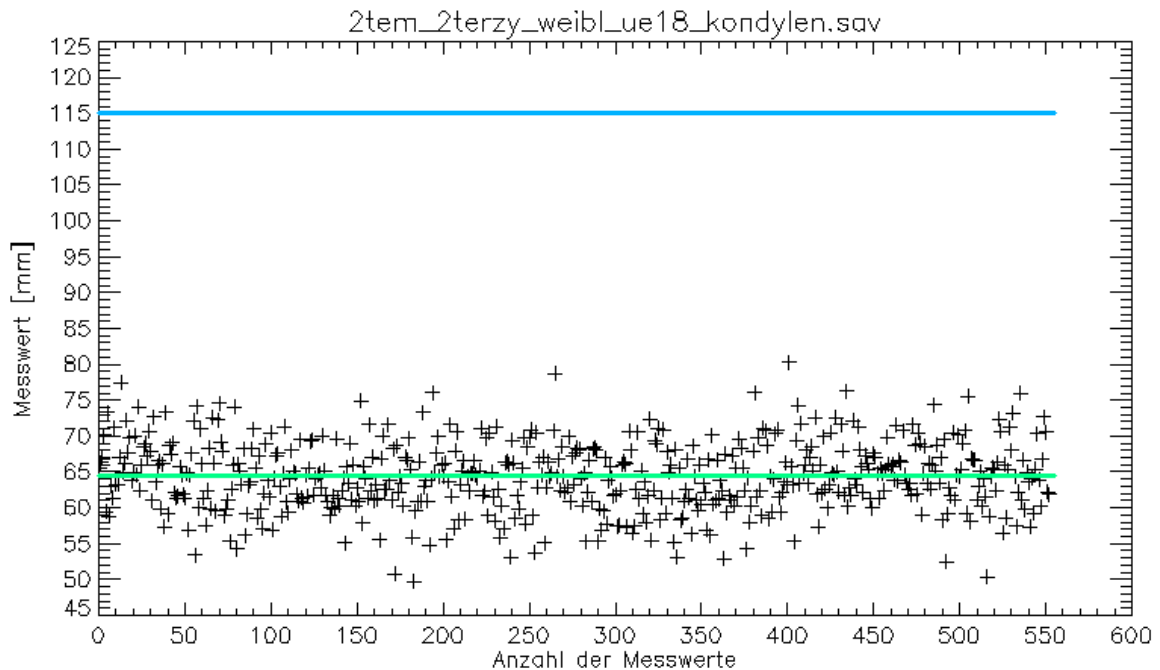


Abbildung 7-102: Punktdiagramm für Condylion, weiblich ≥ 18 - ≤ 78 Jahre, großes FoV plus Gesichtsscan. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

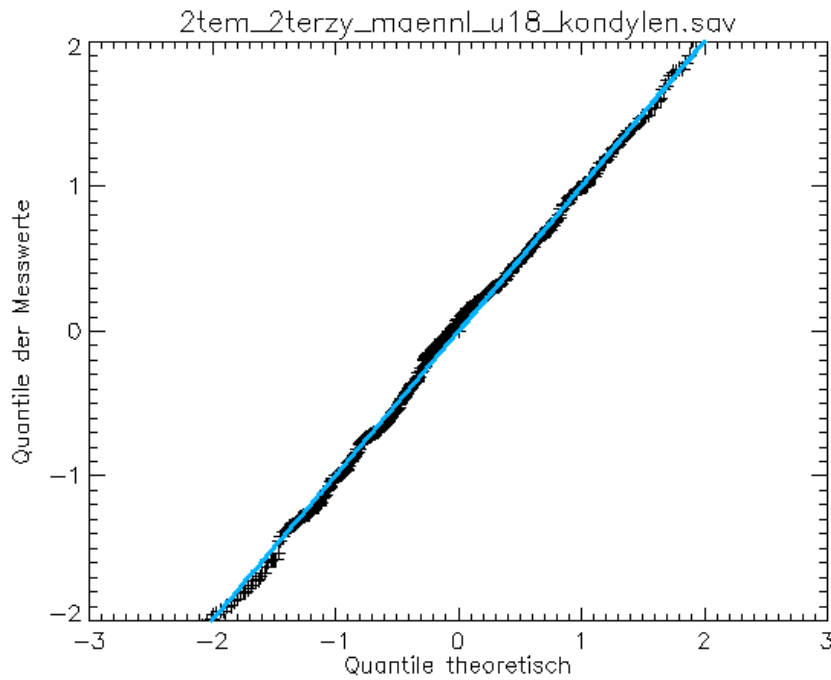


Abbildung 7-103: Q-Q-Plot für Condylion, großes FoV plus Gesichtsscan, männlich $\geq 5 - < 18$ Jahre. Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

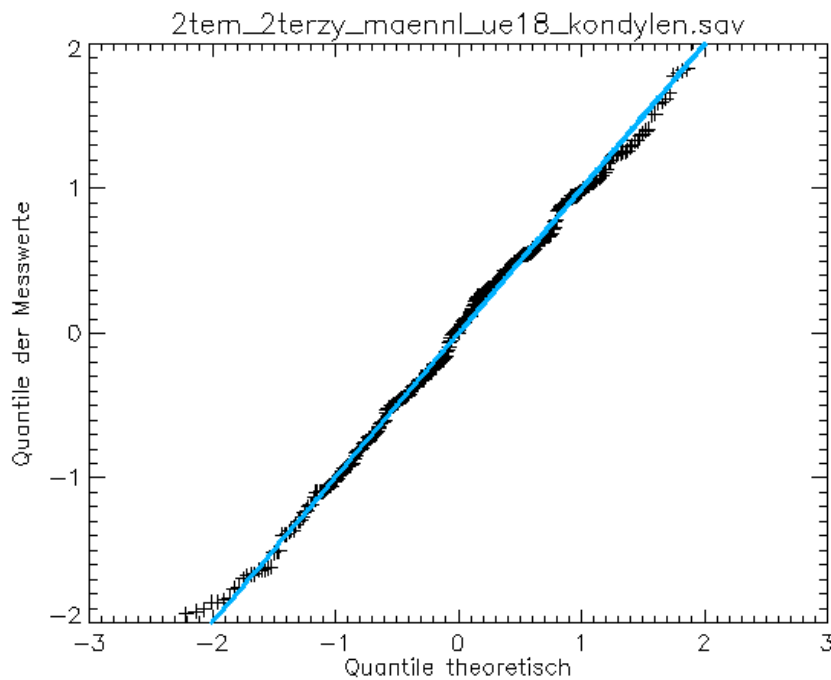


Abbildung 7-104: Q-Q-Plot für Condylion, großes FoV plus Gesichtsscan, männlich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre. Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

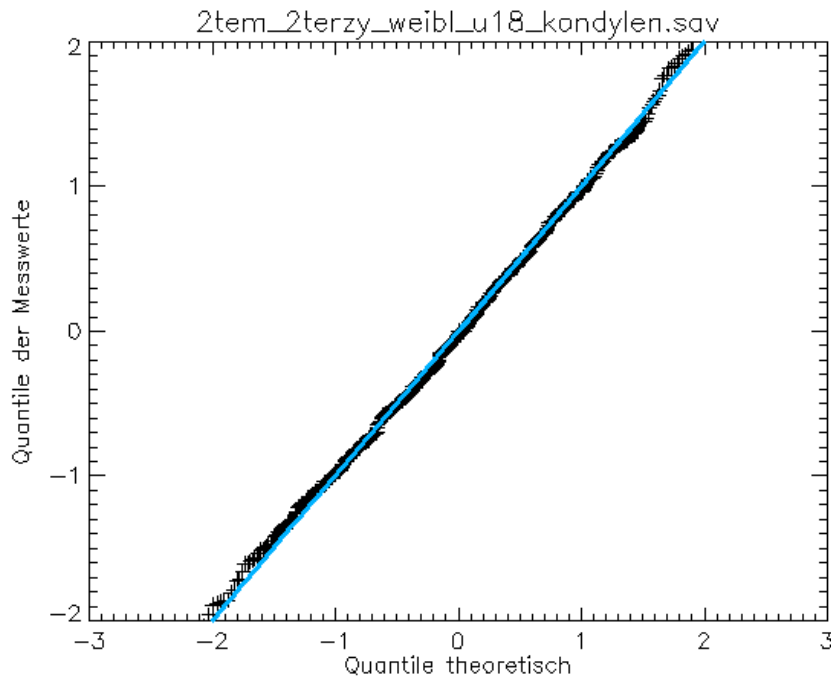


Abbildung 7-105: Q-Q-Plot für Condylion, großes FoV plus Gesichtsscan, weiblich $\geq 5 - < 18$ Jahre. Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

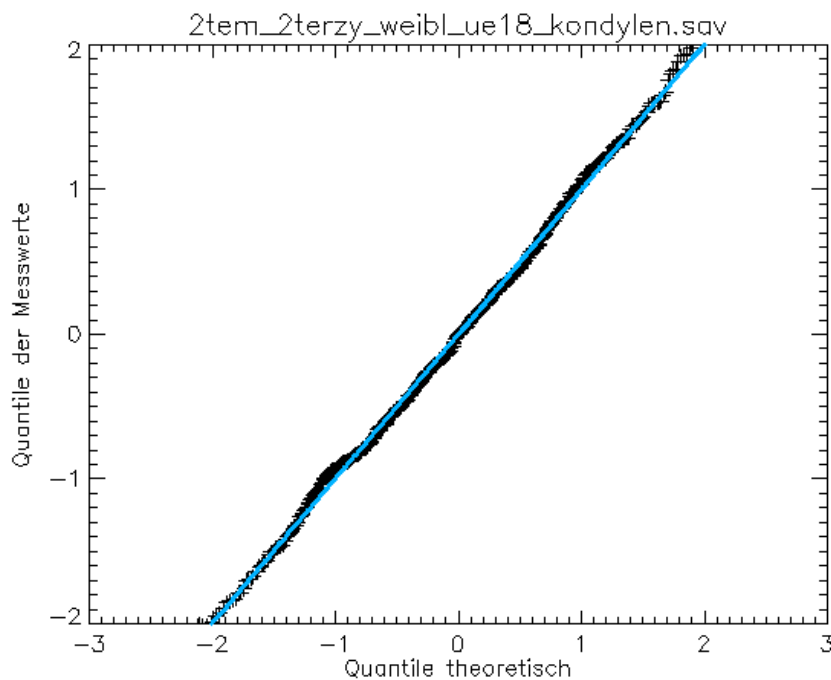


Abbildung 7-106: Q-Q-Plot für Condylion, großes FoV plus Gesichtsscan, weiblich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre. Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

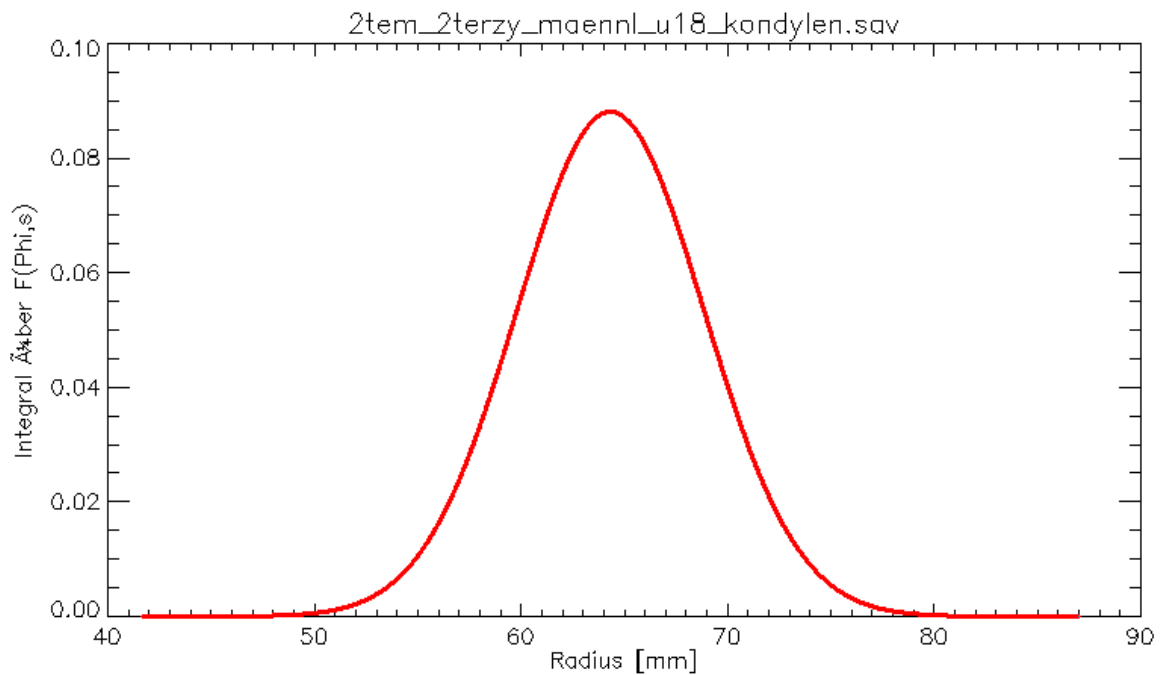


Abbildung 7-107: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktionen für Condylion im großen FoV plus FS gemessen für männlich $\geq 5 - < 18$ Jahre. Die Normalverteilungskurve ist in ihrem Verlauf vollständig, d.h. der Bezugspunkt konnte bei allen Patienten innerhalb des Zylinders dargestellt werden.

