

Universitätsklinikum Hamburg - Eppendorf

Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer-, und Gesichtschirurgie

Direktor der Klinik: Univ.-Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Max Heiland

Dreidimensionale, volumetomographische Analyse der Orbita und des Canalis opticus sowie Vermessung der Fissura orbitalis mit Hilfe der digitalen Volumetomographie

INAUGURALDISSERTATION

zur

Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin
der Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg

vorgelegt von:

Marc Bruhn
aus München

Hamburg 2014

Angenommen von der
Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg am 14.12.2015

Veröffentlicht mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg.

Prüfungsausschuss, der/die Vorsitzende: Prof. Dr. Dr. Friedrich

Prüfungsausschuss, zweite/r Gutachter/in: Prof. Dr. Schumacher

Prüfungsausschuss, dritte/r Gutachter/in: Prof. Dr. Rune

Datum der Promotion: 14.12.2015

Meinen Eltern

Meiner Animo

Inhaltsverzeichnis

Widmung	III
Inhaltsverzeichnis	IV
1. Arbeitshypothese und Fragestellung	1
2. Einleitung	2
2.1. Anatomische Grundlagen	2
2.1.1. Osteologie der Orbita	2
2.1.2. Osteologie des Canalis opticus	4
2.2. Digitale Volumentechologie	5
2.2.1. Historischer Hintergrund	5
2.2.2. DVT Funktionsprinzip	7
2.2.3. DVT Rekonstruktionsverfahren	8
2.2.4. DVT Indikation	9
2.2.5. Marktentwicklung des DVT	10
2.3. Pathologische Veränderungen der Orbita und des Canalis opticus durch Neurofibromatose Typ 1	10
2.3.1. Ätiologie der Neurofibromatose Typ 1	10
2.3.2. Keilbeinflügeldysplasie	12
2.3.3. Optikusgliom	12
2.4. Pathologische Veränderung des Canalis opticus durch Meningeome	13
2.5. Pathologische Veränderung der Orbita durch Kraniosynostosen	13
3. Material und Methoden	15
3.1. Der DVT-Scanner 3D Accuitomo 170	15
3.1.1. Leistungsvermögen und Aufbau des 3D Accuitomo 170	15
3.1.2. Patientenpositionierung	17
3.1.3. DVT Einstellungen	17
3.1.4. Bildaufbereitungssoftware und Hardware	18
3.2. Das Patientenkollektiv	18
3.3. Methode	19
3.3.1. Summation-of-area-Methode	19
3.3.2. Vermessung der Orbita	20
3.3.3. Vermessung des Canalis opticus	22
3.3.4. Bewertung der Daten	23
3.3.5. Statistische Prüfung der Fragestellung	23
4. Ergebnisse	24
4.1. Ergebnisse der Vermessung der Orbita	25
4.1.1. Vermessung der Orbita im gesamten Patientenkollektiv	25
4.1.2. Vermessung der Orbita in Patientengruppen geordnet	25

4.1.3. Analyse der Orbitavolumina im Verhältnis zum Geschlecht	29
4.2. Ergebnisse der Vermessung des Canalis opticus	30
4.2.1. Vermessung des Canalis opticus im gesamten Patientenkollektiv	30
4.2.2. Vermessung des Canalis opticus in Patientengruppen geordnet	31
4.2.3. Analyse der Volumina des Canalis opticus im Verhältnis zum Geschlecht	35
5. Diskussion	37
5.1. Allgemeiner Teil	37
5.2. Diskussion Material und Methoden	37
5.3. Diskussion der Ergebnisse der Orbitavermessung	39
5.4. Diskussion der Ergebnisse der Vermessung des Canalis opticus	41
5.5. Vergleich unserer Methodik mit anderen Studien	42
5.6. Vergleich unserer Ergebnisse mit anderen Studien	43
6. Zusammenfassung	46
7. Abkürzungsverzeichnis	47
8. Literaturverzeichnis	49
9. Abbildungsverzeichnis	54
10. Danksagung	57
11. Lebenslauf	58
12. Eidesstattliche Erklärung	59

1. Arbeitshypothese und Fragestellung

Die Vermessung der Orbita und des Canalis opticus bezieht sich üblicher Weise auf Längen- und Breitenvermessung mittels Computertomographie (CT) und manueller Vermessung an mazerierten Schädeln. Die moderne digitale Volumentomographie ermöglicht es, mit einem Bruchteil der Strahlendosis des CT dreidimensionale Darstellungen des menschlichen Schädels mit hoher Ortsauflösung und verschiedener Abbildungsvolumina zu vermessen. So können Volumenänderungen dargestellt werden, die durch das alleinige Vermessen von Strecken nicht zu erheben sind. Verschiedene pathologische Prozesse können zu Volumenänderungen im orbitalen Bereich führen, wie zum Beispiel stumpfe Traumata, herbeigeführt durch Verkehrsunfälle und Sportunfälle oder durch Prozesse tumoröser Genese. Eine Abgrenzung dieser Volumenänderungen von physiologischen Volumenschwankungen ist von großer Bedeutung.

In dieser Untersuchung sollen Richtwerte zur Volumenbestimmung der physiologischen und unveränderten Orbita und des Canalis opticus ermittelt werden. Diese können dann für spätere Studien verwendet werden, um pathologische von physiologischen Volumina differenzieren zu können. Die Einteilung der Patienten in Altersdekaden und Geschlecht gibt Aufschluss darüber, ob altersspezifische und geschlechtliche Volumenverhältnisse in Bezug auf die Orbita und den Canalis opticus existieren.

Die Möglichkeiten und der Indikationsbereich der digitalen Volumentomographie verspricht eine weitere Verbreitung dieser Geräte in der Zahnheilkunde sowie in der Mund-, Kiefer-, und Gesichtschirurgie und möglicherweise auch in anderen medizinischen Fachbereichen, welche eine knöcherne Darstellung des menschlichen Kraniaums zur Diagnostik benötigen.

2. Einleitung

2.1. Anatomische Grundlagen

Im Folgenden soll zunächst ein Überblick über das Arbeitsgebiet geschaffen werden. Dazu wird die Anatomie des Aufbaus der Orbita und des Canalis opticus beschrieben.

2.1.1. Osteologie der Orbita

Die knöchernen Begrenzungen, die der Orbita ihre Form verleihen, haben vereinfacht die Form einer vierseitigen Pyramide (Abbildung 1) deren anterolateral gelegene Basis von den Orbitaländern gebildet wird und deren posteromedialer Apex, als von Kanälen durchsetzte Struktur, eine Vielzahl an Leitungsbahnen beherbergt.

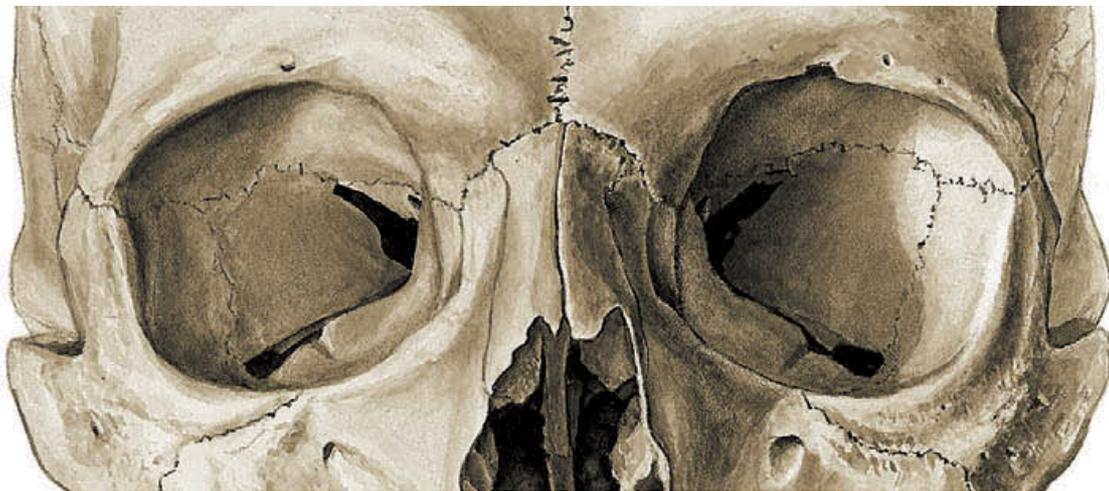


Abbildung 1: Ansicht knöchernes Kraniaum von anterior

Die vier Flächen der Pyramide bilden die mediale und laterale Orbitawand, der Orbitaboden und das Orbitadach. Diese stabilisieren den Bulbus opticus in seiner Position, schützen ihn weitestgehend vor Traumata und ermöglichen eine

uneingeschränkte stereoskopische Sicht mit Tiefenwahrnehmung.

Die laterale Wand wird im dorsalen Drittel durch die Fissura orbitalis superior vom Orbitadach und im mittleren und hinteren Drittel durch die Fissura orbitalis inferior vom Orbitaboden strukturell abgegrenzt. Die übrigen Wände weisen Suturen, jedoch keine Unterbrechungen der knöchernen Kontinuität auf (Lang and Lanz, 1979; Montgomery, 1981).

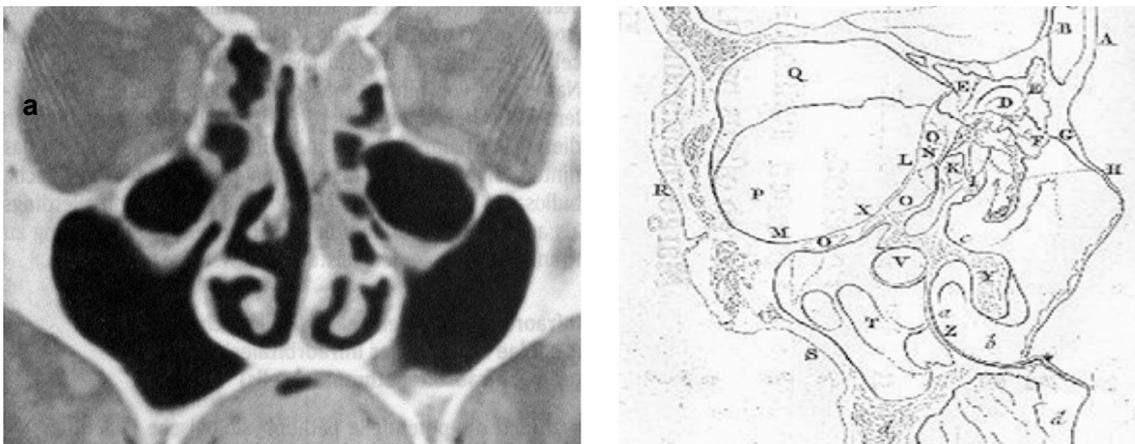


Abbildung 2 a: CT-Schnittbild einer Haller'schen Zelle
b: Originale Zeichnung von Haller 1749

Die Knochendicke der medialen Wand sowie des Orbitabodens und des Orbitadaches lassen eine Unterteilung in sagittaler Richtung sowie in ein anteriores, mittleres und hinteres Drittel zu. (Lang und Lanz, 1979). Das anteriore Drittel des Orbitabodens besteht aus einer verhältnismäßig dicken Knochenlamelle, die nach einer Konkavität nach anterior den soliden Infraorbitalrand bildet. Der größte Durchmesser der Orbita liegt also nicht direkt am Aditus orbitae sondern circa 1,5 cm posterior. Diese Dimensionszunahme wird als „post-entry extension“ bezeichnet.