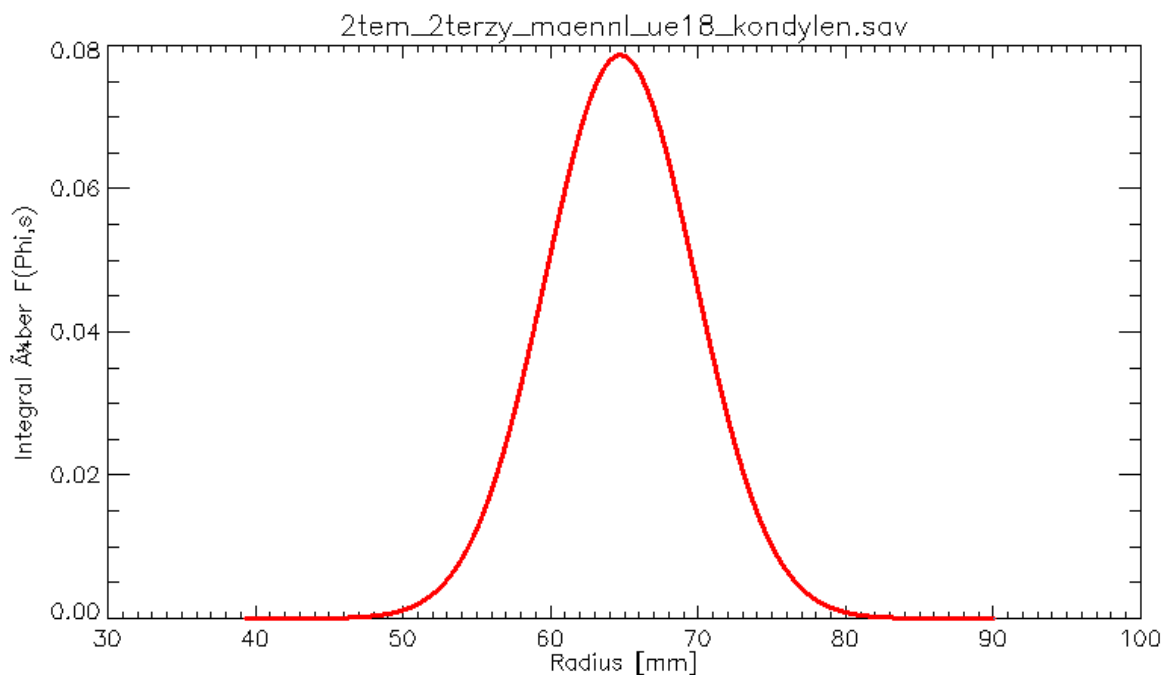


Abbildung 7-108: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktionen für Condylion im großen FoV plus Gesichtsscan gemessen für männlich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre. Die Normalverteilungskurve ist in ihrem Verlauf vollständig, d.h. der Bezugspunkt konnte bei allen Patienten innerhalb des Zylinders dargestellt werden.

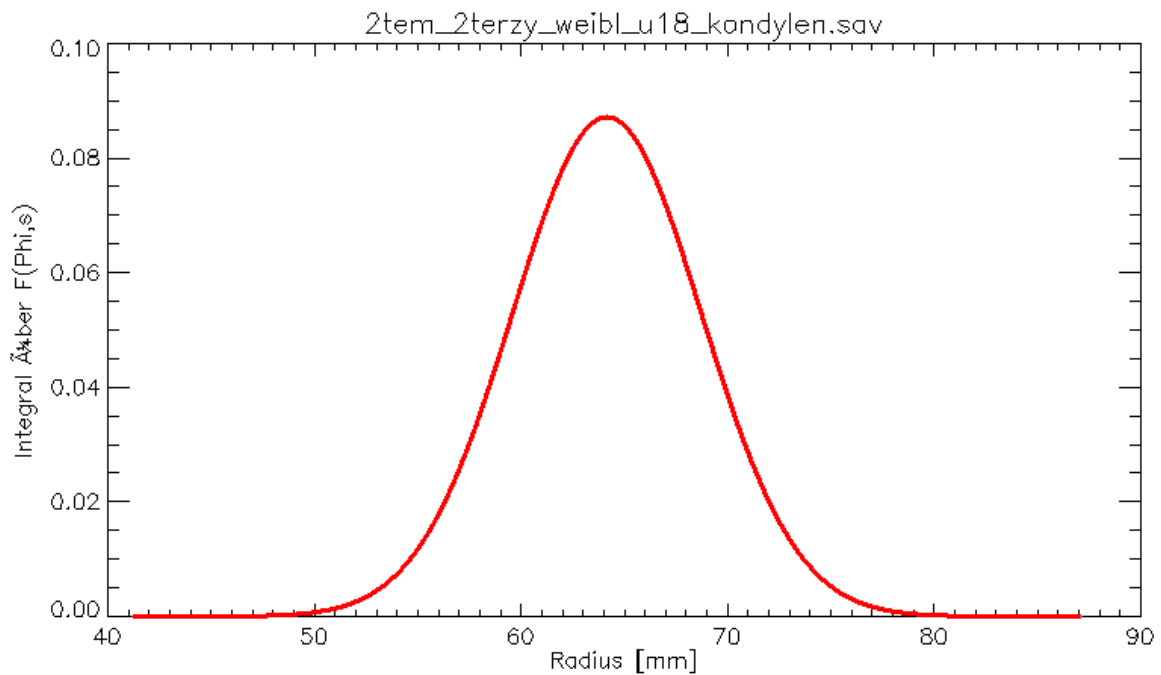


Abbildung 7-109: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktionen für Condylion im großen FoV plus Gesichtsscan gemessen für weiblich $\geq 5 - < 18$ Jahre. Die Normalverteilungskurve ist in ihrem Verlauf vollständig, d.h. der Bezugspunkt konnte bei allen Patienten innerhalb des Zylinders dargestellt werden.

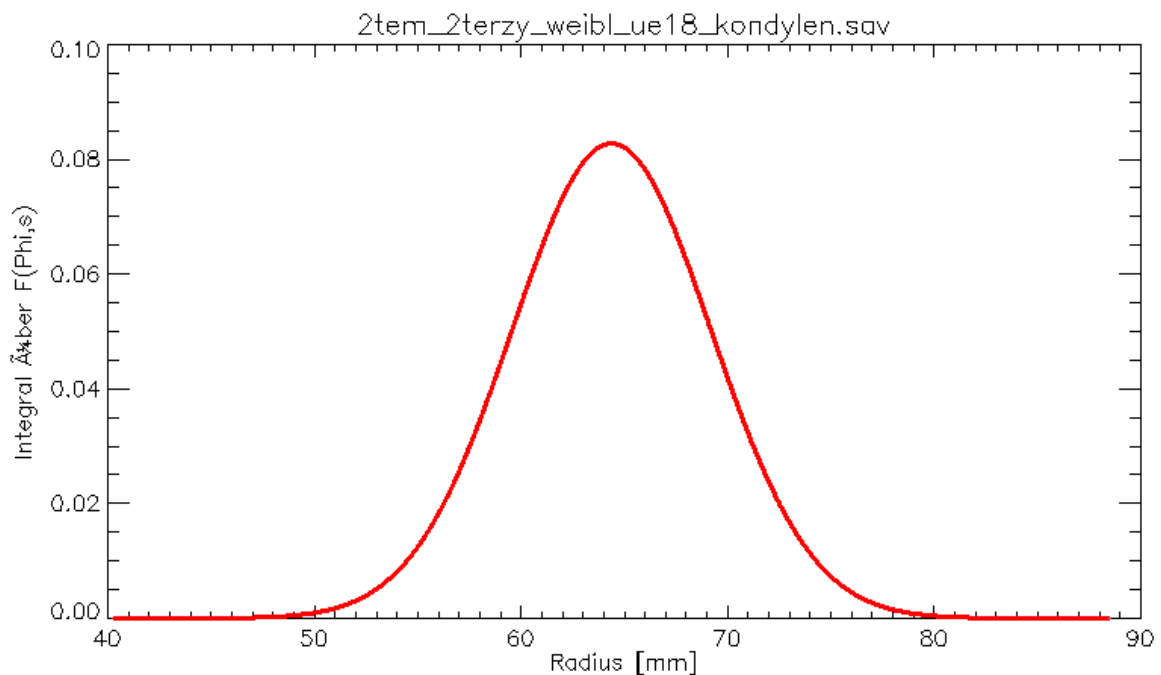


Abbildung 7-110: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktionen für Condylion im großen FoV plus Gesichtsscan gemessen für weiblich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre. Die Normalverteilungskurve ist in ihrem Verlauf vollständig, d.h. der Bezugspunkt konnte bei allen Patienten innerhalb des Zylinders dargestellt werden.

7.6.11 Gonion im großen FoV plus Gesichtsscan

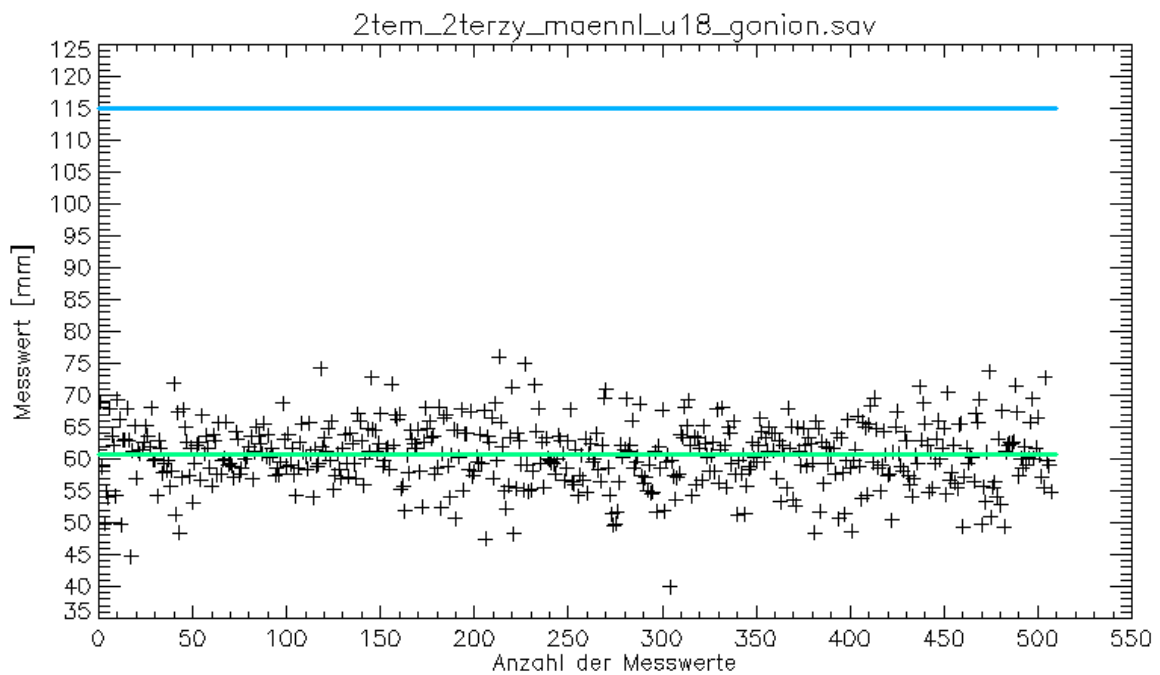


Abbildung 7-111: Punktdiagramm für Gonion, männlich ≥ 5 - < 18 Jahre, großes FoV plus Gesichtsscan. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

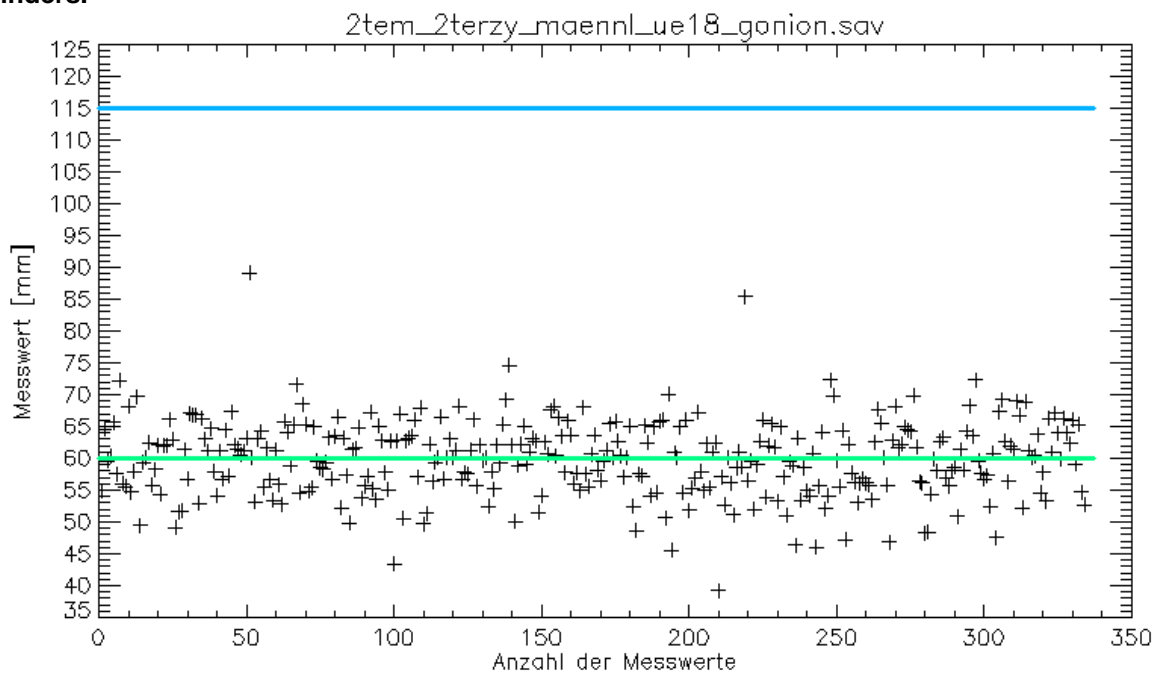


Abbildung 7-112: Punktdiagramm für Gonion, männlich ≥ 18 - ≤ 78 Jahre, großes FoV plus Gesichtsscan. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