Das mittlere Drittel besteht aus einer sehr graziilen Knochenlamelle, die jedoch ebenfalls nach posterior an Stärke gewinnt. Unterhalb des Orbitabodens befinden sich der Canalis infraorbitalis und der Sinus maxillaris. Eine Normvariante stellt die so genannte Hallersche- Zelle dar (Abbildung 2a/b, Buchstabe O mar-

kiert die Hallersche-Zelle): Dieser pneumatisierte Raum ist ausgehend vom Os ethmoidale medial zwischen Orbita und Sinus maxillaris gelegen (Stammberger et al., 2008; Denecke, 1992).

Die mediale Orbitawand besitzt auch eine grazile knöcherne Struktur, die vom Ductus nasolacimalis und den Foramina ethmoidalia anterior et posterior durchzogen wird. Nach medial grenzen die Cellulae ethmoidales und nach koronal der Boden des Sinus frontalis an die Orbita an.

Auch das Orbitadach grenzt koronal an den Sinus frontalis. Darüber hinaus bildet das Orbitadach im posterioren Bereich den Boden der vorderen Schädelgrube.

Die Analogie der Orbita zu einer vierwandigen Pyramide wird den tatsächlichen Gegebenheiten im posterior gelegenen Bereich nicht gerecht, da sich der Orbitaboden schon in der hinteren Hälfte stark verjüngt. Dies führt dazu, dass im koronalen Schnittbild der Apex orbitae eher einer dreiflächigen Pyramide ähnelt.

2.1.2. Osteologie des Canalis opticus

Der Canalis opticus stellt eine Verbindung zwischen der Orbita und der mittleren Schädelgrube dar. Er wird nach kranial durch das Ala minor ossis sphenoidalis, kaudal durch den Körper des Os sphenoidale, medial von den Cellulae ethmoidales und lateral durch die Verbindung des Os sphenoidale und der Ala minor ossis sphenoidalis begrenzt. Er verläuft von posteriomedial aus dem Sulcus chiasmatis nach anterolateral in die Orbitae hinein, wo er im medialen Anteil noch anterior des Apex opticus mündet. Der Canalis opticus fällt von posterior nach anterior in einem Winkel zur Deutschen Horizontalen von $\varnothing 15,5^\circ$ ab (Berlis et al., 1992).

Diverse Autoren, darunter auch Lang et al. teilen den Kanal in drei Teile ein: Den in die mittlere Schädelgrube mündenden posterioren Anteil, pars intracranialis, den in die Orbita mündenden anterioren Anteil, pars orbitalis und den dazwischen liegenden Anteil an der schmalsten Stelle des Kanalverlaufes, die so genannten Optikustaille (Lang und Lanz, 1979). Dieses abgegrenzte Kompartiment beinhaltet den Nervus opticus und die Arteria ophthalmica sowie bindege-

webige Anteile aus der Dura mater und Pia mater. Schon geringe Volumenänderungen bzw. Verringerungen des Durchmessers des Canalis opticus – sei es durch Hämatome, knöcherne Traumata, Gewebezunahme innerhalb des Canalis opticus sowie durch tumoröses Vorgehen verschiedener Genese - können zu Behinderungen der Blutzirkulation oder auch zu Visuseinschränkungen bis hin zum Verlust der Sehkraft führen (Savar und Cestari, 2008).

2.2. Digitale Volumentomographie

2.2.1. Historischer Hintergrund

Mit der Entdeckung der Röntgenstrahlen im Jahre 1895 eröffnete Wilhelm C. Röntgen ein weites Feld der bildgebenden Diagnostik, wie das konventionelle Röntgen, die Computertomographie oder die aktuelle Digitale Volumentomographie (Van Tiggelen, 2001).

Die erste Weiterentwicklung der konventionellen Röntgenaufnahme brachte die Gabe von Kontrastmitteln zur besseren Darstellungen von Hohlräumen, wie zum Beispiel die Gabe von jodhaltigem intravenösen Kontrastmitteln ab 1896. Die Myelo-, Pyelo-, und Angiographie erweiterten das Spektrum der kontrastmittelgestützten röntgenologischen Untersuchungen. Diese Summationsaufnahmen wurden zuerst theoretisch, später auch praktisch verändert. Mit dem Prinzip der Tomographie konnten selektiv einzelne Ebenen des Körpers dargestellt werden. Strukturen, welche die Diagnostik stören konnten, wurden unscharf dargestellt bzw. verwischt. Dadurch gelang ein überlagerungsfreies Bild der gewünschten Struktur. Dies gelang in der Anfangszeit dadurch, dass der Patient liegend geröntgt wurde. Röntgenstrahler und Filmkassette bewegten sich um einen gemeinsamen Zentrierpunkt in einem festgelegten Schichtwinkel über- und unterhalb des Patienten an einander vorbei. Alle Objekte innerhalb der Schichtebene wurden abgebildet und alle Strukturen außerhalb dieser wurden verwischt und somit nicht dargestellt. Die ersten theoretischen Grundlagen zur Tomographie entwickelte Johann Radon 1917, die 1922 von Zulauf und 1933 von Numata weiterentwickelt und praktisch umgesetzt wurden. So konn-

ten die ersten Panoramiaschichtaufnahmen des Ober- und Unterkiefers, welche als Pantographie bezeichnet wurden, angefertigt werden. Der Röntgenfilm befand sich zu diesem Zweck innerhalb des Mundraumes und die Röntgenquelle fuhr um den Patienten herum.

1951 wurde das erste funktionsfähige Pantomographiegerät mit einem extraoralen Film von Paatero vorgestellt. Im Gegensatz zur Pantographie von Numata befanden sich Film und Röntgenquelle extraoral und der Patient wurde im Strahlenbündel rotiert. Godfrey Hounsfield trieb die Entwicklung der Bildgebung einen weiteren großen Schritt voran in dem er zusammen mit Allan M. Cormack die dreidimensionale Darstellung des Körpers mit Hilfe der Computertomographie möglich machte. Der erste Mensch wurde 1971 mit einem Computertomographen untersucht und dies bot einen bisher nie dagewesenen Einblick in den menschlichen Körper. Die Schichtbildaufnahme wurde durch die Entwicklung und Einführung der Spiraltomographie 1989 (SSCT) und der Einführung des Mehrzeilendetektors 1998 (MSCT) weiterentwickelt.

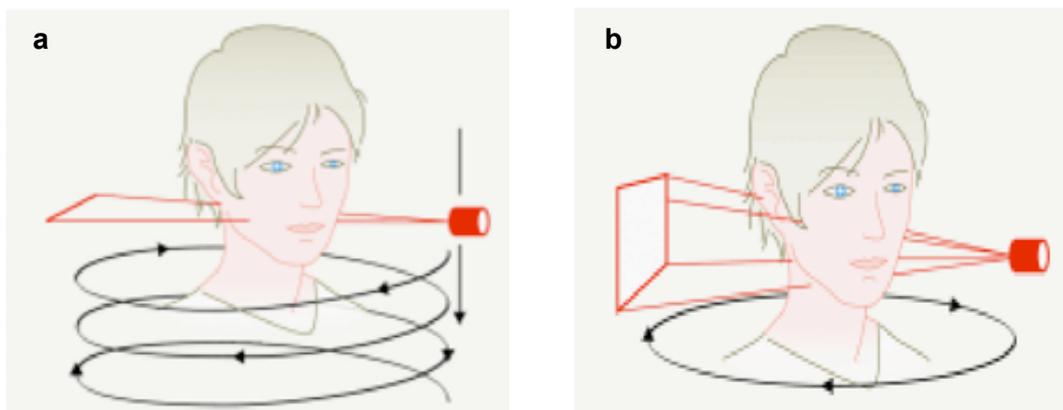


Abbildung 3 a: Patientenumlauf SSCT (Schemazeichnung) **b:** Patientenumlauf DVT (Schemazeichnung).

Die digitale Volumentomographie ist eine relativ neue Entwicklung, die seit 1997 vor allem in der zahnmedizinischen und kieferchirurgischen Praxis einen

großen diagnostischen Stellenwert erreicht hat. Dargestellt werden vor allem knöcherne Strukturen des menschlichen Gesichtsschädels.

2.2.2. DVT Funktionsprinzip

Die digitale Volumentomographie (DVT) bietet die Möglichkeit, das untersuchte Volumen in Schnittbildern in allen Ebenen zu durchfahren, sowie dreidimensionale Rekonstruktionen zu erstellen und diese zu befunden. Während die Computertomographie mit einem flächenförmigen Röntgenstrahl arbeitet und einzelne eindimensionale Projektionsprofile mit Hilfe eines oder mehrerer Zeilensensoren aufnimmt und mehrere Umläufe um das untersuchte Objekt benötigt, benutzt die DVT ein konusförmiges Strahlenbündel. Dies ist das so genannte Cone-Beam-Prinzip, weshalb die DVT im angloamerikanischen Raum auch cone beam computed tomography (CBCT) genannt wird. Dieser Strahlenkegel bietet im Gegensatz zu einem zylindrischen Strahlenbündel die Möglichkeit ein dreidimensionales Volumen in einem Umlauf zu erfassen und zu verarbeiten. So entstehen während eines Umlaufes fortlaufend Einzelaufnahmen, die das untersuchte Volumen dreidimensional darstellen. Das Gebiet, das durch die konischen Strahlenbündel durchleuchtet und untersucht wird, hat in der Summation eine zylindrische Form. Dieses Gebiet wird als Field of View (FOV) bezeichnet und variiert je nach Gerätetyp und Aufnahmemodus von 3cm x 4cm bis 19cm x 24 cm. Die Ortsauflösung, also die Genauigkeit der Darstellung einzelner Strukturen der großen Abbildung, nimmt mit zunehmender Größe des Field of View ab. Je niedriger die Ortsauflösung, desto kleiner ist auch das Risiko der Bewegungsunschärfe (Schulze, 2009).

Die Strahlenquelle mit dem Strahlenfokus bewegt sich zum Flächensensor in einem fixiert isozentrischen Verlauf um den Kopf des Patienten. Der Sensor zur Aufnahme und Verwertung der Strahlung weist Herstellerspezifische Funktionsmuster auf. Die Firma NewTom (Verona, IT) arbeitet mit 9 oder 12 Zoll großen Röntgenbildverstärkern mit digitaler 12 bit Festkörper CCD-Kamera. Dort treffen die Röntgenquanten auf den Röntgenbildverstärker und die Röntgenstrahlung wird in Elektronenstrahlung umgewandelt und auf einen Schirm be-

schleunigt, welcher mit der CCD-Kamera verbunden ist. Der CCD-Sensor berechnet nun für jedes Pixel der Aufnahmematrix die Ladungen und setzt diese mit einer Röntgenintensität gleich. Dieses System besticht durch seinen Verstärkungsfaktor von ca. 10.000, so dass die effektive aufgewandte Strahlendosis pro Aufnahme verringert werden kann. Jedoch ist das FoV limitiert, da bei größeren Verstärkerfeldern die Aufnahmeartefakte und Unschärfe durch Licht- und Elektronenstreuung zunehmen können.

Andere Hersteller wie z.B. Planmeca (Helsinki, Finnland) arbeiten bei ihrem Gerät ProMax 3D mit einem Flat Panel System. Dort nehmen selenbasierte Detektoren die Röntgenquanten direkt auf und wandeln diese in Photonen um, die direkt von Photodioden registriert werden. Es findet hier also keine Verstärkung statt und es ist eine größere effektive Strahlendosis notwendig (Ritter et al., 2007). Vorteile dieses Systems bestehen darin, dass die Bildschärfe durch Strahlungsartefakte weniger beeinflusst wird und ein größeres FoV gewählt werden kann. Zusätzlich ist das Flat Panel leichter, kleiner und weist eine höhere Lebensdauer als der CCD-Sensor auf (Hoffman, 2008).

Durch diese zweidimensionalen Detektoren entstehen die Rohdatensätze, aus denen im Anschluss die Rekonstruktion der primären Schnittbilder erfolgen. Sekundäre, dreidimensionale Modelle lassen sich aus den primären Schnittbildern errechnen (Rother, 2006).

2.2.3. DVT Rekonstruktionsverfahren

Die im Aufnahmeumlauf gewonnenen zweidimensionalen Aufnahmen werden durch ein dreidimensionales Rekonstruktionsverfahren zu den Schichtaufnahmen und zur Weiterverarbeitung notwendigen Daten verrechnet, welches auf dem von L.A. Feldkamp et al. entwickelten Feldkampalgorithmus basiert (Feldkamp et al., 1984). Die so gewonnenen Datensätze können auf Festplatten gesichert und archiviert werden. Zur Weiterbearbeitung oder auch zur kollegialen Zusammenarbeit lassen sich die Daten auf DVD brennen. Ein verbreitetes Format zur Archivierung und Verbreitung von Daten ist das DICOM-Format, die Kurzform von Digital Imaging and communications in medicine. Mit sogenann-

ten DICOM-Viewern können diese Daten betrachtet und auch Sekundärkonstruktionen vorgenommen werden. Natürlich können die Bilder auch in den drei Hauptkörperachsen dargestellt werden. Zusätzlich ergeben sich je nach Programm interessante Funktionen zum Ausmessen von Strecken, Volumina und Winkeln, zur Bildoptimierung und zusätzliche Analysetools (Scherer et al., 2007).

2.2.4. DVT Indikation

Die diagnostische digitale Volumentomographie nimmt auf dem Gebiet der präoperativen Implantationsplanung einen hohen Stellenwert ein. Die exakte Bestimmung des Knochenangebotes in allen räumlichen Dimensionen und eine daraus folgende Herstellung einer Bohrschablone zur exakten Positionierung des Implantates sowie die Lagebestimmung des prospektiv zu setzenden Implantates zu sensiblen Strukturen wie dem Nervus alveolaris inferior oder dem Sinus maxillaris sind besonders hervor zu heben. Die DVT kann ebenfalls zur navigierten Operation intraoperativ eingesetzt werden (Heiland et al., 2008). Weitere Indikationen im Bereich der Mund-, Kiefer-, und Gesichtschirurgie findet die DVT beispielsweise in der Lagediagnostik von retinierten und verlagerten Zähnen, zur Diagnostik bei Erkrankungen der Kieferhöhle, bei der Beurteilung von Vorgängen tumoröser Genese oder auch in der Traumatologie (Rother, 2006).

Laut der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund-, und Kieferheilkunde ist die DVT eine ergänzende Röntgentechnik zur befundbezogenen Untersuchung, die eine gezielte Abklärung einer klinisch oder in einer zweidimensionalen Röntgenaufnahme gestellten Verdachtsdiagnose. Die digitale Volumentomographie wird in vielen zahnmedizinischen Fachgebieten diskutiert und bietet viele Nutzungsansätze. Die ausdrückliche generelle Indikationsfreigabe der DGZMK ist aber noch nicht erfolgt. Im Bereich der konservierenden Zahnheilkunde, speziell auf dem Gebiet der Parodontologie und Endodontie, kann die DVT einen Mehrwert bringen. Exakte Aussagen über parodontologische Defekte, vor Allem im Molarenbereich, oder auch morphologische Aussagen zur individuellen Ana-

tomie der Wurzeln und apikalen Läsionen oder die bessere Abschätzung von Wurzelresorptionen oder Wurzelfrakturen können mit Hilfe des DVTs getroffen werden (Cohenca et al. 2007, Stavropoulos and Wenzel 2007, Mengel et al. 2005, Vandenberghe et al. 2007).

Laut DGZMK bietet die DVT in der zahnärztlichen Prothetik einen Mehrwert durch den Gewinn von zusätzlichen Informationen und besseren Möglichkeiten in der Diagnostik und Therapieplanung, z.B. bei der Einstufung der Wertigkeit von Pfeilern zur Verankerung von Zahnersatz, den Verlauf verschiedener Nerven und deren Austrittspunkte oder der schon erwähnten präoperativen Implantatplanung. Interessant ist auch der Ansatz, Datensätze aus der Digitalen Volumentomographie mit Datensätzen aus der CAD/CAM-Dentistry zu kombinieren, um provisorischen und definitiven Zahnersatz herzustellen (Ganz, 2008).

2.2.5. Marktentwicklung des DVT

1997 wurde erstmals ein DVT-Gerät in Deutschland im klinischen Betrieb verwendet. Bis zum heutigen Tag hat sich der Sektor enorm weiterentwickelt. Im Jahre 2008 gab es mehr als zehn verschiedene Herstellerfirmen für digitale Volumentomographen. Heute gibt es über 30 verschiedene DVT-Geräte auf dem Markt, die jeweils ihre Spezialitäten und Eigenheiten haben. Angefangen mit den verschiedenen Aufnahmesensoren, ob Flatpanel-System oder CCD-Sensor mit deren verschiedenen Dosisanforderungen, der Wahl des möglichen Field of View oder den verschiedenen Rekonstruktionsverfahren und Betrachtungssoftwares sowie der Patientenpositionierung.

2.3. Pathologische Veränderungen der Orbita und des Canalis opticus durch Neurofibromatose Typ 1

2.3.1. Ätiologie der Neurofibromatose Typ 1

Die Neurofibromatose Typ 1 (NF 1) gehört zu den Phakomatosen und ist eine Multisystemerkrankung. Mit einer Inzidenz von etwa 1:3000 gehört sie zu den

häufigen hereditären Erkrankungen (Lammert et al., 2005). 1882 wurde die Krankheit erstmals von Friedrich Daniel von Recklinghausen beschrieben und trägt daher den Eigennamen `Morbus Recklinghausen`.

Die Erkrankung hat eine variable Expressivität und hat viele klinische Manifestationen (Szudek et al., 2000). Geschlechtliche oder ethnische Spezifität besitzt die NF 1 aber nicht (Szudek et. al., 2000). Die Diagnose der Neurofibromatose Typ 1 ist verlässlich gestellt, wenn mindestens zwei der sieben festgelegten Kriterien der NIH Consensus Development Conference festgelegten Symptomen zutrifft:

Tabelle 1: Sieben Kriterien zur Diagnose der Neurofibromatose Typ 1, modifiziert nach der NIH Consensus Development Conference 1988.

1.	Mindestens 6 Café-au-lait-Flecken (präpubertär $>\varnothing$ 5mm, postpubertär $>\varnothing$ 15mm)
2.	Zwei oder mehr Neurofibrome irgendeines Typs oder eines plexiformen Neurofibroms
3.	Axilläre oder inguinale gesprenkelte Hyperpigmentierung der Haut (Skinfold Freckling)
4.	Ein Optikus-Gliom
5.	Zwei oder mehr Iris-Hammatome / Lisch-Knötchen
6.	Typische Knochenveränderungen wie z.B. die Keilbeinflügeldysplasie, Verdünnung der Lamina corticalis der langen Röhrenknochen mit oder ohne Pseudoarthrose
7.	Ein Verwandter ersten Grades mit Neurofibromatose Typ 1 nach den Kriterien eins bis sechs.

Die Erstdiagnose wird durchschnittlich im Alter von 4,6 Jahren gestellt (McKeever et al., 2008). Das Augenmerk muss auf die bei Geburt bestehenden plexiformen Neurofibrome und die mit der Zeit auftretenden auffälligen dermalen Neurofibrome gelegt werden. 10% dieser Veränderungen haben die Tendenz

zu entarten und periphere Nervenscheidentumore zu bilden (Friedrich et al., 2005).

2.3.2. Keilbeinflügeldysplasie

Knochenfehlbildungen sind bei der NF 1 eine vielfach zu beobachtende Manifestation und gehören genauso zum Krankheitsbild wie die kutanen Veränderungen. Circa 14% der Patienten mit NF 1 entwickeln eine skelettale Fehlbildung (McGaughan et al., 1999). Man unterscheidet zwischen lokalen oder generalisierten knöchernen Veränderungen. Verringertes körperliches Längenwachstum, Skoliosen der Wirbelsäule oder isolierte Keilbeinflügeldysplasie sind nur einige Beispiele. Eine starke Verkrümmung der Wirbelsäule resultiert in manchen Fällen in einer Querschnittslähmung. Die vermutlich angebotene Keilbeinflügeldysplasie ist durch das teilweise oder komplette Fehlen der Keilbeinflügel charakterisiert. Teile des temporalen Hirnlappens können so in die Orbita prolabieren und einen Exophtalmus hervorrufen. Die knöcherne Orbitabegrenzung ist in diesem Falle nicht mehr gegeben und das Volumen der Orbita scheinbar vergrößert. Diese Vergrößerung der Orbita bei Neurofibromatose wurde in der Vergangenheit schon häufiger berichtet (Binet et al., 1969).

2.3.3. Optikusgliom

Optikusgliome gehören zu den häufigsten Tumoren des zentralen Nervensystems bei NF1-Patienten (Riccardi, 1992). Verschiedene Autoren geben die Häufigkeit mit 50-62% an (Singhal et al., 2002; Shuper et al., 1997). Sie können sowohl uni- als auch bilateral auf dem gesamten Verlauf des Nervus opticus auftreten (Van Es et al., 1996; Schröder et al., 1999). Nach dem Nachweis eines Optikusglioms sollte eine ganzkörperliche Untersuchung zum Ausschluss einer Neurofibromatose Typ 1 erfolgen, da Optikusgliome nicht alleinig mit NF 1 in Verbindung stehen. Die Inzidenz der Optikusgliome bei Neurofibromatosen liegt zwischen 9 – 15% (Gaonker et al., 1992), in neueren Untersuchungen wird dieser Wert mit bis zu 20% angegeben (Listernick et al., 2007).

2.4 Pathologische Veränderung des Canalis opticus durch Meningeome

Meningeome sind überwiegend benigne Tumore des zentralen Nervensystems (ZNS). Mit einer Inzidenz von 13% - 19% (Avinder et al., 2007) zählen Meningeome zu den häufig auftretenden Tumoren im ZNS. Je nach Lokalisation können die langsam und verdrängend wachsenden Tumore die knöchernen Begrenzungen des Canalis nervus opticus auflösen und das Volumen verändern. Ein Meningeom kann primär innerhalb des Canalis nervus opticus aus der Nervenscheide des Nervus opticus entstehen und zu klinischen Symptomen wie Visusminderung führen. In diesem Zuge kann es auch zu Volumenänderung des Canalis nervus opticus kommen. Die Volumenänderung kann auch singulär auftreten, ohne klinische Symptomatik. Sekundäre Volumenveränderungen entstehen durch Tumorwachstum außerhalb des Canalis nervus opticus und führt bei schon fortgeschrittenem intrakraniellen Wachstum zu Infiltration des Canalis nervus opticus und zu Volumenveränderungen.