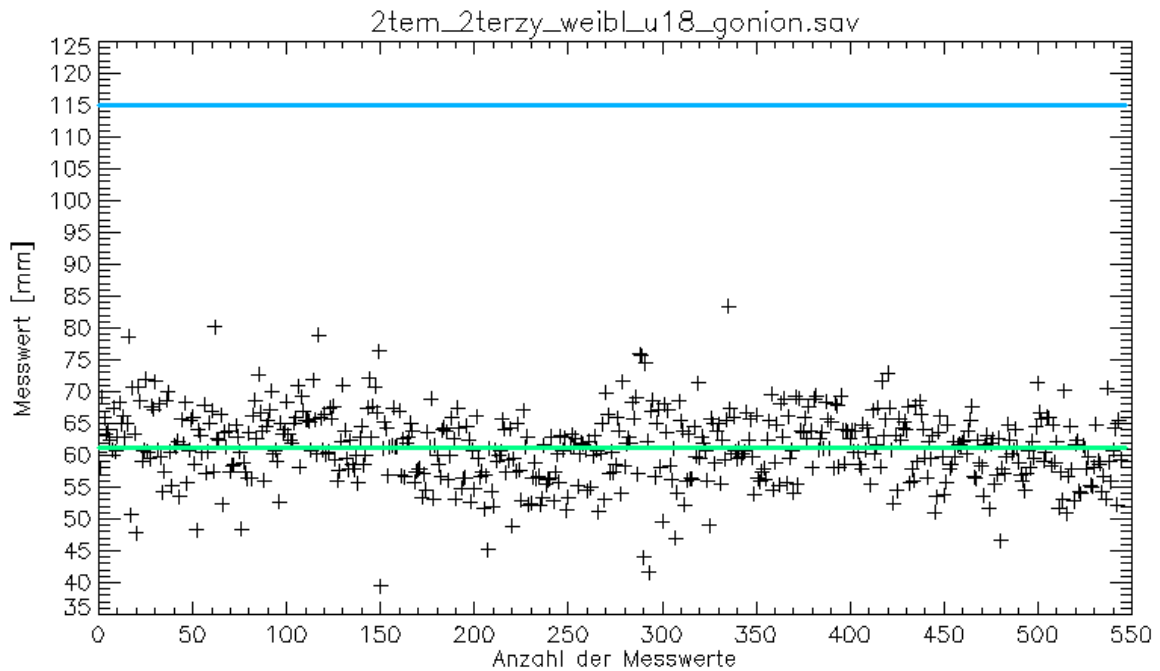


Abbildung 7-113: Punktdiagramm für Gonion, weiblich $\geq 5 - < 18$ Jahre, großes FoV plus Gesichtsscan. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

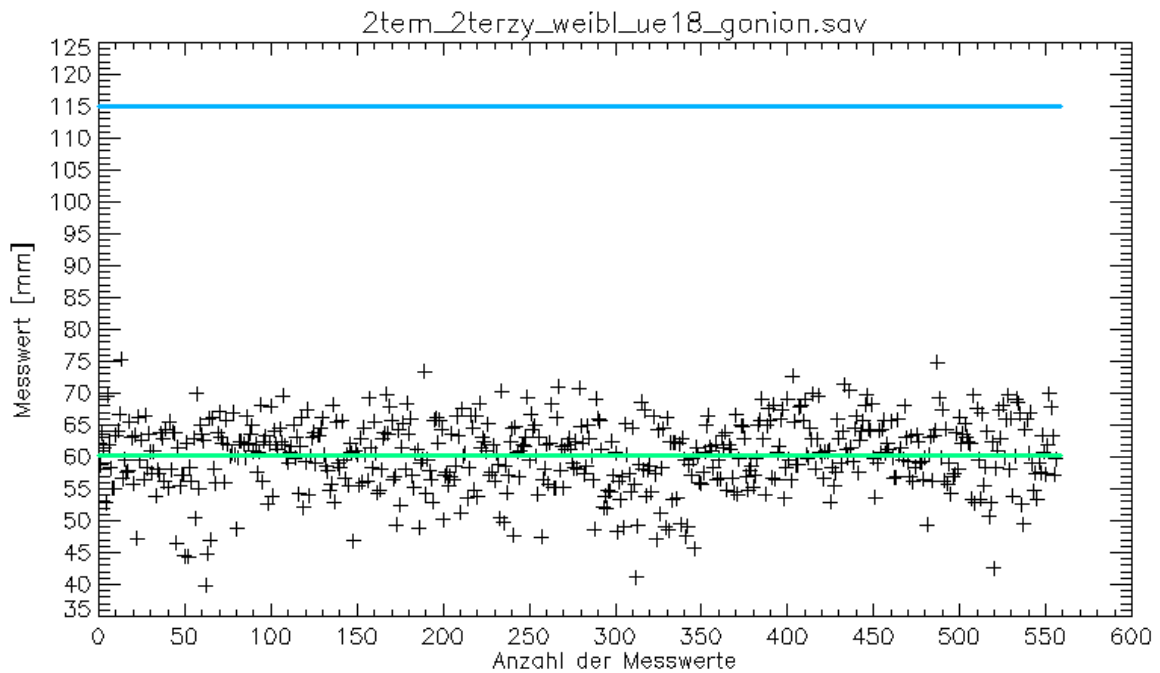


Abbildung 7-114: Punktdiagramm für Gonion, weiblich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre, großes FoV plus Gesichtsscan. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

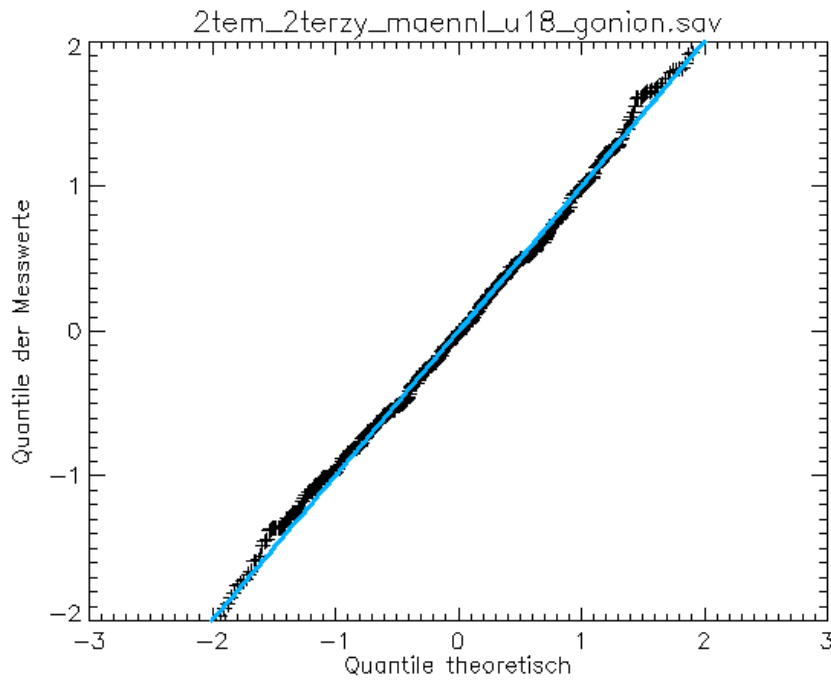


Abbildung 7-115: Q-Q-Plot für Gonion, großes FoV plus Gesichtsscan, männlich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre. Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

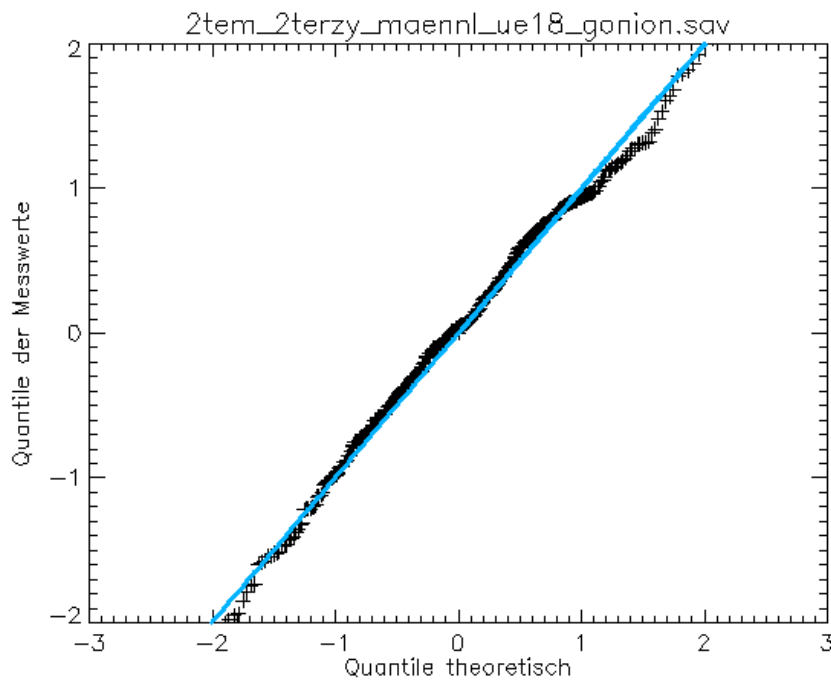


Abbildung 7-116: Q-Q-Plot für Gonion, großes FoV plus Gesichtsscan, männlich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre. Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

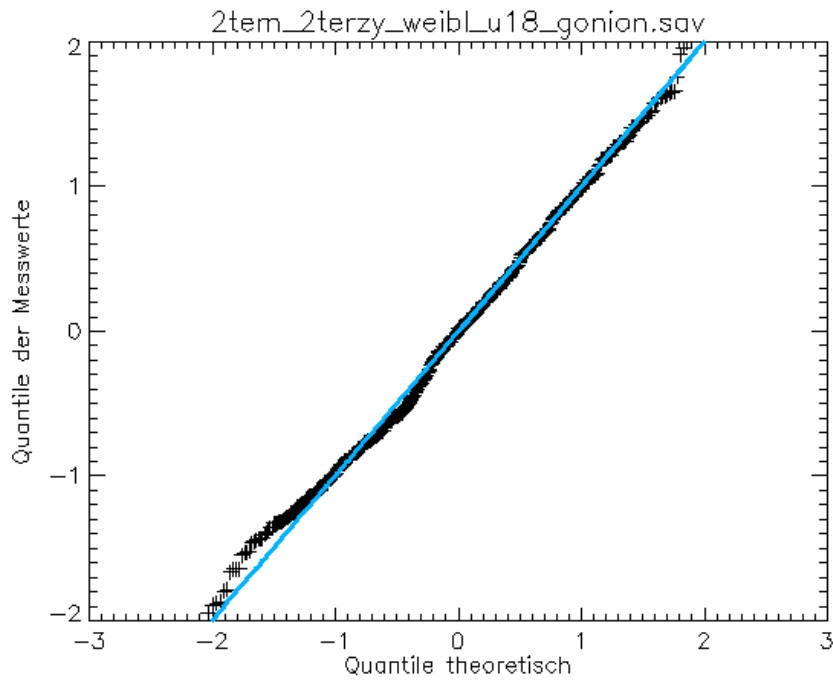


Abbildung 7-117: Q-Q-Plot für Gonion, großes FoV plus Gesichtsscan, weiblich $\geq 5 - < 18$ Jahre. Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

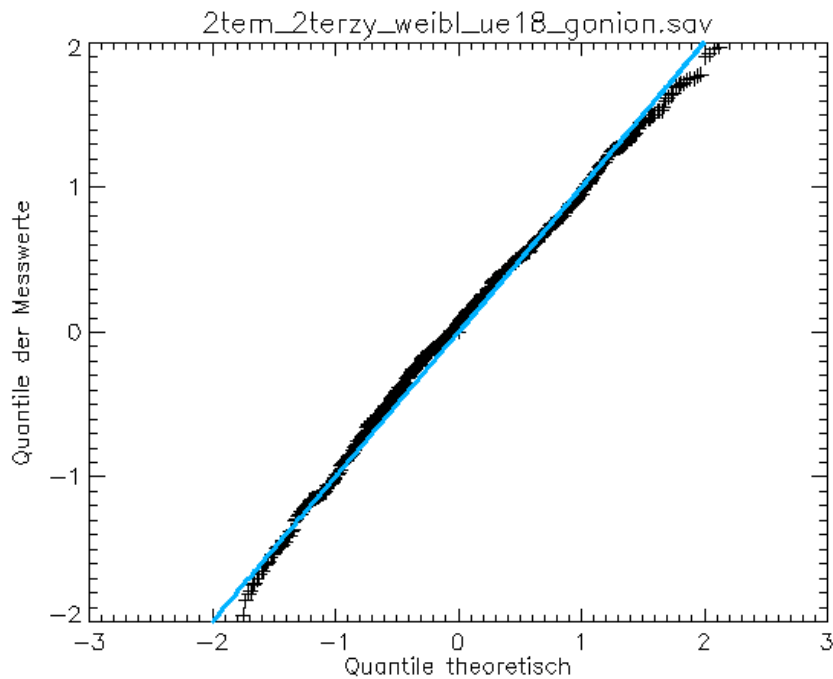


Abbildung 7-118: Q-Q-Plot für Gonion, großes FoV plus Gesichtsscan, weiblich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre. Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

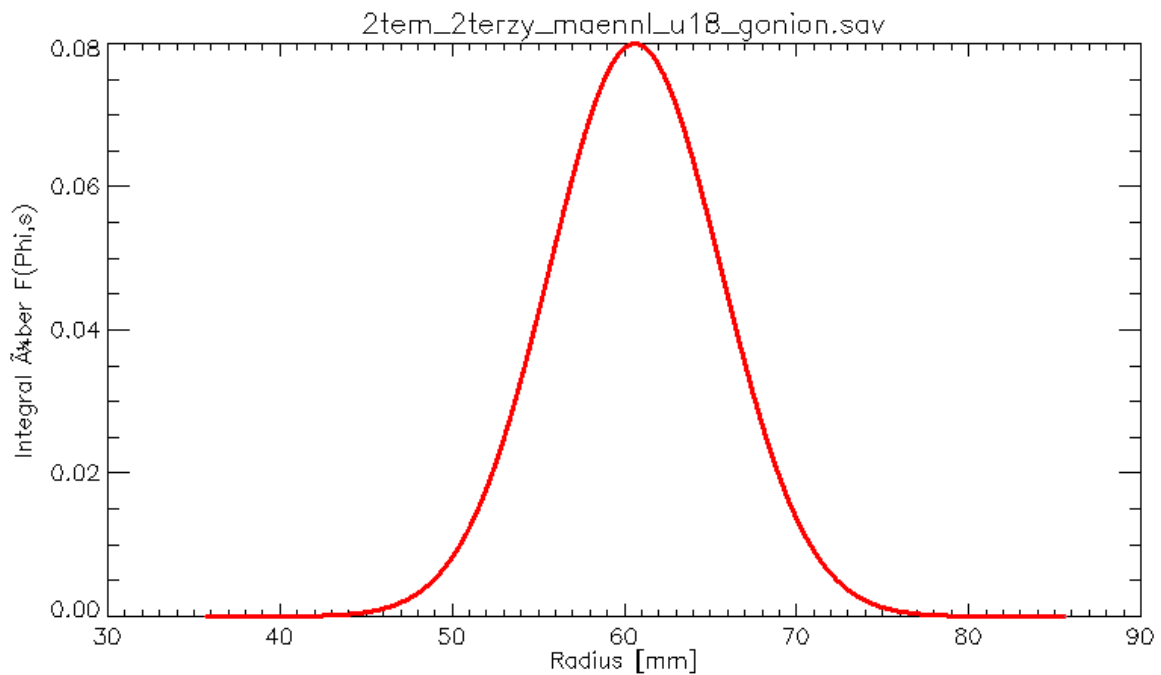


Abbildung 7-119: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktionen für Gonion im großen FoV plus Gesichtsscan gemessen für männlich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre. Die Normalverteilungskurve ist in ihrem Verlauf vollständig, d.h. der Bezugspunkt konnte bei allen Patienten innerhalb des Zylinders dargestellt werden.

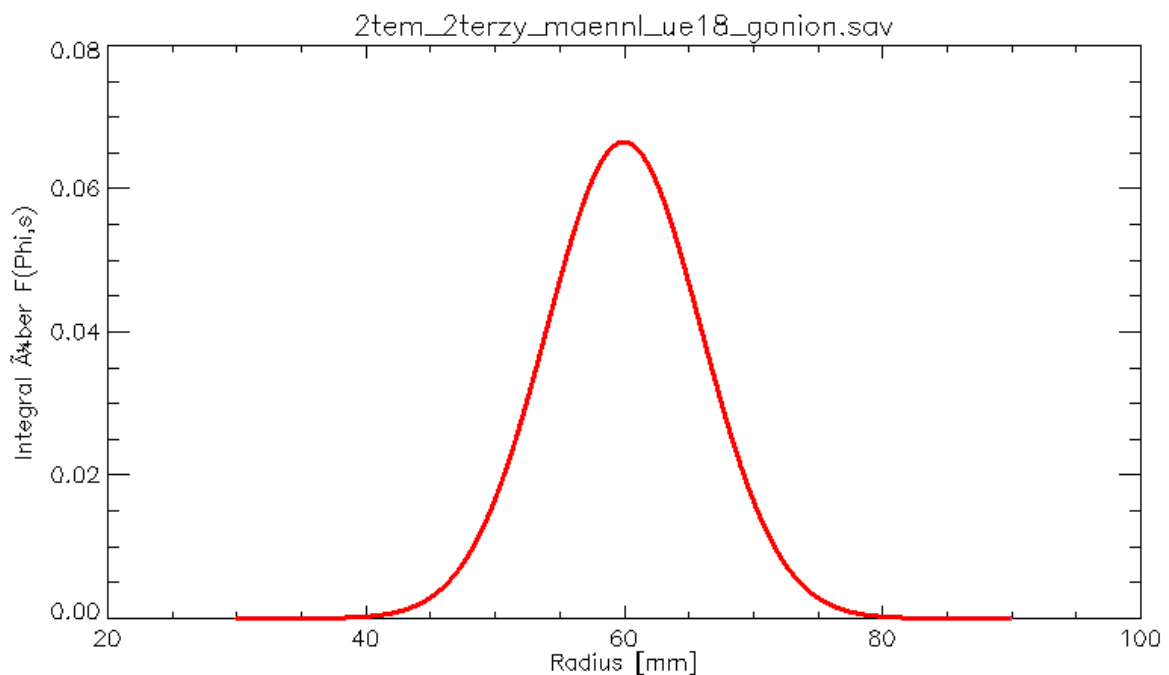


Abbildung 7-120: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktionen für Gonion im großen FoV plus Gesichtsscan gemessen für männlich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre. Die Normalverteilungskurve ist in ihrem Verlauf vollständig, d.h. der Bezugspunkt konnte bei allen Patienten innerhalb des Zylinders dargestellt werden.

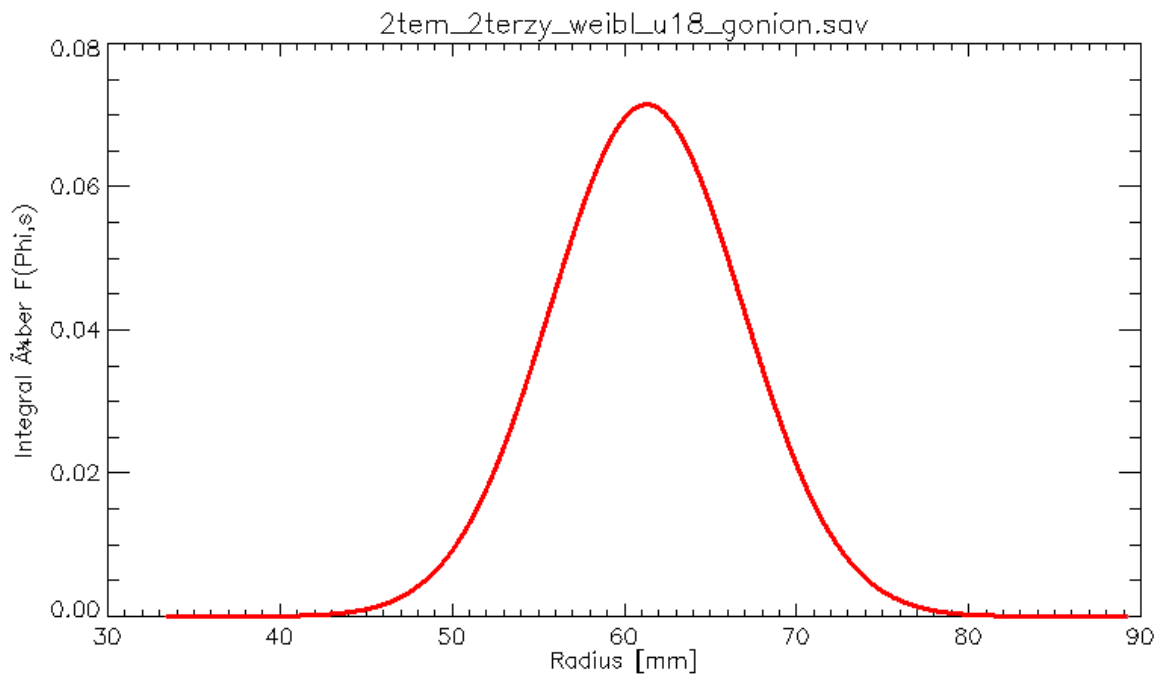


Abbildung 7-121: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktionen für Gonion im großen FoV plus Gesichtsscan gemessen für weiblich $\geq 5 - < 18$ Jahre. Die Normalverteilungskurve ist in ihrem Verlauf vollständig, d.h. der Bezugspunkt konnte bei allen Patienten innerhalb des Zylinders dargestellt werden.

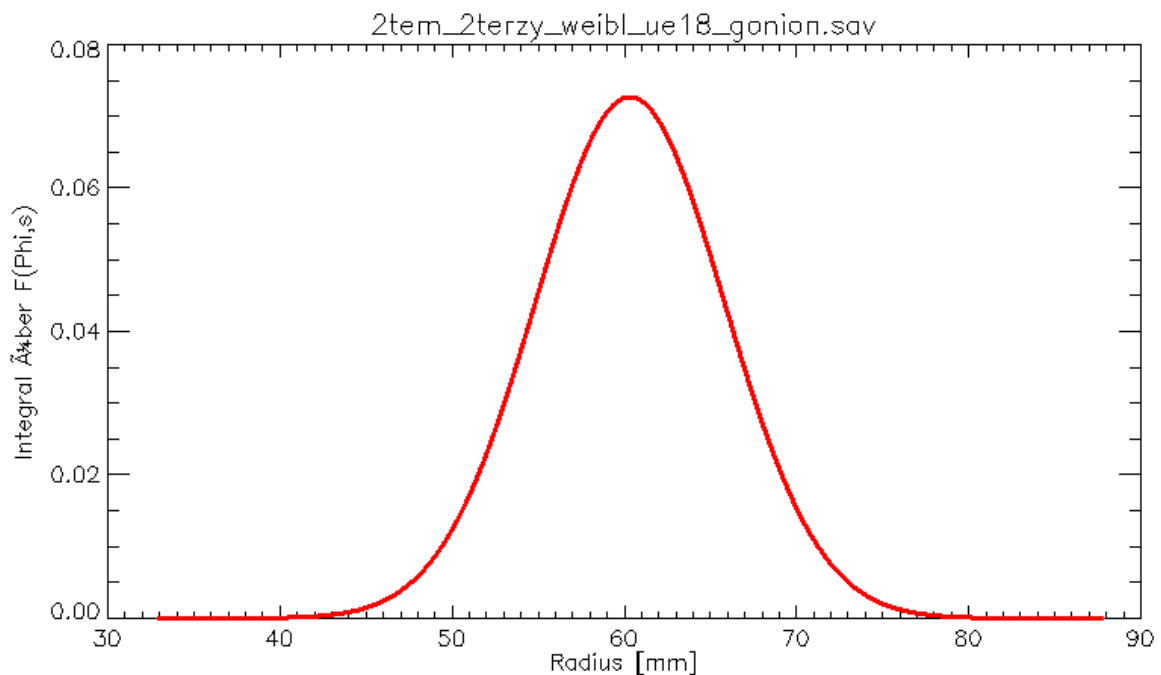


Abbildung 7-122: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktionen für Gonion im großen FoV plus Gesichtsscan gemessen für weiblich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre. Die Normalverteilungskurve ist in ihrem Verlauf vollständig, d.h. der Bezugspunkt konnte bei allen Patienten innerhalb des Zylinders dargestellt werden.

7.6.12 Porion im großen FoV plus Gesichtsscan

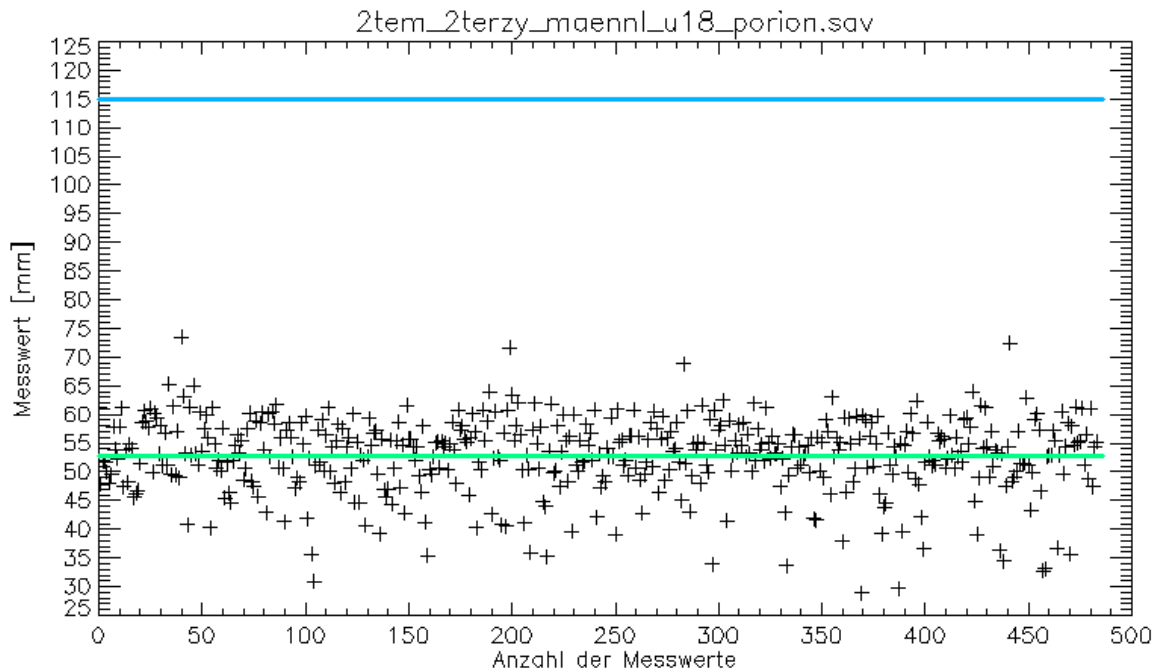


Abbildung 7-123: Punktdiagramm für Porion, männlich, $\geq 5 - < 18$ Jahre, großes FoV plus Gesichtsscan. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

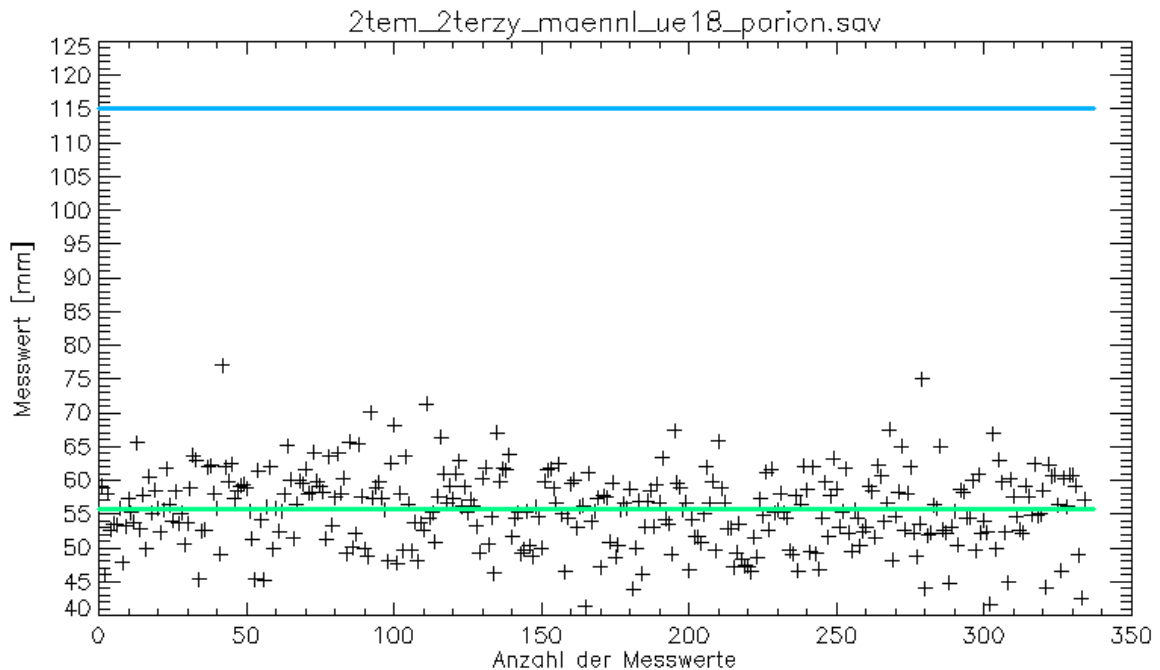


Abbildung 7-124: Punktdiagramm für Porion, männlich, $\geq 18 - \leq 78$ Jahre, großes FoV plus Gesichtsscan. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