2.5 Pathologische Veränderung der Orbita durch Kraniosynostosen

Die Kraniosynostose ist ein Überbegriff aller Veränderungen des Schädels die durch eine vorzeitige Verknöcherung der Suturen entstehen und gehört zu den angeborenen Fehlbildungen. Diese können durch die Form des Kopfes, die vorzeitig verknöcherte Suture oder nach Ätiologie kategorisiert werden. Immerzu führt dieses Krankheitsbild einerseits zu einem abnormen Schädelwachstum und damit zu einer Schädeldeformität und andererseits aufgrund des entstehenden Platzmangels durch Stagnation des intrakraniellen Volumens zu erhöhtem intrakraniellen Druck mit entsprechender Symptomatik. Das Ausmaß der Schädeldeformität ist abhängig von den betroffenen Schädelnähten, dem Zeitpunkt ihres Auftretens und der möglichen Kompensation noch nicht verschlossener Nähte. Das atypische Schädelwachstum kann auch zu begleitenden Deformitäten des Viszerokraniums führen. Die Orbita kann durch diverse Kombinationen der Veränderung der Wachstumsrichtung des Schädels in dem früh-

kindlichen Wachstumsprozess volumetrisch verändert werden.

3. Material und Methoden

3.1. Der DVT-Scanner 3D Accuitomo 170

Alle für diese Studie benötigten Röntgenbilder wurden ausnahmslos mit dem DVT-Scanner 3D Accuitomo 170 der Firma Morita (Modell MCT-1-EX-1, Kyoto, Japan) erstellt.

3.1.1. Leistungsparameter und Aufbau des 3D Accuitomo 170

Der 3D Accuitomo 170 ist als stationäres Gerät konzipiert worden. Die Kernstruktur besteht aus der Aufnahmeeinheit mit Röntgenstrahlenquelle und des Flat-Panel-Detektors. Weitere Teile sind die Patientensitzvorrichtung mit Kinn- und Kopfstütze zum reproduzierbaren Ausrichten der Patienten, das Bedienfeld und eine Kontrolleinheit mit Auslöser und einer Fernbedienung.

Die fünf möglichen Auflösungsstufen des 3D Accuitomo 170 machen das Gerät für eine Vielzahl verschiedener Indikationen zum Mittel der Wahl. Die maximale Auflösung ist höher als zwei Linienpaare pro mm, dies gibt eine effektive Voxelgröße von 0,08mm bis 0,25mm. Voxel sind Quader, die aus dem Produkt aus Pixelgröße x Schichtdicke entlang der Aufnahmeachse entsprechen (Hofer, 2003). Die Schichtdicke beträgt variabel 0,125 bis 2mm. Daraus ergeben sich neun sogenannte Fields of View (Aufnahmevolumina) von 40mm x 40mm bis 170mm x 120mm. Die Expositionszeit liegt für eine umlaufende Aufnahme bei 10,5 Sek. bis 30,8 Sekunden. In dem von uns angewandten Standard-Aufnahmemodus betrug die Expositionszeit 17,5 Sekunden. Im Vergleich zur Orthopantomographie ist die effektive Dosis circa 1,6 mal so hoch. Der Computed Tomography Dose Index eines konventionellen CT-Scans beträgt das Siebenfache der Strahlendosis einer 3D Accuitomo 170 Standard-Aufnahme. Der Hersteller gibt eine durchschnittliche Strahlendosis bei einem FoV von 40mm x 40mm mit 20μ Sv an.



Abbildung 4: Der 3D Accuitomo 170, Fa. Morita (Kyoto, Japan)

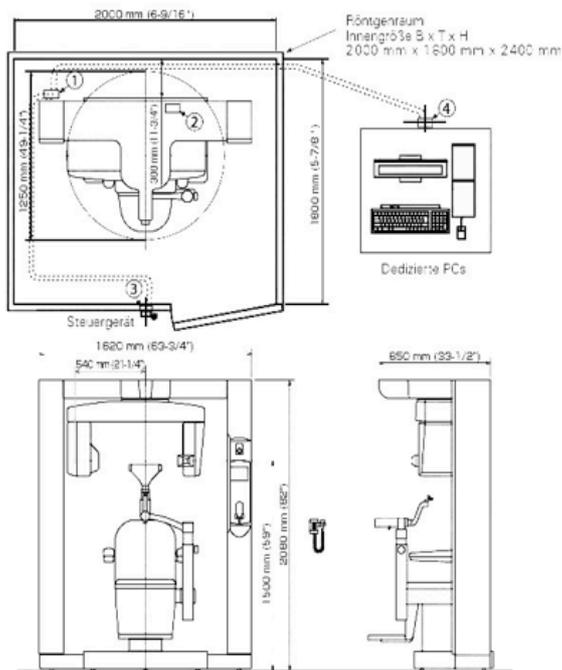


Abbildung 5: Technische Zeichnung 3D Accuitomo 170, Fa. Morita

Produktbezeichnung	3D Accuitomo Tomograph für xyz-Schnittbilder	
Modell	MCT-1	
Typ	EX1/2 F17	
Eingangsspannung	100/110/120 V Wechselstrom 220/230/240 V Wechselstrom	
Leistungsaufnahme	Max. 2,0 kVA	
Röntgenröhre		
Röhrenspannung	60-90 kV	
Röhrenstrom	1-10 mA (max 8 mA: Hi-Fi, Hi-Res Modi)	
Brennfleckdurchmesser	0,5 mm	
Aufnahmezeit (360°/180°)	Std-Modus: 17,5/9,0 Sek. Hi-Fi-Modus: 30,8/15,8 Sek. Hi-Res-Modus: 30,8/15,8 Sek. Hi-Speed-Modus: 10,5/5,4 Sek.	
Aufnahmevermögen (Durchmesser x Höhe)	ø 170 x 120 mm ø 170 x 50 mm ø 140 x 100 mm ø 140 x 50 mm ø 100 x 100 mm ø 100 x 50 mm ø 80 x 80 mm ø 60 x 60 mm ø 40 x 40 mm	
Voxelgröße	80 µm, 125 µm, 160 µm, 200 µm, 250 µm	
Außenmaße		
Hauptgerät (B x T x H)	1620 mm x 1250 mm x 2080 mm	
Steuergerät (B x T x H)	96 mm x 40 mm x 115 mm	
Gewicht	Ca. 400 kg	

Abbildung 6: Technische Daten 3D Accuitomo 170, Fa. Morita

Die obigen Abbildungen 4 bis 6 zeigen die technischen Spezifikationen des 3D Accutomo 170 im Überblick und eine technische Zeichnung des Gerätes mit Außenabmessungen sowie eine Prospektansicht des Gerätes.

Die Verarbeitung des Rohdatensatzes zu einem nutzbaren Datensatz mit Darstellung aller Ebenen (sagittal, koronal, axial) und einer 3D-Rekonstruktion geschieht über die von Morita entwickelte Software i-Dixel, von uns genutzt in der Version 2.0. Neben der Betrachtung der verschiedenen Achsen und dreidimensionalen Rekonstruktion lassen sich unter anderem Volumina in verschiedener Vorgehensweise berechnen und separat als dreidimensionales Objekte darstellen. Es ist auch möglich, den Datensatz in dem Format DICOM auf CD, DVD oder USB-Datenträger zu exportieren, um die Untersuchung mittels einer anderen Betrachtungssoftware von Morita, dem One-Data Viewer oder anderen DICOM-Viewern an anderer Stelle fort zu führen.

3.1.2. Patientenpositionierung

Die Patientenpositionierung wurde nach einem Standardprotokoll durchgeführt. Die Patienten wurden in aufrecht sitzender Position gescannt. Mit Hilfe von drei Lichtlinien wurde der Kopf gemäß der Deutschen Horizontalen und der Medianebene ausgerichtet. Eine Kopfstütze, ein Kopfband und eine Kinnauflage fixierten den Patienten in der korrekten Lage, bis der Scanvorgang vollständig durchgeführt war. Vor der definitiven Aufnahme wurden standardmäßig zwei Einzelaufnahmen aus anteriorer und lateraler Position gemacht. Anhand dieser Vorschaubilder wurde das geplante Field of View auf die zu untersuchende Region angepasst und die achsengerechte Patientenpositionierung kontrolliert.

3.1.3. DVT Einstellungen

Die untersuchten Röntgenaufnahmen für diese Studie wurden alle im 360° Aufnahmemodus durchgeführt. Ein Umlauf brauchte im Standard-Modus 17,5 Sekunden und das Field of View betrug 170mm x 120mm bei einer Auflösung von 2 Linienpaaren pro mm und einer Voxelgröße von 0,25mm. Der Brennfleck des

Gerätes betrug für diese Aufnahmen einen halben Millimeter im Durchmesser und die Röntgenstromstärke betrug 1 bis 10mA, die Röhrenspannung 60-90 kV.

3.1.4. Bildaufbereitungssoftware und Hardware

Zur Darstellung und Verarbeitung des erhobenen Rohdatensatzes wurde ein Computer mit einem 2,67GHz Intel Xeon Prozessor, 3,25GB RAM, dem Betriebssystem Windows XP Professional mit einem 27 Zoll Dell Monitor mit einer Bildauflösung von 2560 x 1600 Bildpunkten verwendet. Mit Hilfe der installierten i-Dixel Software wurde der Rohdatensatz in einen dreidimensionalen Datensatz umgerechnet, so dass es möglich war, in allen drei Ebenen Einzelschichten darzustellen und sich dreidimensional in 1mm Schichtendicken durch das gescannte Objekt zu bewegen. Diese Daten wurden exportiert und auf ein Macbook Pro der Firma Apple in die Software Osirix importiert. Das Macbook Pro hatte einen Intel Core i7 mit 2,66 GHz, 4GB Ram, 256GB SSD-Festplatte und eine Monitoraufklärung von 1440 x 900 Bildpunkten auf einem 15 Zoll Monitor. Das Betriebssystem war Mac OS 10.8.3. Mit Hilfe des Programmes Osirix wurden alle Aufnahmen auf die Volumina der Orbita und des Canalis opticus unter Zuhilfenahme der Region-of-Interest-Funktion hin untersucht.

3.2. Das Patientenkollektiv

Die anatomischen Strukturen der Orbita und des Canalis opticus wurden anhand der DVT-Aufnahmen von 100 Patienten vermessen, die im laufenden Klinikalltag studienunabhängig in der Poliklinik der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie der Uniklinik Hamburg-Eppendorf angefertigt wurden.

Auswahlkriterien der Röntgenbilder waren eine vollständige Abbildung der Orbita und des Canalis opticus mit allen knöchernen Begrenzungen. In allen Fällen ein FoV von 170x120mm verwendet. Ausschlusskriterien für diese Untersuchung waren pathologische Befunde der Orbita oder des Canalis opticus wie zum Beispiel Orbitabodenfrakturen oder ein eingelegtes Titan mesh. Das Patientenkollektiv setzte sich aus 50 Frauen und 60 Männern mit einer Altersspan-

ne von 20 bis 69 Jahren zusammen. Das Durchschnittsalter lag bei 44,96 Jahren. Jede Altersgruppe umfasste jeweils 10 Männer und 10 Frauen (PG1: 20-29 Jahre, PG2: 30-39 Jahre, PG3 40-49 Jahre, PG4 50-59 Jahre, PG5 60-69 Jahre).