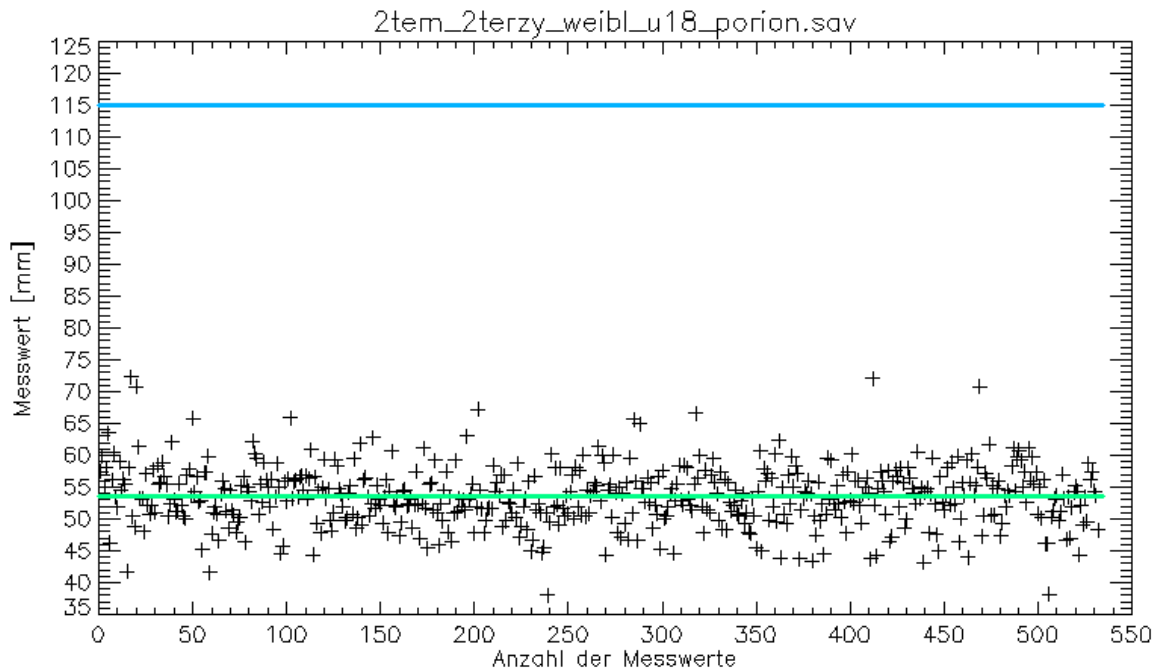


Abbildung 7-125: Punktdiagramm für Porion, weiblich, $\geq 5 - < 18$ Jahre, großes FoV plus Gesichtsscan. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

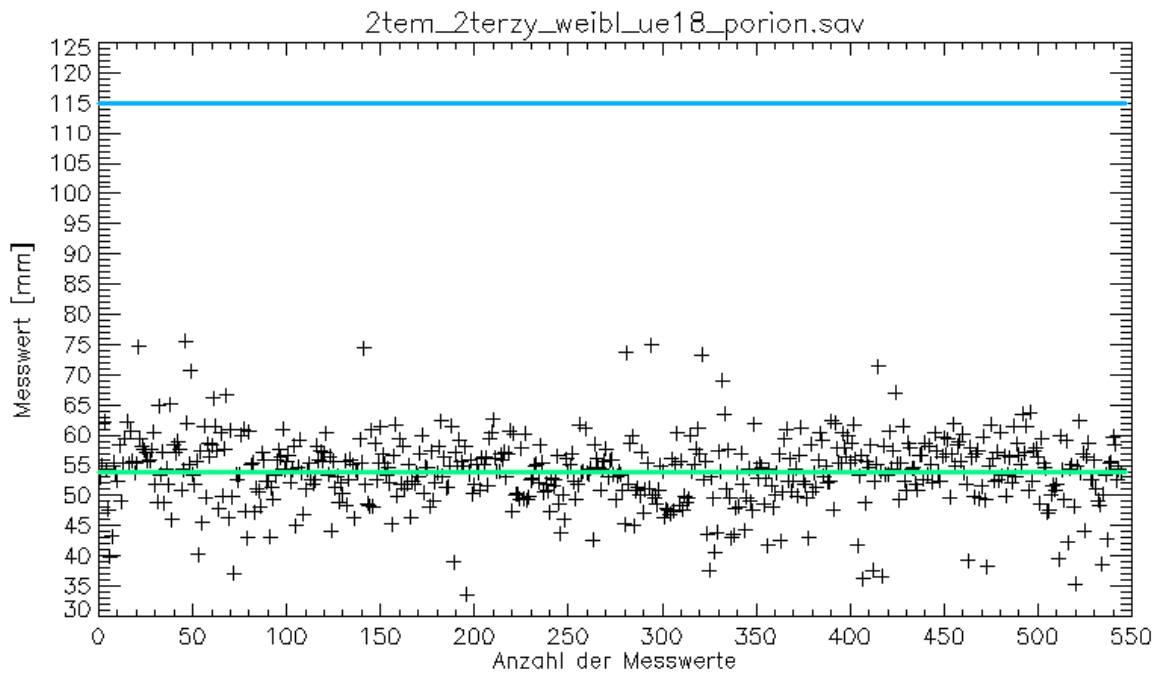


Abbildung 7-126: Punktdiagramm für Porion, weiblich, $\geq 18 - \leq 78$ Jahre, großes FoV plus Gesichtsscan. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

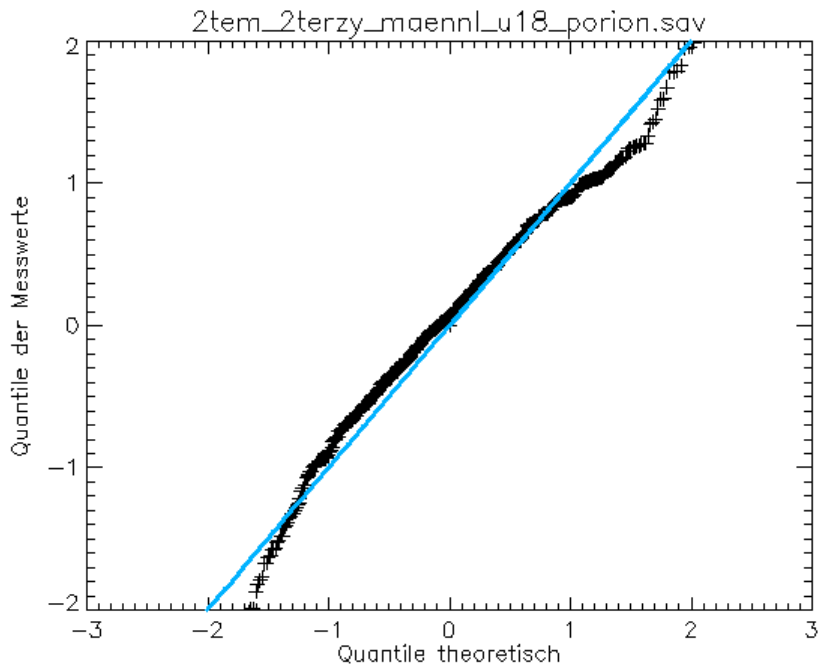


Abbildung 7-127: Q-Q-Plot für Porion, großes FoV plus Gesichtsscan, männlich, $\geq 5 - < 18$ Jahre. Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

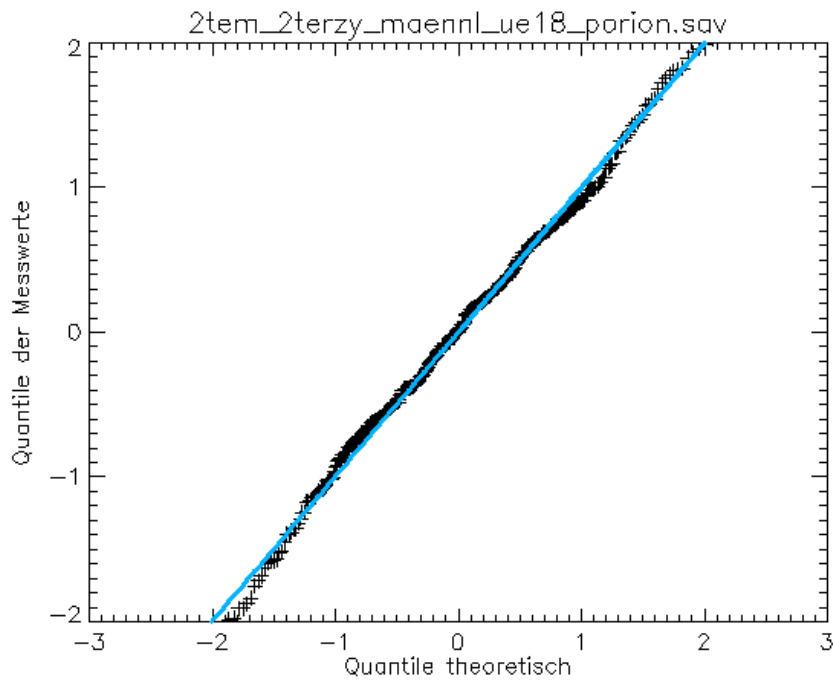


Abbildung 7-128: Q-Q-Plot für Porion, großes FoV plus Gesichtsscan, männlich, $\geq 18 - \leq 78$ Jahre. Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

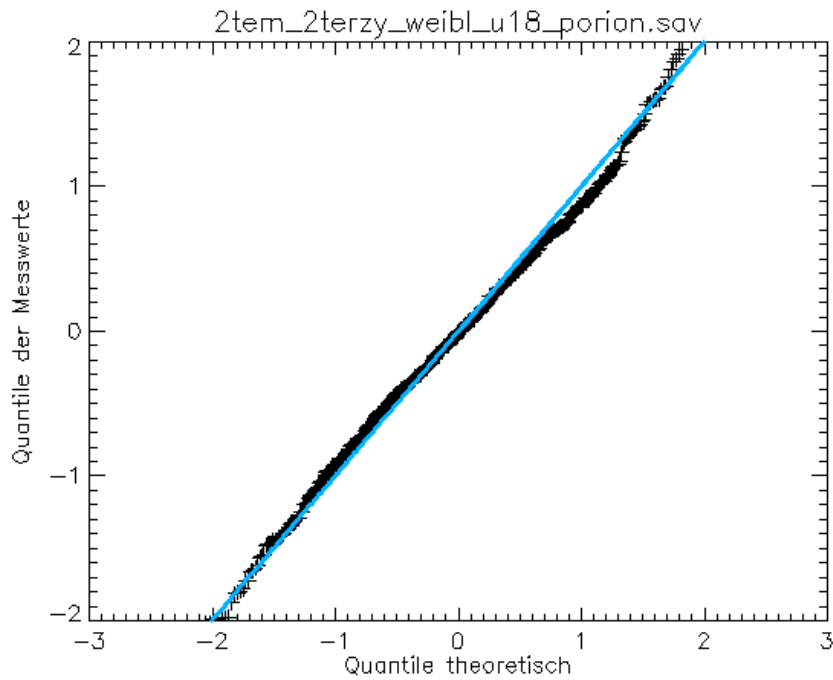


Abbildung 7-129: Q-Q-Plot für Porion, großes FoV plus Gesichtsscan, weiblich, $\geq 5 - < 18$ Jahre. Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

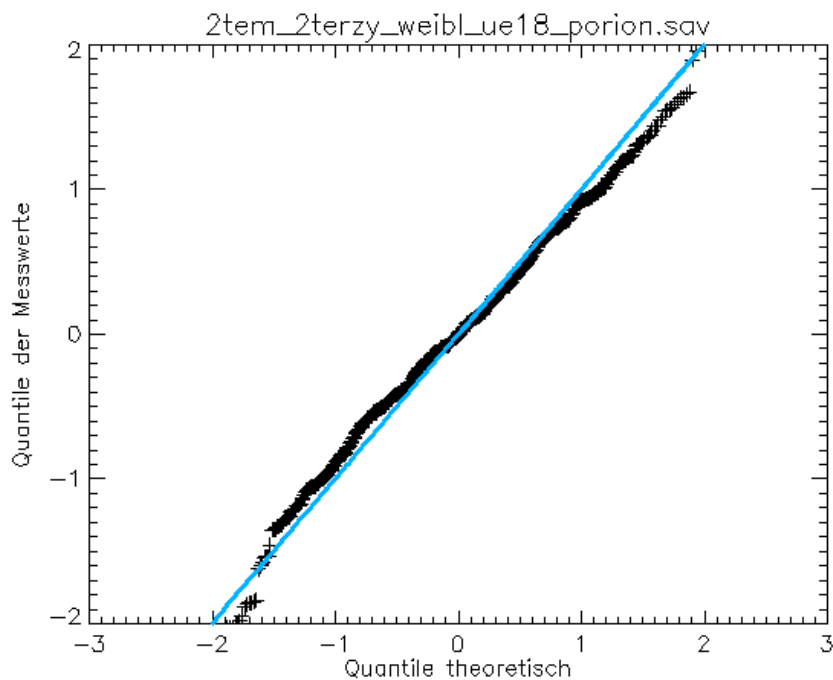


Abbildung 7-130: Q-Q-Plot für Porion, großes FoV plus Gesichtsscan, weiblich, $\geq 18 - \leq 78$ Jahre. Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

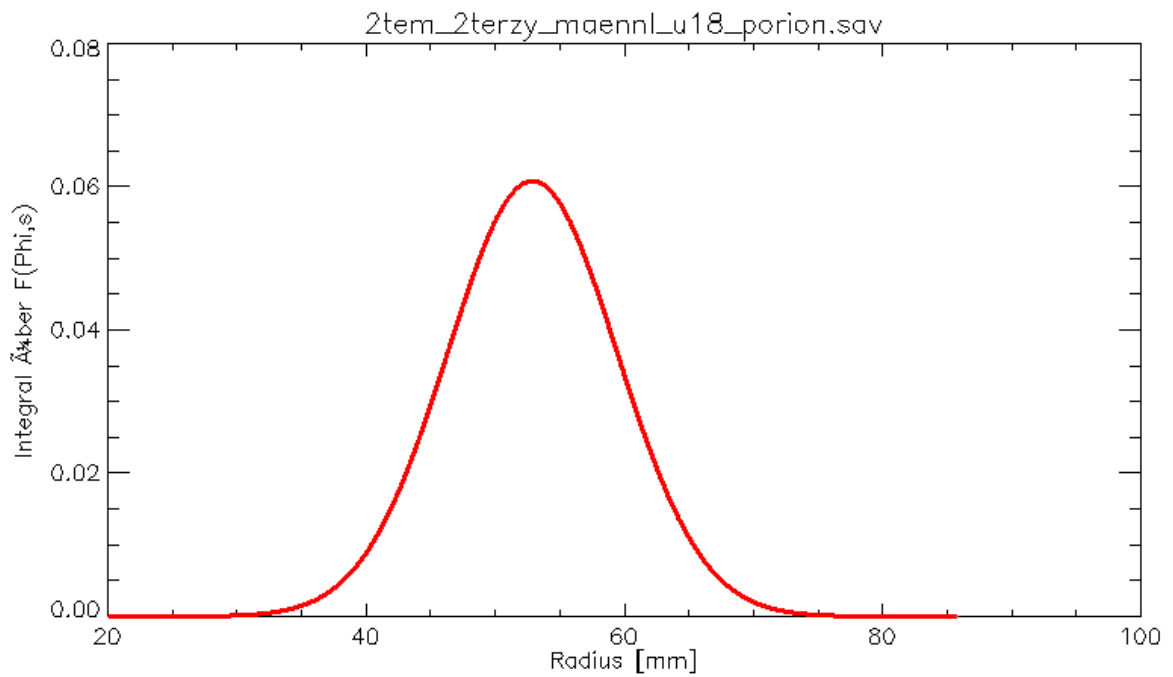


Abbildung 7-131: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktionen für Porion im großen FoV plus Gesichtsscan gemessen für männlich $\geq 5 - < 18$ Jahre.

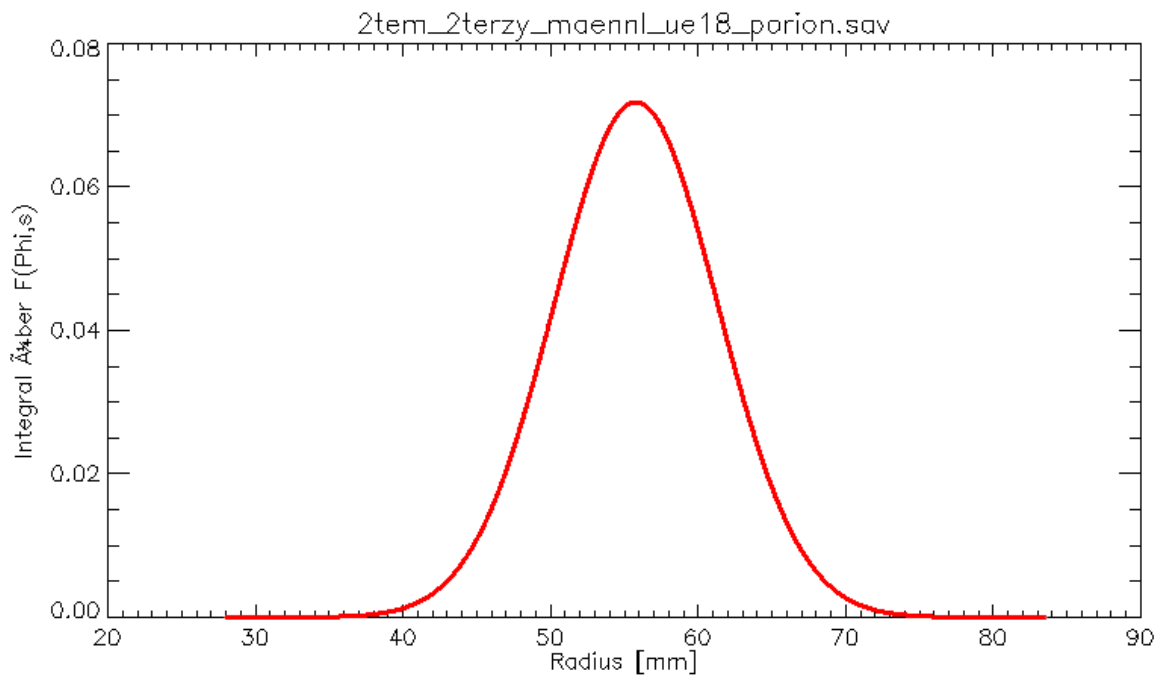


Abbildung 7-132: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktionen für Porion im großen FoV plus Gesichtsscan gemessen für männlich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre.

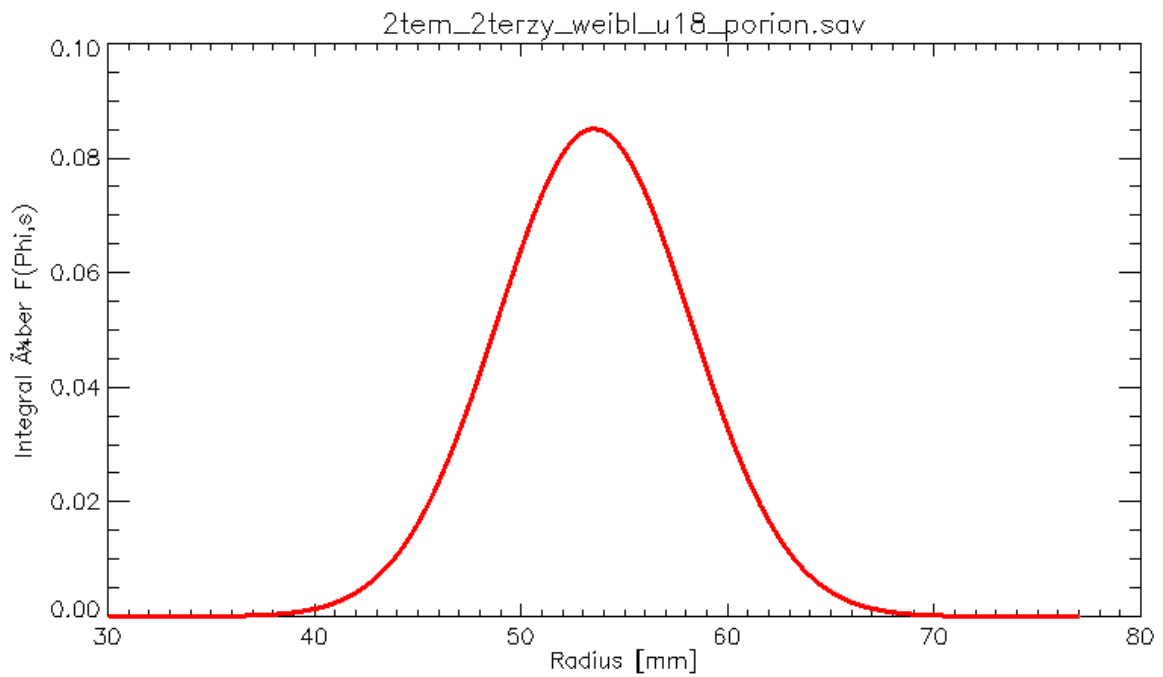


Abbildung 7-133: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktionen für Porion im großen FoV plus Gesichtsscan gemessen für weiblich $\geq 5 - < 18$ Jahre.

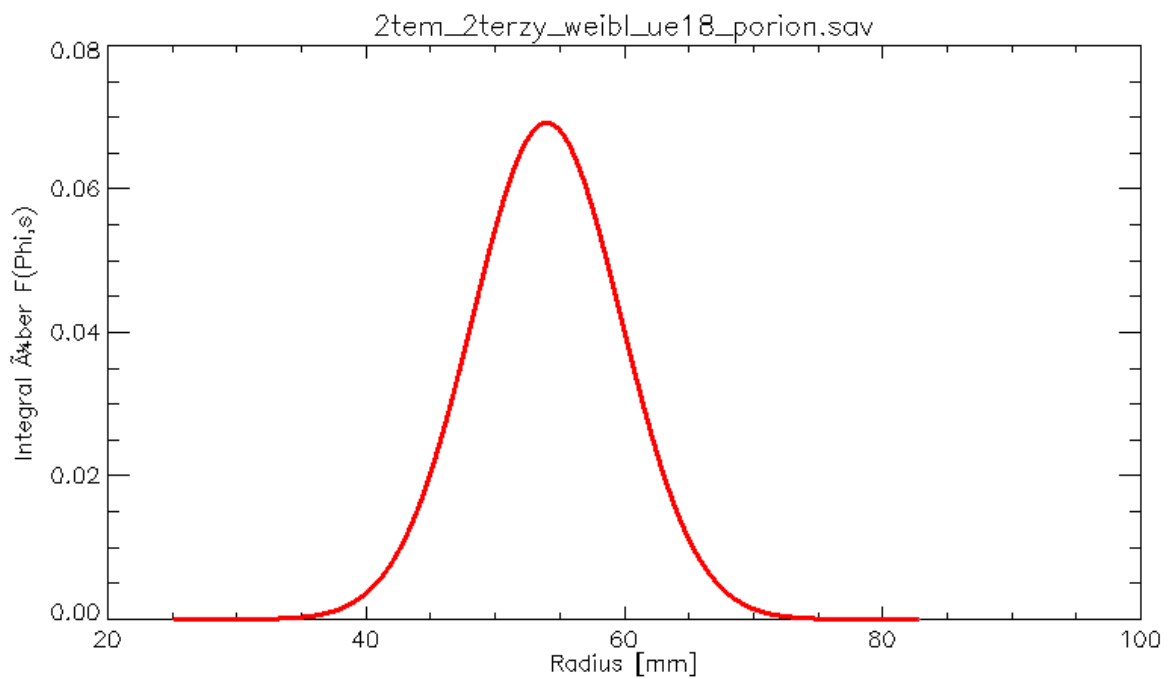


Abbildung 7-134: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktionen für Porion im großen FoV plus Gesichtsscan gemessen für weiblich $\geq 18 - \leq 78$ Jahre.

7.6.13

4. Halswirbel

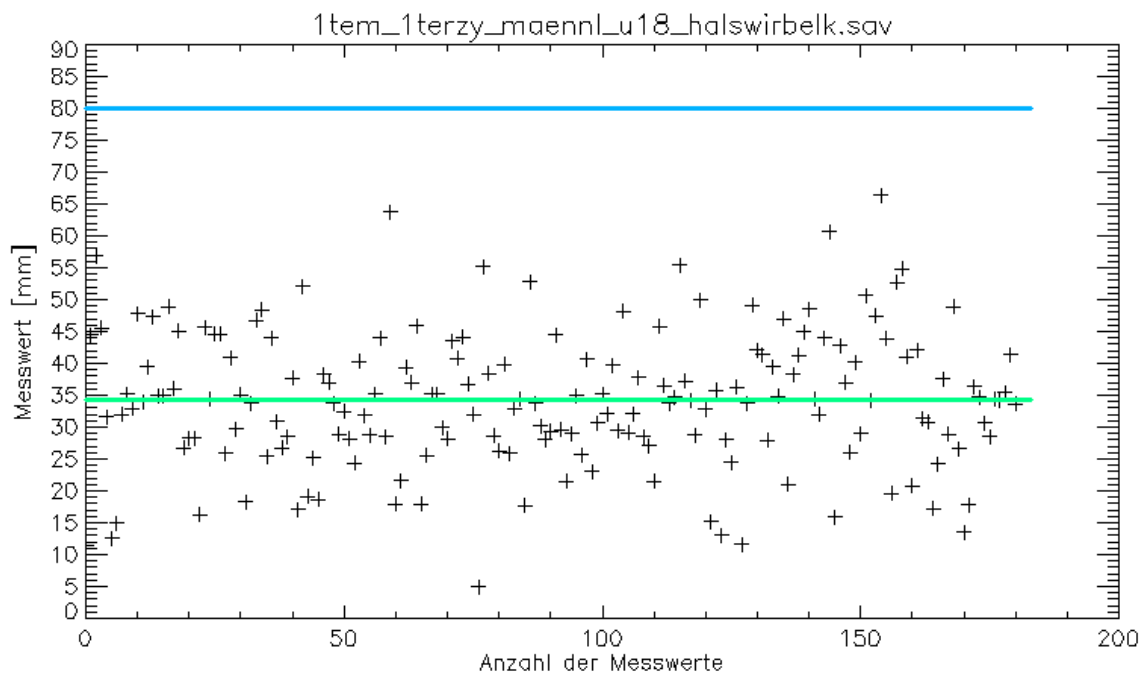


Abbildung 7-135: Punktdiagramm für H4, männlich $\geq 5 - < 18$ Jahre, mittleres FoV. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