3.3. Methode

Zur volumetrischen Untersuchung der Orbita und des Canalis opticus wurden die das Volumen begrenzenden Strukturen umfahren. Die weichgewebigen Begrenzungen wurden anhand röntgenologischer Landmarks gesetzt und somit das Volumen komplettiert. Zur genaueren Differenzierung von Knochen- und Weichgewebe wurde das Knochenfenster im Programm Osirix gewählt, damit ein immer gleich bleibender Kontrast zwischen der knöchernen Begrenzung und dem intra- und periorbitalem Weichgewebe gegeben war. Zur Orientierung und zum Abgleich mit den Messergebnissen anderer Studien haben wir uns teilweise an das Messprotokoll aus der Studie von Bentley et. al (2002) gehalten (Bentley et al., 2002).

3.3.1. Summation-of-area-Methode

Die Messungen in dieser Studie wurden alleinig in der axialen Ebene vorgenommen. Dies ermöglichte eine möglichst originalgetreue volumetrische Analyse der Orbita und des Canalis opticus, da sich die weichgewebigen Begrenzungen in der axialen Schichtung anhand knöcherner Landmarks besser definieren und darstellen lassen als in transversaler oder sagittaler Ebene (Vogl and Balzer, 2002). Durch die definierte Schichtdicke von 1mm konnte so für jede Schicht das gemessene Areal mit der Dicke verrechnet werden. Die Summation dieser geschichteten Volumina ergab das letztendliche Volumen der vermessenen Struktur.

3.3.2. Vermessungen der Orbita

Vor der eigentlichen volumetrischen Vermessung musste die Orbita in der axialen Schichtung definiert werden. Die laterale Begrenzung wurde knöchern durch das Os zygomaticum mit der Facies orbitalis und das Os sphenoidale mit der Ala major ossis sphenoidalis gebildet. Die mediale Orbitawand wurde von der Maxilla, dem Os lacrimale, dem Os ethmoidale mit der Lamina papyracea, der Facies orbitalis ossis frontalis und der Ala minor ossis sphenoidalis gebildet.

Die weichgewebigen Begrenzungen verlangten das Setzen radiologischer Landmarks, um reproduzierbare Messergebnisse zu erzielen. Unterbrechungen der knöchernen Vermessungsbegrenzung durch die Fissura orbitalis superior wurden mit Verbindungslinien zwischen der Ala major und Ala minor ossis sphenoidalis für die volumetrische Vermessung überbrückt.

Nach posterior wurde die Vermessungsgrenze von einer Verbindungslinie der lateralen und medialen Wand des Canalis opticus gebildet.

Zur anterioren Begrenzung der Orbita wurde eine Linie zwischen dem anterioren Punkt der lateralen knöchernen Begrenzung und der Crista lacimalis anterior gezogen. Zusätzlich wurde in anderen Schichten der Margo superior und inferior der Orbita als Vermessungspunkt hinzugezogen.

Obacht war bei der Differenzierung von eventuellen orbitanahen Canaliculi (Canalis orbitalis sup./inf.) geboten, um diese nicht mit in das Volumen der Orbita zu integrieren. Eine Übersicht aller Hilfslinien zur Begrenzung und Vermessung der Orbita ist in Abbildung 7 und 8 sichtbar.

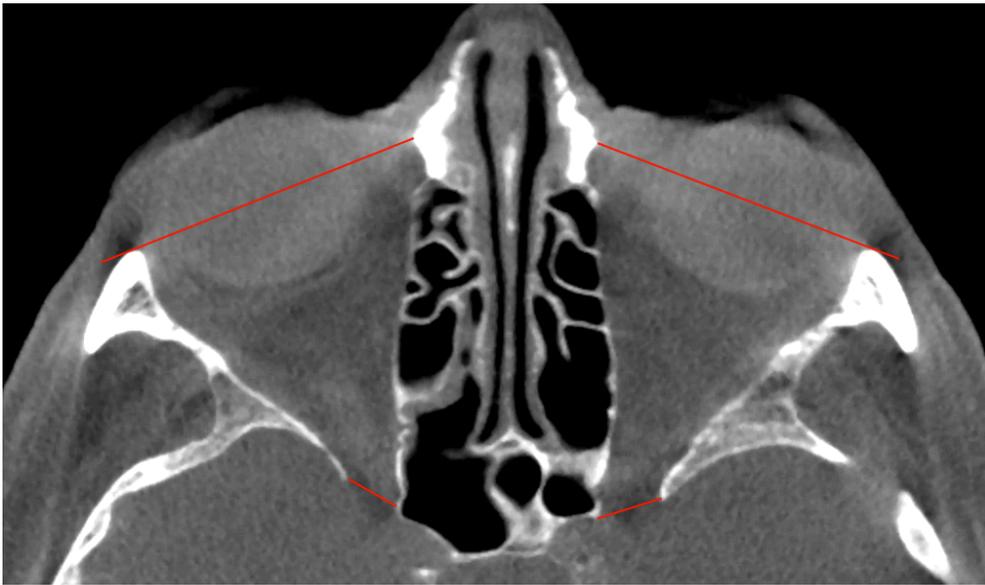


Abbildung 7: Exemplarische Darstellung der Hilfslinien bei der Vermessung der Orbita



Abbildung 8: Exemplarische Darstellung der Vermessung der Orbita

3.3.3. Vermessungen des Canalis opticus

Die volumetrische Untersuchung des Canalis opticus wurde wie oben erwähnt in axialer Schichtdarstellung durchgeführt. Vor allem die Bewertbarkeit des Verlaufes des Nervus opticus und die Möglichkeit der posterior und anterior übersichtlich durchzuführenden Begrenzung sprachen für dieses Vorgehen (Daniels et al., 1985).

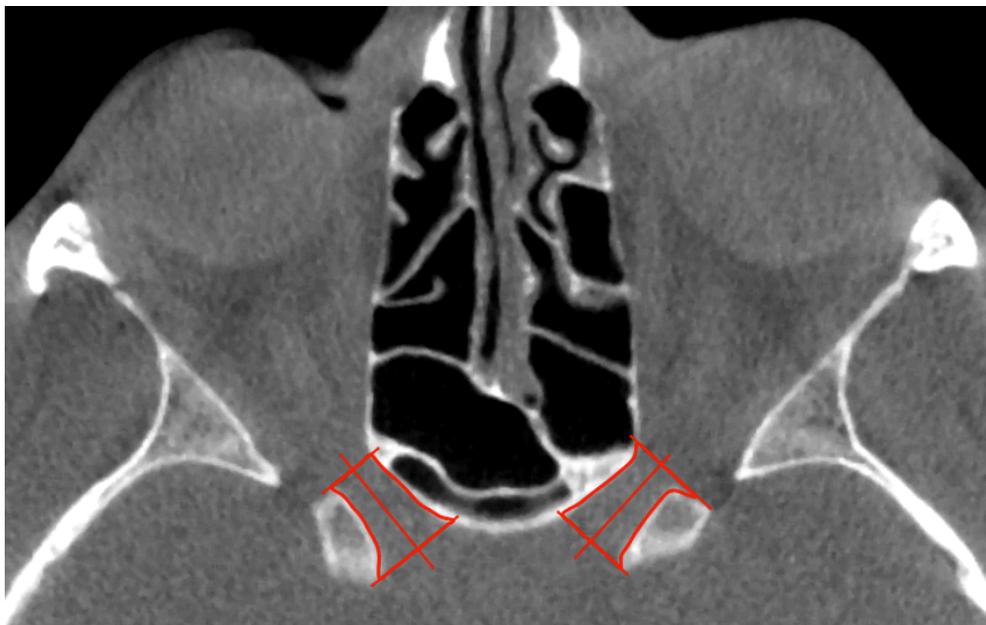


Abbildung 9: Exemplarische Darstellung der Hilfslinien bei der Vermessung des Canalis opticus

Die laterale und mediale Begrenzung bestand aus den knöchernen Limitierungen des Canalis opticus, wohingegen der anteriore und posteriore Eingang weichgewebig zu begrenzen war. Um die zur Vermessung nötige, sinnvolle Eingrenzung zu schaffen, orientierten wir uns an den Untersuchungen von Lang (Lang, 1981). Zu erst wurde eine Linie entlang der Längsachse des Canalis opticus gelegt. Mit Hilfe dieser Linie wurden die Eingänge des Canalis opticus reproduzierbar aufgebaut. Der maßgebende Parameter zur anterioren und poste-

rioren Breitenbestimmung war bei Lang (der je am weitesten dorsal und anterior gelegene knöchernen Punkt der Ala minor ossis sphenoidalis in der Aufsicht von koronal (Lang, 1981).

An diese Punkte wurde von anterior und posterior je eine Linie im rechten Winkel auf der zuvor bestimmten Mittellinie herangeführt – wie zu sehen in Abbildung 12. Dadurch war der Canalis opticus vollständig begrenzt und konnte wie bei der Vermessung der Orbita Schicht für Schicht vermessen und das Gesamtvolumen bestimmt werden.

3.3.4. Bewertung der Daten

Die Daten die während der Vermessung erhoben wurden, wurden anonymisiert patientenspezifisch erfasst und nach Geschlecht sowie in Gruppen der Altersdekaden 20-29, 30-39, 40-49, 50-59 und 60-69 gegliedert und deskriptiv analysiert. Die Untersuchung des Zusammenhanges zwischen dem Patientenalter mit den gemessenen Volumina der Orbita und des Canalis opticus wurden auf einer kontinuierlichen Altersachse durchgeführt, da die Gliederung in die Altersdekaden ein erhebliches Maß an Informationsverlust bedeutet hätte. Des Weiteren wurde eine Gegenüberstellung von dem Geschlecht mit den erhobenen Volumina erstellt.

3.3.5. Statistische Prüfung der Fragestellungen

1. Mittelwertanalysen für Durchschnittswerte
2. Besteht ein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen den einzelnen Volumina der anatomischen Strukturen und dem Geschlecht
3. Besteht ein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen dem Volumen der vermessenen Strukturen und dem Alter
4. Besteht eine volumetrische Korrelation zwischen den Volumina der Orbita und des Canalis opticus

4. Ergebnisse

Es wurden für die Erhebung der repräsentativen Daten 100 DVT-Scans von 100 Patienten ausgewertet. Darunter befanden sich 50 weibliche und 50 männliche Personen mit einem Durchschnittsalter von 44, 26 Jahren (Tabelle 1). Die DVT-Scans entstanden alle innerhalb eines Zeitraumes von 16 Monaten. Insgesamt wurden 200 Orbitae und 200 Canales optices volumetrisch vermessen. Aufgrund der Übersichtlichkeit wurden alle Volumina in der SI-Einheit Kubikcentimeter (cm^3) vermessen, und auf eine Umrechnung von cm^3 zu mm^3 bei der Vermessung des Canalis opticus verzichtet.