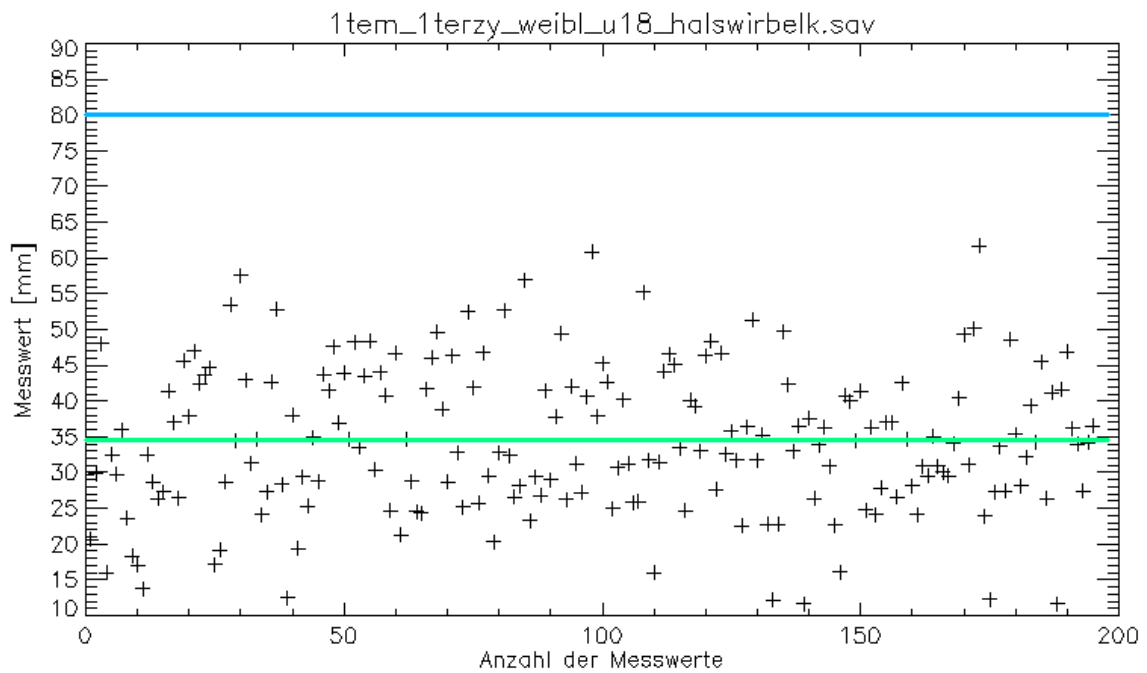


Abbildung 7-136: Punktdiagramm für H4, weiblich $\geq 5 - < 18$ Jahre, mittleres FoV. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

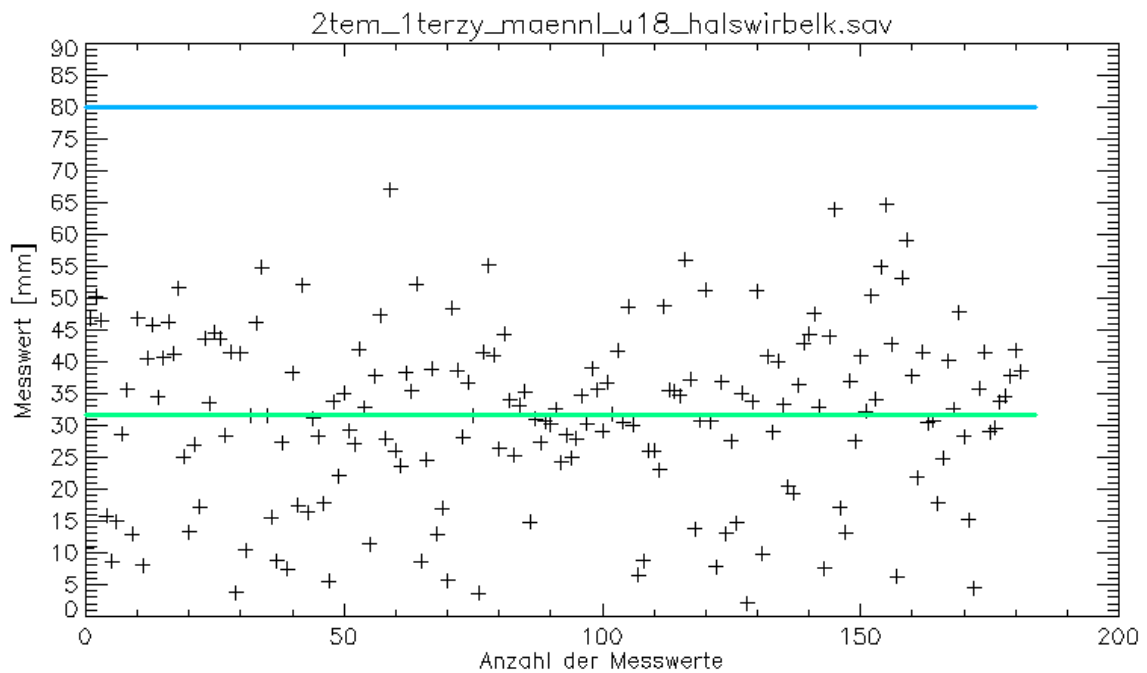


Abbildung 7-137: Punktdiagramm für H4, männlich ≥ 5 - < 18 Jahre, mittleres FoV plus Gesichtsscan. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

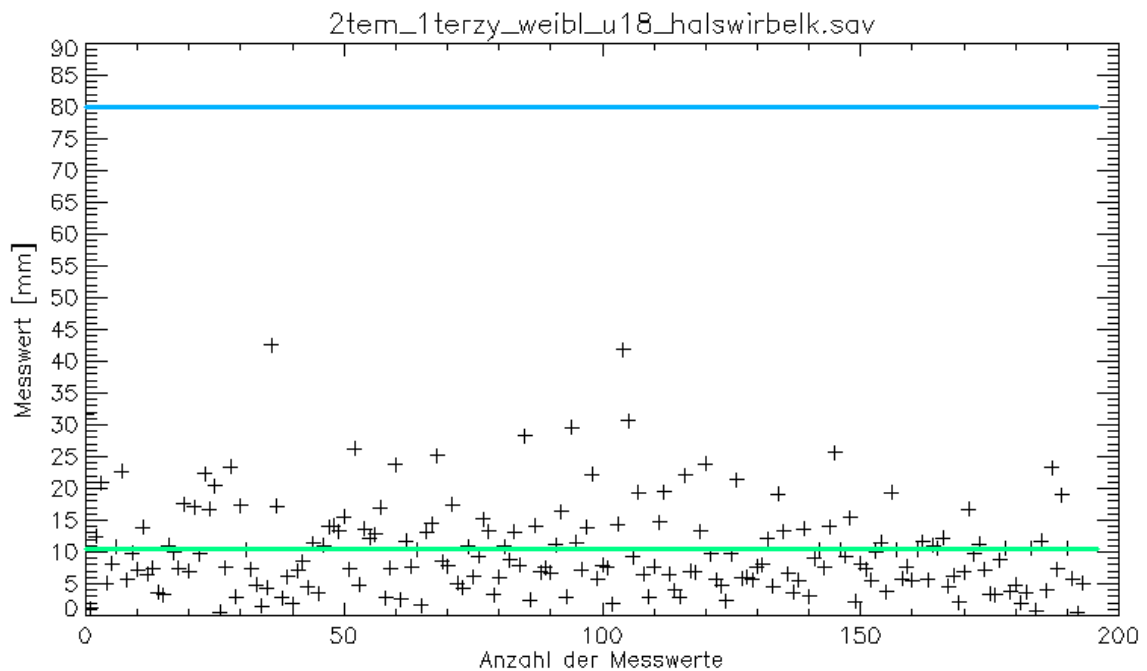


Abbildung 138: Punktdiagramm für H4, weiblich ≥ 5 - < 18 Jahre, mittleres FoV plus Gesichtsscan. Die grüne Linie gibt den Mittelwert der für diesen Punkt gemessenen Abstände vom Mittelpunkt des vermessenen Zylinders aus an. Die blaue Linie zeigt den Radius des Zylinders.

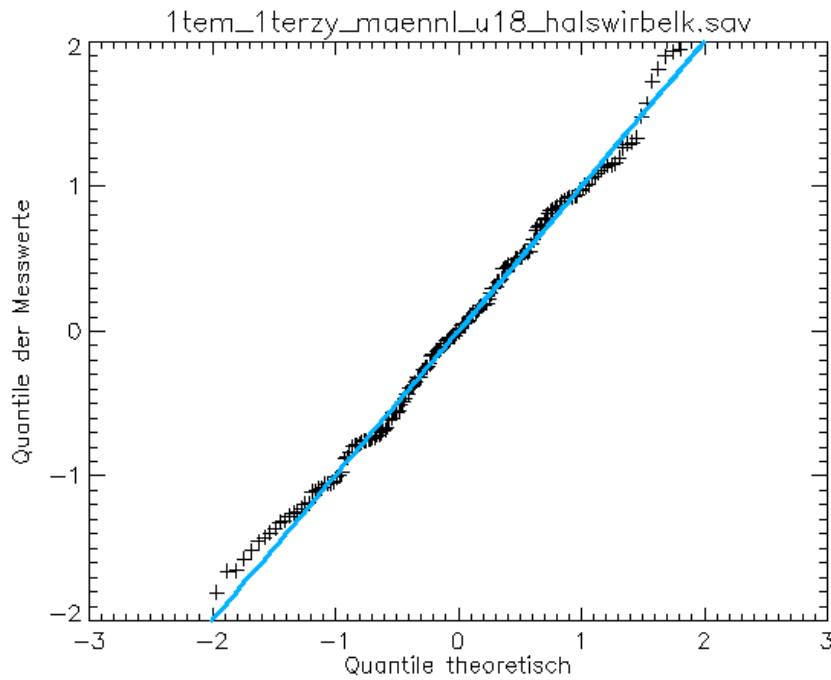


Abbildung 7-139: Q-Q-Plot für H4, männlich $\geq 5 - < 18$ Jahre, mittleres FoV (160 x 160 mm), Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

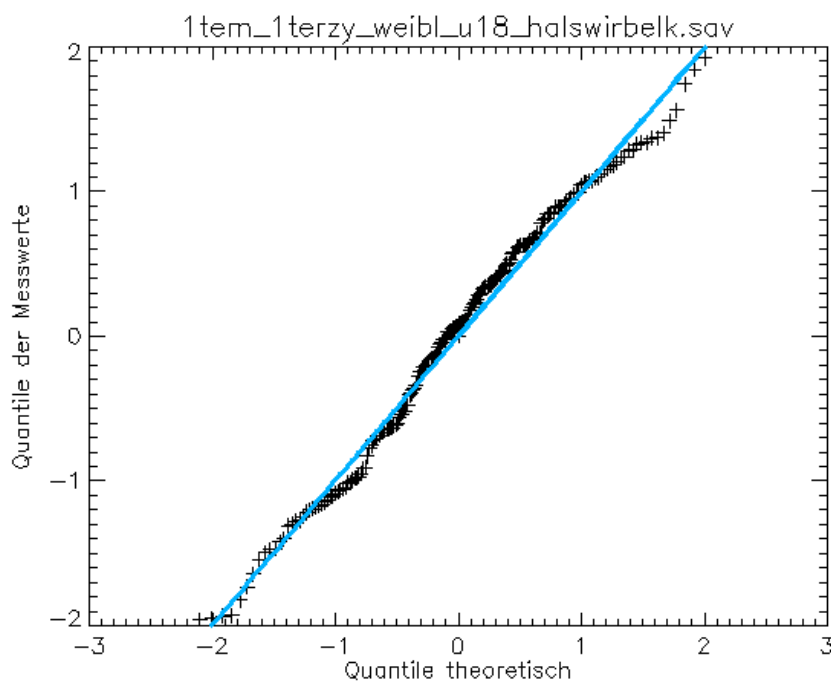


Abbildung 7-140: Q-Q-Plot für H4, weiblich $\geq 5 - < 18$ Jahre, mittleres FoV (160 x 160 mm), Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

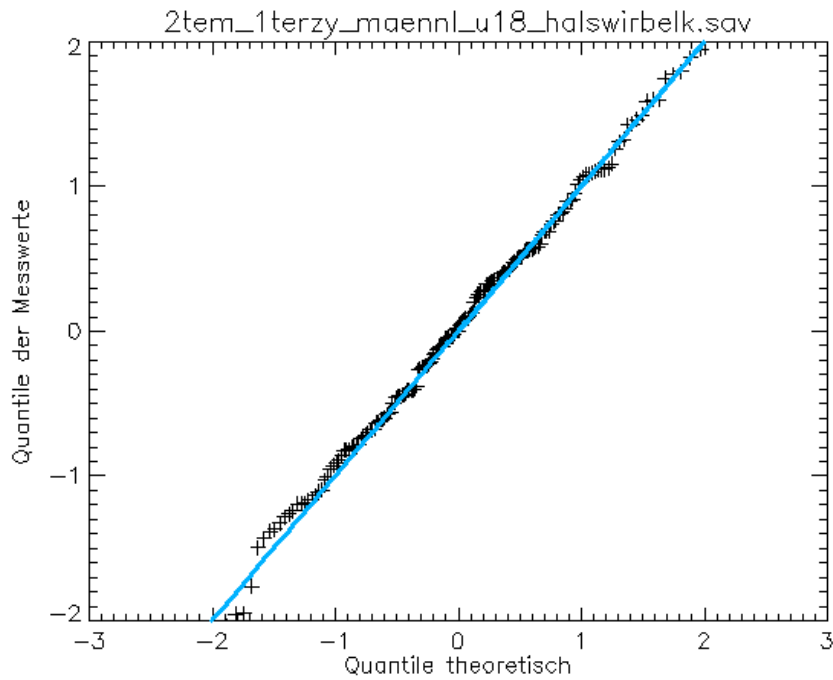


Abbildung 7-141: Q-Q-Plot für H4, männlich $\geq 5 - < 18$ Jahre, mittleres FoV plus Gesichtsscan (160 x 160 mm), Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

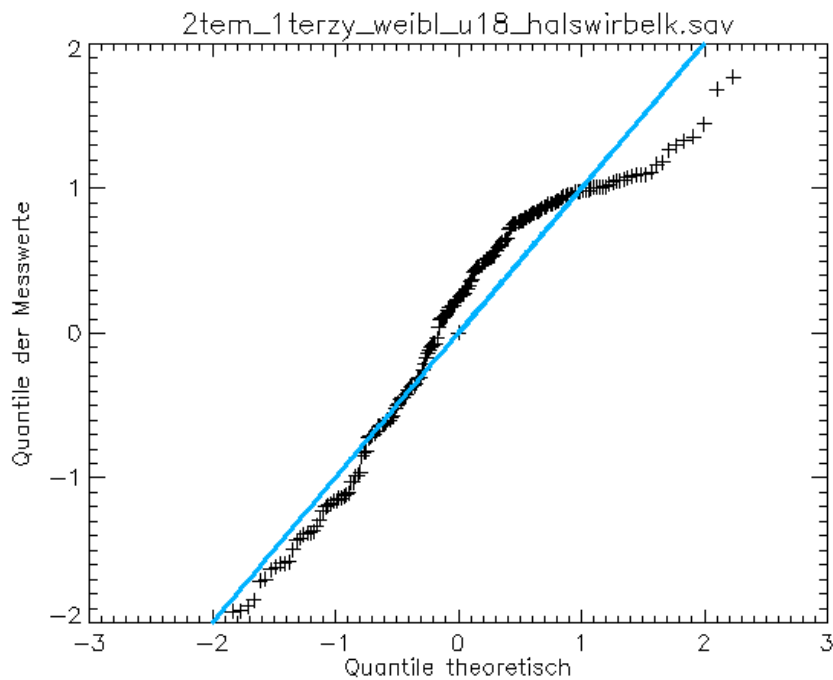


Abbildung 7-142: Q-Q-Plot für H4, weiblich $\geq 5 - < 18$ Jahre, mittleres FoV plus Gesichtsscan (160 x 160 mm), Die Auftragung der tatsächlichen Messwerte gegen die theoretischen Werte ergibt annähernd eine Gerade und legt daher die Annahme nahe, dass die erwartete Verteilung der Werte der tatsächlichen Verteilung entspricht.