Tabelle 2: Deskriptive Statistik der Altersverteilung des Gesamten Patientenkollektivs

	N	Minimum (Lebensjahre)	Maximum (Lebensjahre)	Mittelwert (Lebensjahre)	Standardabweichung (Lebensjahre)
Gesamt kollektiv	100	20,0	69,0	44,260	14,3679

4.1. Ergebnisse der Vermessung der Orbita

4.1.1. Vermessung der Orbita im gesamten Patientenkollektiv

Die Vermessung der Orbitavolumina, unterteilt in linke und rechte Orbita, ergaben für alle Patienten folgende Ergebnisse:

Tabelle 3: Deskriptive Statistik der Vermessung der Orbita des gesamten Patientenkollektivs

	N	Minimum (cm ³)	Maximum (cm ³)	Mittelwert (cm ³)	Standardabweichung (cm ³)
Orbita rechts	100	19,31	39,36	26,26	3,34
Orbita links	100	19,25	39,22	26,14	3,33

Der Mittelwert des rechtsseitigen Orbitavolumens beträgt 26,26 cm³, der des linksseitigen Orbitavolumens 26,14 cm³ mit jeweiligen Standardabweichungen von 3,34 cm³, beziehungsweise 3,33 cm³. Die Streuung der Messergebnisse vom Minimum zum Maximum ist 20,05 cm³ bzw. 19,97 cm³.

4.1.2. Vermessung der Orbita in Patientengruppen geordnet

Um entsprechend verschiedener Lebensalter Werte physiologischer Volumina der Orbita zu ermitteln, wurde das Patientenkollektiv in 5 Gruppen (PG1-PG5) unterteilt, die jeweils 10 Frauen und 10 Männer sowie eine Lebensdekade umfasste. Darüberhinaus wurde erneut die rechte von der linken Seite unterschieden.

Tabelle 4: Deskriptive Statistik der Messwerte der Orbita Patientengruppe 1 (PG1) 20 bis 29 Jahre

	N	Minimum (cm ³)	Maximum (cm ³)	Mittelwert (cm ³)	Standardabweichung (cm ³)
Orbita rechts	20	19,31	31,84	25,16	3,49
Orbita links	20	19,25	31,90	24,99	3,34

Die gemessenen Volumina für die rechte bzw. linke Orbita sind im Mittel 25,16 cm³ bzw. 24,99 cm³.

Tabelle 5: Deskriptive Statistik der Messwerte der Orbita in der Patientengruppe 2 (PG2) 30 bis 39 Jahre

	N	Minimum (cm ³)	Maximum (cm ³)	Mittelwert (cm ³)	Standardabweichung (cm ³)
Orbita rechts	20	21,31	31,15	26,28	3,04
Orbita links	20	21,15	32,57	26,14	3,07

In der Altersgruppe von 30 bis 39 Jahren beträgt der Mittelwert für das Volumen der rechten Orbita 26,28 cm³, für die linke Orbita 26,14 cm³.

Tabelle 6: Deskriptive Statistik der Messwerte der Orbita in der Patientengruppe 3 (PG3): 40 bis 49 Jahre

	N	Minimum (cm ³)	Maximum (cm ³)	Mittelwert (cm ³)	Standardabweichung (cm ³)
Orbita rechts	20	20,65	33,40	25,93	3,25
Orbita links	20	20,59	33,28	25,86	3,20

In der Altersgruppe der 40- bis 49-Jährigen war der Mittelwert des Orbitavolumens auf der rechten Seite $25,93 \text{ cm}^3$ und auf der linken Seite $25,86 \text{ cm}^3$.

Tabelle 7: Deskriptive Statistik der Messwerte der Orbita in der Patientengruppe 4 (PG4): 50 bis 59 Jahre

	N	Minimum (cm ³)	Maximum (cm ³)	Mittelwert (cm ³)	Standardabweichung (cm ³)
Orbita rechts	20	21,41	39,36	26,57	3,75
Orbita links	20	21,63	39,22	26,30	3,68

Die Orbitavolumina der Patienten zwischen 50 und 59 Lebensjahren sind im Mittel auf der rechten Seite $26,57 \text{ cm}^3$ und auf der linken Seite $26,30 \text{ cm}^3$ groß.

Tabelle 8: Deskriptive Statistik der Messwerte der Orbita in der Patientengruppe 5 (PG5): 60 bis 69 Jahre

	N	Minimum (cm ³)	Maximum (cm ³)	Mittelwert (cm ³)	Standardabweichung (cm ³)
Orbita rechts	20	22,83	34,39	27,38	3,07
Orbita links	20	21,99	35,54	27,43	3,18

Die älteste Patientengruppe mit einem Alter von 60 bis 69 Jahren hat die größten mittelwertigen Orbitavolumina mit $27,38 \text{ cm}^3$ auf der rechten und $27,43 \text{ cm}^3$ auf der linken Seite.

Anhand dieser Daten ist der Trend der Volumenzunahme im Laufe des Lebensalters zu beobachten. In den folgenden Diagrammen wurden die Messdaten auf eine kontinuierliche Altersskala gesetzt. Es imponiert eine positive Kor-

relation zwischen Zunahme des Lebensalters und Zunahme des Orbitavolumens. Für die rechte Orbita liegt der slope für 10 Jahre bei 0,422 rechtsseitig und bei 0,471, d.h. das durchschnittliche orbitale Volumen nimmt auf der rechten Seite $0,422 \text{ cm}^3$ und auf der linken Seite um $0,471 \text{ cm}^3$ innerhalb von 10 Jahren zu. Diese Werte sind statistisch gemittelt und unterliegen gewisser Varianz, sind jedoch eindeutig steigend und zu keinem Zeitpunkt null. Somit handelt es sich nicht um ein zufälliges Ergebnis (Siehe Abbildung 10 und 11).

Das Signifikanzniveau von $p=0,05$ wurde auf der rechten Seite mit $p=0,071$ nicht unterschritten, auf der linken Seite beträgt das Signifikanzniveau $p=0,043$ und ist somit als statistisch signifikant zu bewerten.

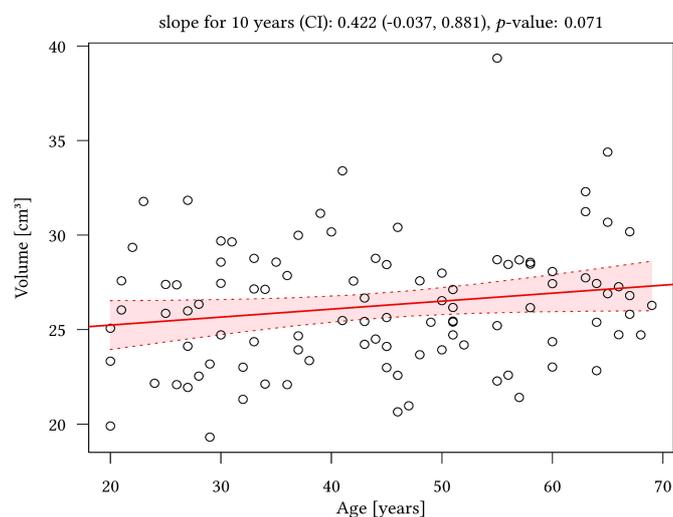


Abbildung 10: Darstellung der Messergebnisse der rechten Orbita

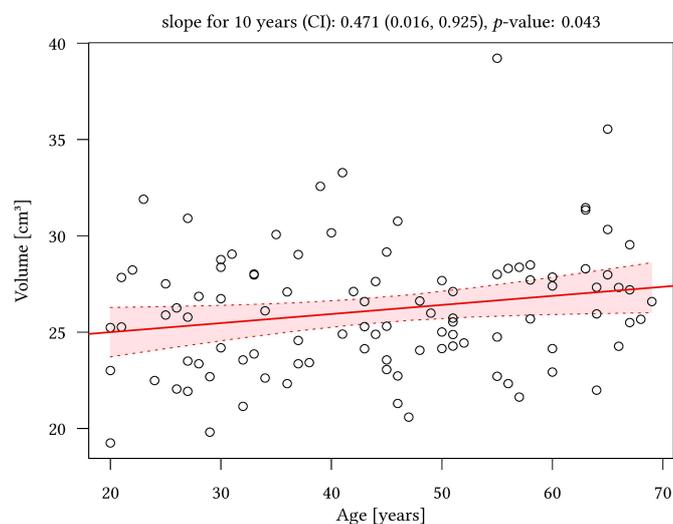


Abbildung 11: Darstellung der Messergebnisse der linken Orbita

4.1.3. Analyse der Orbitavolumina im Verhältnis zum Geschlecht

Die gemittelten Orbitavolumina wurden für das gesamte Patientenkollektiv auf die Geschlechter Männlich (male) und Weiblich (female) gegenüber gestellt. Wie in den folgenden Boxplots sichtbar (Abbildung 12 und 13) liegen die Messwerte des arithmetischen Mittels, der Mediane und der oberen und unteren Quartile bei den Männlichen Patienten ohne Überschneidungen volumenbezüglich oberhalb derer der weiblichen Patienten. Das Signifikanzniveau ist für beide Seiten mit $p < 0,001$ statistisch signifikant. Da die Messwerte sich zwischen den Geschlechtern aber in den numerischen Randbereichen überschneiden (die s.g. Antennen oder Whisker der Messwerte bei den Frauen ragen im Boxplot bis in die oberen Quartile der Messwerte der männlichen Patienten) kann nur ausgehend von den Volumina der Orbita keine eindeutige Geschlechtsbestimmung geschehen.

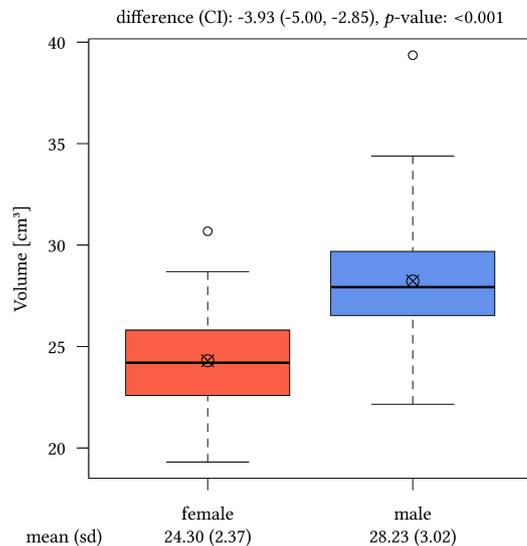


Abbildung 12: Geschlechtervergleich der Messergebnisse der rechten Orbita

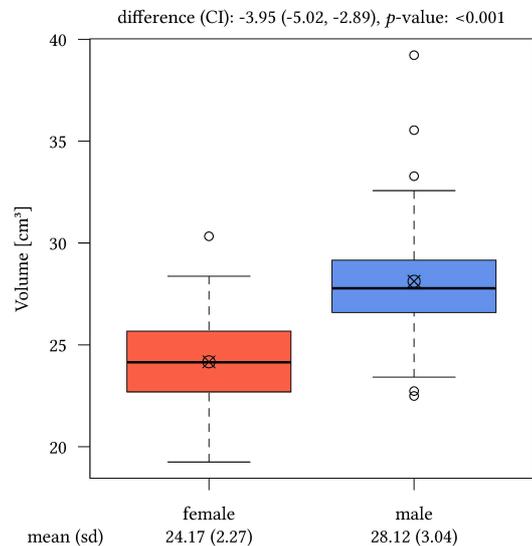


Abbildung 13: Geschlechtervergleich der Messergebnisse der rechten Orbita

4.2. Ergebnisse der Vermessung des Canalis opticus

4.2.1. Vermessung des Canalis opticus im gesamten Patientenkollektiv

Im Folgenden werden die Messergebnisse der volumetrischen Vermessung des Canalis opticus im Seitenvergleich und in die Altersgruppen PG1, PG2, PG3, PG4 und PG5 dargelegt und beschrieben.

Tabelle 9: Deskriptive Statistik der Vermessung des Canalis opticus des gesamten Patientenkollektivs

	N	Minimum (cm ³)	Maximum (cm ³)	Mittelwert (cm ³)	Standardabweichung (cm ³)
Canalis opticus rechts	100	0,047	0,280	0,147	0,042
Canalis opticus links	100	0,046	0,302	0,144	0,038

Der Mittelwert des Volumens des rechtsseitigen Canalis opticus beträgt 0,147 cm³, das Volumen des linken Canalis opticus 0,144 cm³ mit jeweiligen Standardabweichungen von 0,042 cm³, beziehungsweise 0,038 cm³. Die Streuung der Messergebnisse vom Minimum zum Maximum beträgt 0,233 cm³ bzw. 0,256 cm³.

Bei der statistischen Überprüfung der Mittelwerte der rechten und linken Seite gegeneinander ergibt sich kein signifikanter Zusammenhang, da die Signifikanz jeweils unter $p=0,05$ bei der Überprüfung war, ob eine der Seiten größer wäre als die jeweils andere Seite.

4.2.2 Statistische Ergebnisse nach Altersgruppen

Um entsprechend verschiedener Lebensalter Werte physiologischer Volumina des Canalis opticus zu ermitteln, wurde auch bei der Untersuchung des Canalis opticus das Patientenkollektiv in die schon beschriebenen Patientengruppen (PG1-PG5) unterteilt und seitenvergleichend aufgeschlüsselt.

Tabelle 9: Deskriptive Statistik der Vermessung des Canalis opticus des gesamten Patientenkollektivs

	N	Minimum (cm ³)	Maximum (cm ³)	Mittelwert (cm ³)	Standardabweichung (cm ³)
Canalis opticus rechts	100	0,047	0,280	0,147	0,042
Canalis opticus links	100	0,046	0,302	0,144	0,038

Tabelle 10: Deskriptive Statistik der Messwerte des Canalis opticus in der Patientengruppe 1 (PG1) 20 bis 29 Jahre

	N	Minimum (cm ³)	Maximum (cm ³)	Mittelwert (cm ³)	Standardabweichung (cm ³)
Canalis opticus rechts	20	0,079	0,280	0,156	0,058
Canalis opticus links	20	0,09	0,302	0,155	0,056

In der Altersgruppe der 20-29-Jährigen betrug das Volumen des Canalis opticus auf der rechten Seite im Mittel 0,156 cm³ mit einer Standardabweichung von 0,058 cm³. Auf der linken Seite war der Mittelwert für das Volumen 0,155 cm³ mit einer Standardabweichung von 0,056 cm³.

Tabelle 11: Deskriptive Statistik der Messwerte des Canalis opticus in der Patientengruppe 2 (PG2) 30 bis 39 Jahre

	N	Minimum (cm ³)	Maximum (cm ³)	Mittelwert (cm ³)	Standardabweichung (cm ³)
Canalis opticus rechts	20	0,087	0,272	0,154	0,047
Canalis opticus links	20	0,094	0,242	0,148	0,038

Das durchschnittliche Volumen des Canalis opticus betrug in der der PG2 auf der rechten Seite 0,154 cm³ mit einer Standardabweichung von 0,047 cm³, und auf der linken Seite 0,148 cm³ mit einer Standardabweichung von 0,038 cm³.

Tabelle 12: Deskriptive Statistik der Messwerte des Canalis opticus in der Patientengruppe 3 (PG3) 40 bis 49 Jahre

	N	Minimum (cm ³)	Maximum (cm ³)	Mittelwert (cm ³)	Standardabweichung (cm ³)
Canalis opticus rechts	20	0,110	0,218	0,153	0,029
Canalis opticus links	20	0,111	0,194	0,150	0,025

In der PG 3 betrug das gemessene Volumen des Canalis opticus auf der rechten Seite im Mittel 0,153 cm³ mit einer Standardabweichung von 0,029 cm³. Auf der linken Seite betrug der Mittelwert 0,150 cm³ mit einer Standardabweichung von 0,025 cm³.

Tabelle 13: Deskriptive Statistik der Messwerte des Canalis opticus in der Patientengruppe 4 (PG4) 50 bis 59 Jahre

	N	Minimum (cm ³)	Maximum (cm ³)	Mittelwert (cm ³)	Standardabweichung (cm ³)
Canalis opticus rechts	20	0,047	0,228	0,138	0,037
Canalis opticus links	20	0,046	0,229	0,136	0,039

Der Mittelwert des Volumens des Canalis opticus unter den 50-59-Jährigen betrug auf der rechten Seite 0,138 cm³ mit einer Standardabweichung von 0,037 cm³ und auf der linken Seite 0,136 cm³ mit einer Standardabweichung von 0,039 cm³.

Tabelle 14: Deskriptive Statistik der Messwerte des Canalis opticus in der Patientengruppe 5 (PG5) 60 bis 69 Jahre

	N	Minimum (cm ³)	Maximum (cm ³)	Mittelwert (cm ³)	Standardabweichung (cm ³)
Canalis opticus rechts	20	0,087	0,187	0,133	0,029
Canalis opticus links	20	0,079	0,173	0,130	0,025

In der Patientengruppe 5 belief sich der Mittelwert für das Volumen des rechtsseitigen Canalis opticus auf 0,133 cm³ mit einer Standardabweichung von 0,029 cm³ und für den linken Canalis opticus auf 0,130 cm³ mit einer Standardabweichung von 0,025 cm³.

Anhand dieser Daten ist der Trend der Volumenabnahme im Laufe des Lebensalters zu beobachten. In den folgenden Diagrammen wurden die Messdaten wie bei der Auswertung der volumetrischen Messergebnisse der Orbita auf eine kontinuierliche Altersskala gesetzt. Es imponiert eine positive Korrelation

zwischen Zunahme des Lebensalters und Abnahme des Orbitavolumens. Der slope in den folgenden beiden Grafiken beträgt für beide Seiten $-0,007$ mit einem Konfidenzintervall von $-0,012$ bis $-0,001$. Das heißt in einem Lebensintervall von 10 Jahren nimmt im Durchschnitt das Volumen des Canalis opticus um $0,007 \text{ cm}^3$ bzw. $0,7 \text{ mm}^3$ ab. Die Mittelwertlinie in den Abbildungen 14 und 15 sind statistisch gemittelt und das Konfidenzintervall zeigt auch eine gewisse Diversität der Messwerte auf, jedoch in der Trend eindeutig abnehmend und zu keinem Zeitpunkt null oder sogar steigend im Bezug auf die Volumenveränderung. Der p-Wert beträgt auf der rechten Seite $p=0,019$ und auf der linken Seite $p=0,013$. Das Signifikanzniveau von $p=0,05$ wurde also auf beiden Seiten unterschritten und somit ist dieses Ergebnis als statistisch signifikant zu werten.

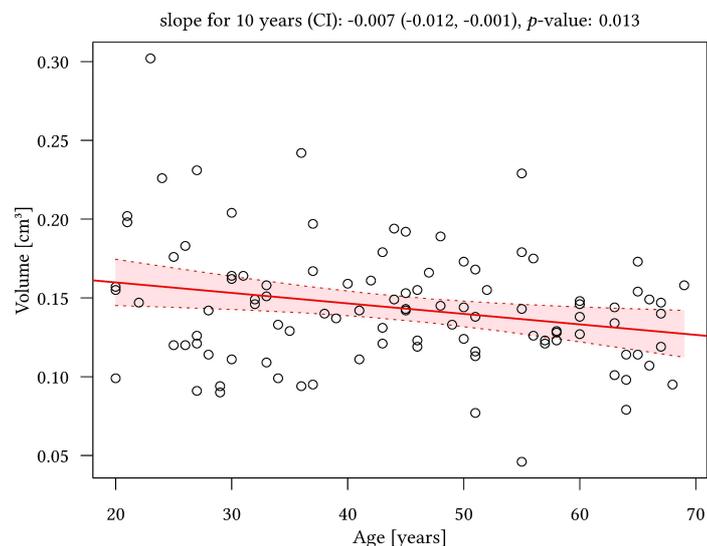


Abbildung 14: Darstellung der Messergebnisse des rechten Canalis opticus

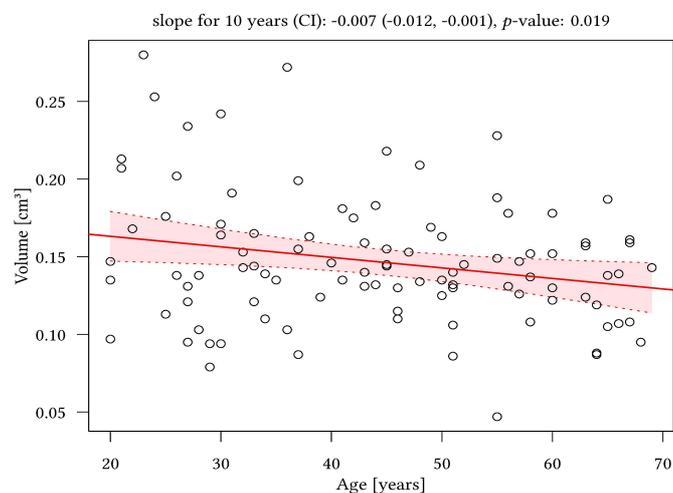


Abbildung 15: Darstellung der Messergebnisse des linken Canalis opticus

4.2.3. Analyse der Volumina des Canalis opticus im Verhältnis zum Geschlecht

In der Gegenüberstellung der gemittelten Volumina des Canalis opticus bei männlichen zu weiblichen Patienten ist die Streuung der Messergebnisse geringer als bei der Orbitavolumetrie. In den folgenden Grafiken sieht man die Volumina des Canalis opticus der rechten und linken Seite, aufgeteilt in Männer (male) und Frauen (female). Die volumetrische Geschlechterdifferenz liegt auf der rechten bzw. linken Seite im Mittel bei -0.03 cm^3 . Das angegebene Konfidenzintervall (CI) von -0.05 bis -0.02 und -0.04 bis -0.01 bestätigt die Tendenz dass der Canalis opticus bei Frauen aus unserem Kollektiv ein kleineres Volumen besitzt als bei Männern.

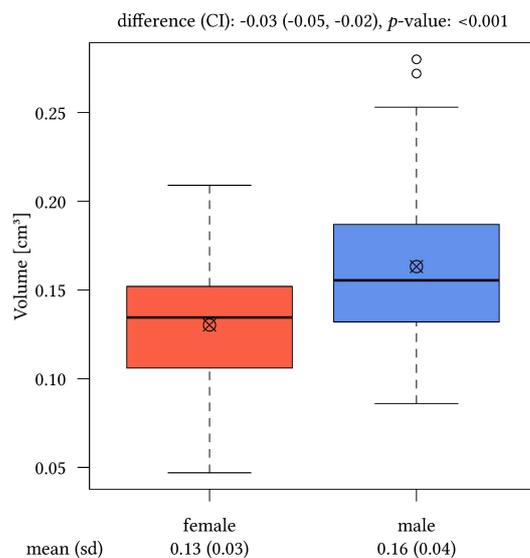


Abbildung 16: Durchschnittliche Volumina des rechten Canalis opticus im Geschlecht

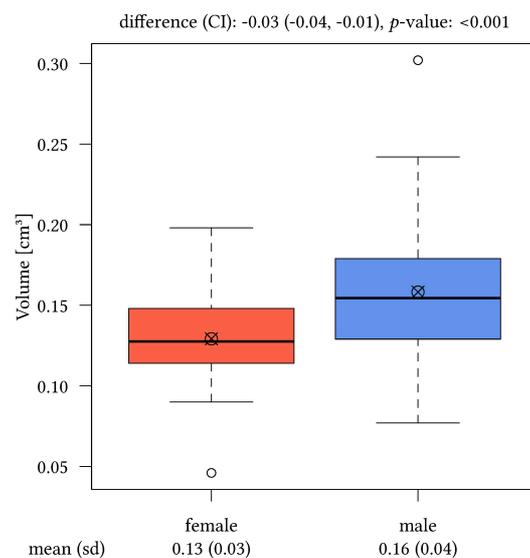


Abbildung 17: Durchschnittliche Volumina des linken Canalis opticus im Geschlechterver-

Der p -Wert beträgt auf beiden Seiten $p < 0,001$ spricht bei dem genannten Signifikanzniveau von $p = 0,05$ für einen statistisch signifikanten Zusammenhang für die Hypothese, dass bei weiblichen Patienten der Canalis opticus ein geringe-

res Volumen besitzt als bei männlichen Patienten. Eine Unterscheidung zwischen den Geschlechtern bei bloßer der Vorlage der Messdaten eines Patienten auf Grund der großen Überschneidungen der Messwerte nicht möglich.