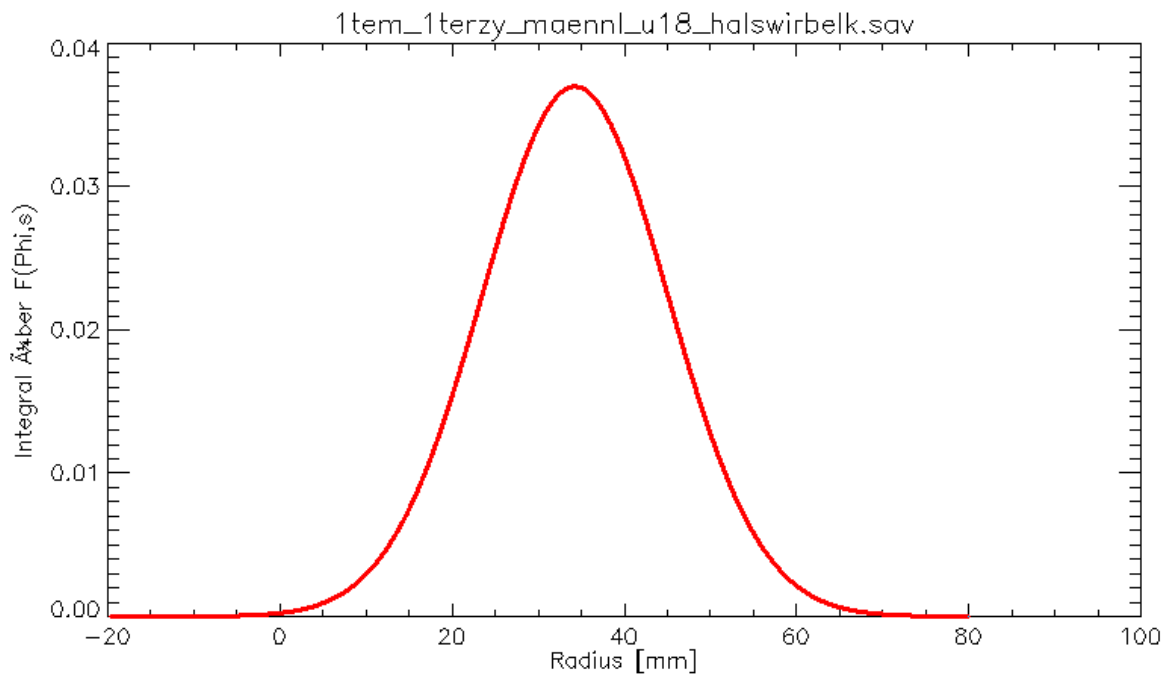


Abbildung 7-143: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktionen für den 4. Halswirbel im mittleren FoV, männlich $\geq 5 - < 18$ Jahre. Die Normalverteilungskurve ist in ihrem Verlauf vollständig, d.h. der Bezugspunkt konnte bei allen Patienten innerhalb des Zylinders dargestellt werden.

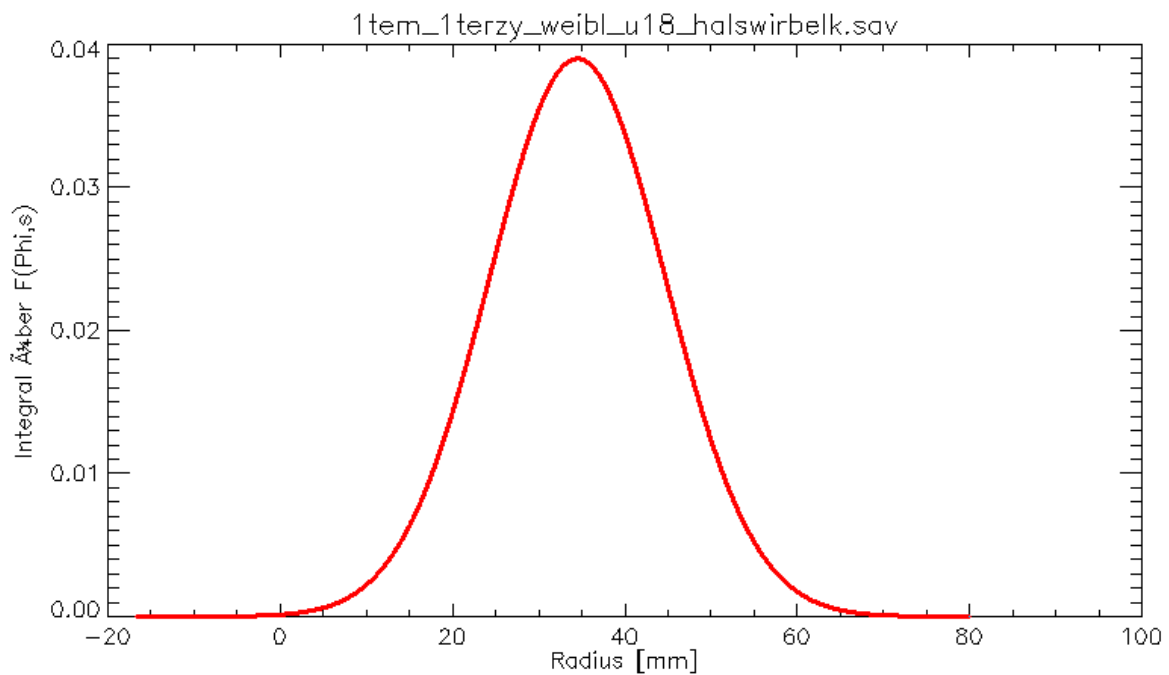


Abbildung 7-144: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktionen für den 4. Halswirbel im mittleren FoV, ♀ = weiblich $\geq 5 - < 18$ Jahre. Die Normalverteilungskurve ist in ihrem Verlauf vollständig, d.h. der Bezugspunkt konnte bei allen Patienten innerhalb des Zylinders dargestellt werden.

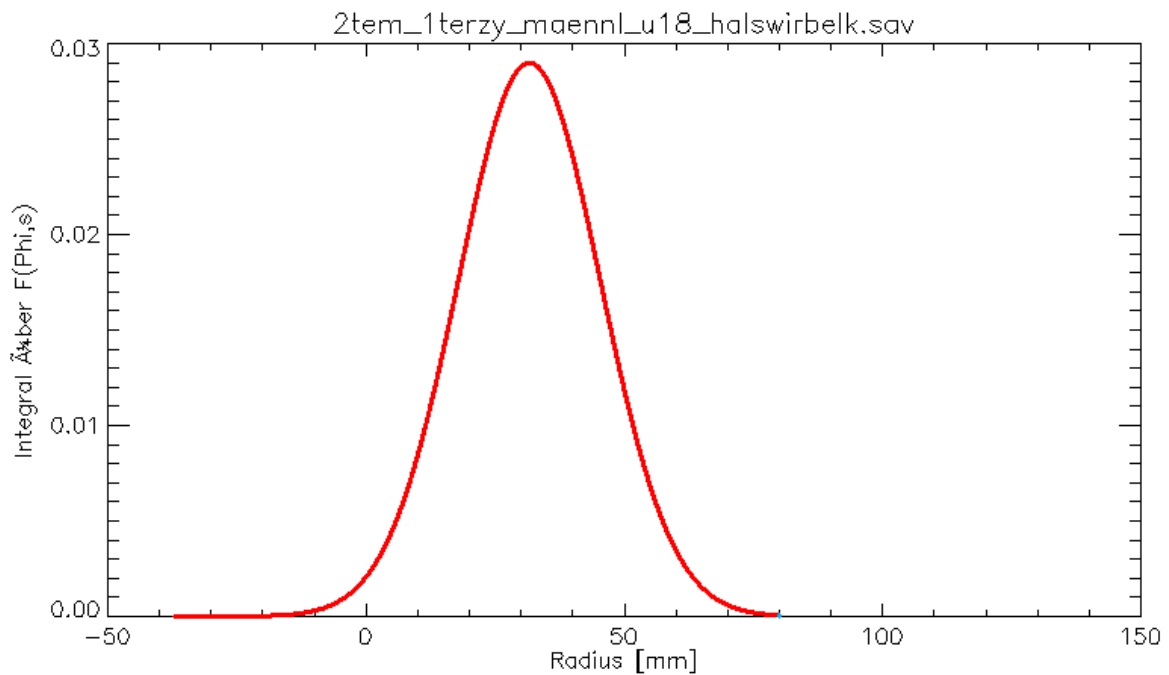


Abbildung 7-145: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktionen für den 4. Halswirbel im mittleren FoV plus Gesichtsscan, männlich $\geq 5 - < 18$ Jahre. Die Normalverteilungskurve ist in ihrem Verlauf vollständig, d.h. der Bezugspunkt konnte bei allen Patienten innerhalb des Zylinders dargestellt werden.

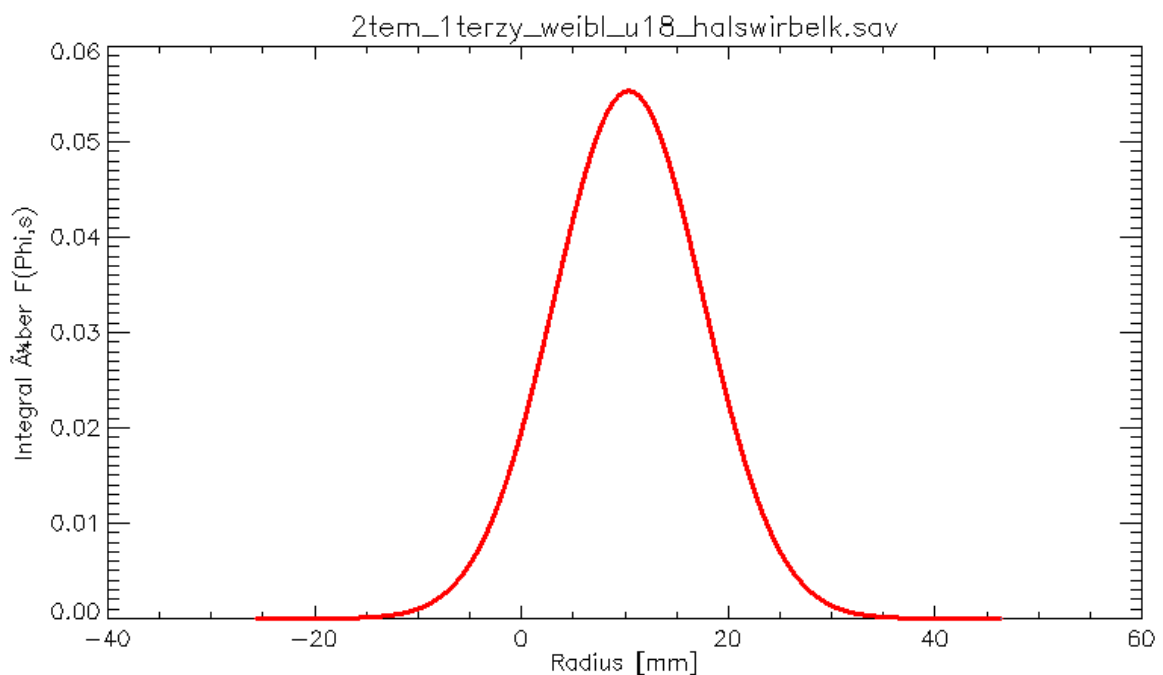


Abbildung 7-146: Darstellung des Integrals der Normalverteilungsdichtefunktionen für den 4. Halswirbel im mittleren FoV + Gesichtsscan, ♀ = weiblich $\geq 5 - < 18$ Jahre. Die Normalverteilungskurve ist in ihrem Verlauf vollständig, d.h. der Bezugspunkt konnte bei allen Patienten innerhalb des Zylinders dargestellt werden.

8. Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Fleur Uhlenbrock, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: *Erfassungsmöglichkeit kieferorthopädischer Bezugspunkte im zylindrischen FoV eines DVT durch den zusätzlichen Einsatz eines Gesichtsscanners* 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

Unterschrift

Anteilserklärung an etwaigen erfolgten Publikationen

Fleur Uhlenbrock hatte folgenden Anteil an den folgenden Publikationen: keine

Unterschrift, Datum und Stempel des betreuenden Hochschullehrers/der betreuenden Hochschullehrerin

Unterschrift des Doktoranden/der Doktorandin

9. Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektrischen 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.

Mein besonderer Dank gilt Dr. Uwe Reinholz für die moralische Unterstützung, seine Motivation und seinen Rückhalt.