5. Diskussion

5.1. Allgemeiner Teil

In der vorliegenden Studie sollte mit Hilfe des 3D Accuitomo 170 des Herstellers Morita das Volumen der Orbita und des Canalis opticus vermessen. Es wurden insgesamt 100 Datensätze von digitalen volumetomographischen Aufnahmen verwendet. Die dadurch jeweils 200 vermessenen Orbitae und Canaliculi optici besitzen eine ausreichende Fallzahl um eventuelle Tendenzen in der Relation der Volumenentwicklung der Orbita und des Canalis opticus im Bezug zum Alter und zum Geschlecht zu stellen. Auf Grund des manuellen Vermessens jedes axialen Schnittbildes ist eine deutlich höhere Fallzahl eher für die voll- oder semiautomatische Volumenbestimmung geeignet (Tingelhoff et al., 2009). Die Vermessung und Lagebeschreibung der Fissura orbitalis superior et inferior sollte ebenfalls durchgeführt werden. Dies wurde auf Grund der nicht existenten Reproduzierbarkeit der Vermessung mit dem Programm Osirix v5.6 verworfen. Die genauere Beschreibung der Problematik folgt aus Gründen der Übersichtlichkeit im nächsten Abschnitt. Da diese Studie als retrospektive Studie aufgebaut ist, gab es keine Probleme in der Beschaffung der Computerdaten, da die Altersspanne von 20-69 eine breite Varianz an Indikationen für eine digitale volumetomographische Untersuchung im klinischen Alltag einer Mund-, Kiefer-, und Gesichtschirurgischen Poliklinik bietet. Diese Untersuchungsart bietet wie oben beschrieben eine strahlenärmere Möglichkeit der Untersuchung des knöchernen Schädels als die CT. Magnetresonanztomographische aufnahmen arbeiten zwar komplett frei von Ionisierender Strahlung, sind aber eher für die Bildgebung von Weichgewebe ausgerichtet.

5.2. Diskussion Material und Methoden

Die Begrenzungen zur Vermessung der knöchernen Orbita haben sich an der Untersuchung von Bentley et al orientiert (Bentley et al., 2002). Dieser wählte aber die Magnetresonanztomographie zur Vermessung, da es sich bei seiner

Studie um eine prospektive Untersuchung des kindlichen Orbitawachstums hielt und somit aus strahlenhygienischen Gründen eine absichtliche Verwendung von Computertomographien bzw. ionisierender Strahlung zu verwerfen war. Unsere Studie setzte sich aus randomisiert ausgewählten DVT-Datensätzen der Poliklinik des Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf zusammen, die aufgrund verschiedener Indikationen im Klinikalltag angefertigt wurden. Im Verlauf der Untersuchung stellte sich die Vermessung der Fissura orbitalis und superioris als äußerst herausfordernd heraus. Die Vermessungsmethoden aus der volumetrischen Bestimmung der Orbita und des Canalis opticus konnten nicht angewandt werden, da es sich nicht um Volumina, sondern um Fissuren handelt. Diese als zweidimensional zu bezeichnenden Strukturen in den 1mm dicken Schnittebenen, sei es nun axial, sagittal oder koronal in einer sinnvollen Weise darzustellen, um reproduzierbare Messergebnisse zu generieren, war mit der Osirix Software v 5.6 nicht möglich. Eine Vermessung der Fissuren an einem dreidimensional rekonstruierten Modell bot sich als Alternative an, ergab aber auch keine verlässlichen Messungen. Dies war dadurch geschuldet, dass bei der Generierung des Modells in der Methode des Oberflächenrenderings ein Pixelwert ausgewählt werden muss. Dieser Pixelwert soll dazu dienen die Pixel der zweidimensionalen Bilder zu selektieren und zu kategorisieren, dass man differenzieren kann zwischen oberflächengenerierten Modellen mit weichgewebiger Darstellung, der Darstellung ohne Weichgewebe oder Darstellung von Knochen ab einer gewissen Stärke, die sich in einem anderen Grauwert bzw. Hounsfield-Wert niederschlägt. Dieser Wert wurde zur Prüfung auf gleichbleibende Modelldarstellungsqualität und Reproduzierbarkeit hin an verschiedenen DVT-Datensätzen ausprobiert. Es stellten sich aber deutliche Unterschiede bei gleichbleibender Auswahl des Pixelwertes dar, (Siehe Abbildungen 18) sodass auf die Vermessung der Fissura orbitalis superior und inferior verzichtet werden musste. Möglicherweise zeigen andere DICOM-Viewer reproduzierbare und gleichbleibende dreidimensionale Konstruktionen und somit eine verlässliche digitale Vermessung dieser Strukturen. Fehlerquellen in der Vermessung der Orbita und des Canalis opticus bestehen meist auf menschlicher Seite. Durch standardisierte Ablaufprotokolle, sei es nun während der Patientenpositionie-

zung im DVT oder bei der Vermessung der Volumina, sollen reproduzierbare und vergleichbare Ergebnisse erzielt werden und Fehlerquellen minimiert werden. Leichte Verzerrungen können durch die menschliche Komponente in der Studiendurchführung nicht zu 100% ausgeschlossen werden.



Abbildung 18: Gegenüberstellung der 3D-Rekonstruktion zweier Patienten bei gleicher Einstellung des Rekonstruktionsverfahrens.

5.3. Diskussion der Ergebnisse der Orbitavermessung

Die von uns ermittelten Ergebnisse des Volumens der Orbita zeigen eine stete Vergrößerung des orbitalen Volumens mit dem Verlauf des Lebens an. Diese Tendenzen zeigen sich laut Bentley et al schon unter Kindern von 0 bis 15 Lebensjahren (Bentley et al., 2002). In der besagten Studie von Bentley et al. wird auch der von uns dargestellte Trend dargelegt, dass die Orbitavolumina der männlichen Patienten durchschnittlich größer sind als die der weiblichen Patienten. Eine mögliche Relativierung dieses Geschlechterfaktors, durch eine Umrechnung von Orbitavolumen pro Zentimeter Körpergröße war nicht möglich, da die Körpergröße kein regulär anamnestisch geklärter Faktor in dem täglichen Betrieb einer mund-, kiefer-, und gesichtschirurgischen Poliklinik ist. Folgestudien haben die Möglichkeit diesen Messwert zu ermitteln. So können diese her-

auszufinden, ob dieses Phänomen dadurch entsteht, dass Männer im Durchschnitt höher gewachsen sind und somit die knöchernen Strukturen ein größeres Volumen besitzen, oder ob nach einer Umrechnung des Orbitavolumens im Verhältnis zur Körpergröße der geschlechtliche Unterschied der Orbitavolumina sich gegen null nähert.

Die stete Zunahme des Orbitavolumens in jungen Lebensjahren wurde von et al. (Bentley et al., 2002) beschrieben. Dass das faktische Wachstum, wenn auch nur in kleinen Maßzahlen, ein Leben lang fortschreitet, wurde durch unsere Studie dargelegt. Die Diversität der Patienten bezüglich des Alters und die hohe Fallzahl begünstigen ein repräsentatives Ergebnis. Genauere Aussagen können nur durch eine höhere Fallzahl mit computergestützter semi- oder vollautomatischer Segmentierung gemacht werden. Zukünftige Studien können über einen langjährigen Zeitraum Verlaufskontrollen mittels Magnetresonanztomographie oder bei gleichbleibender Indikationsstellung auch mittels DVT anfertigen und somit den individuellen Wachstumsverlauf bei einer möglichst hohen Anzahl an Individuen durchführen, um noch aussagekräftigere Ergebnisse zu bekommen. Individuelle Varianzen im Wachstumsmuster im Laufe des Lebens können so noch besser dargestellt werden und möglicherweise verschiedene Wachstumsverläufe differenzieren.

Die Ergebnisse unserer Studie im Bereich der Seitenunterschiede der Volumina zeigen eine signifikant größere rechte Orbita. Dies muss allerdings kritisch betrachtet werden, da es keinerlei anatomischen oder klinischen Anhaltspunkt dafür gibt, dass die rechte Orbita in physiologischer Weise ein größeres Volumen aufweist als die linke Orbita. Dass die Untersuchung von Bentley et al. gleiche Tendenzen bei dem Vergleich der rechten und linken Orbita zeigt, ist als Anhaltspunkt für die konsequent gleich durchgeführte Untersuchungsmethodik zu nehmen und nicht die bewiesene Seitenungleichheit der Orbitae.

Bei dem Fehlen beziehungsweise der nicht normalen Entwicklung des Keilbeinflügels bei der Keilbeinflügeldysplasie im klinischen Erscheinungsbild der Neurofibromatose Typ 1 ist das Orbitavolumen durch das Fehlen der laterodorsalen knöchernen Begrenzung verändert. Im DVT ist die Differenzierung von Orbitagewebe zu Hirngewebe nur schwer möglich und wird besser bei einer magnet-

volumetomographischen Untersuchung unterschieden. Digitalvolumetomographische Untersuchungen von Patienten mit einer Keilbeinflügeldysplasie scheinen eher für präoperative Untersuchungen zur OP-Planung geeignet als zur Quantifizierung der exakten weichgewebigen Volumenveränderung bzw. zur Bestimmung des Prolabierten Hirngewebes in die Orbita. Jedoch kann, wie auch bei dieser Studie die pathologische knöcherne Unterbrechung durch eine Gerade zwischen den die Lücke begrenzenden Knochen gezogen werden, um eine annähernde Vorhersage des Orbitavolumens zu geben, um chirurgische Schritte zu planen und das Ausmaß dieser abzuschätzen. Gegebenenfalls kann auch die Kontur der kontralateralen Seite nachgefahren werden bzw. gespiegelt werden, um das physiologische Volumen der pathologisch veränderten Orbita zu bestimmen.

5.4. Diskussion der Ergebnisse der Vermessung des Canalis opticus

Die von uns ermittelten Messergebnisse zeigen eine kontinuierliche Volumenabnahme im Laufe des Alters. Der Übersicht halber werden die Messergebnisse im Folgenden in mm^3 und nicht in cm^3 dargestellt. Die durchschnittliche Volumenabnahme innerhalb eines 10-Jahres-Intervalls beträgt im Durchschnitt 7mm^3 auf der rechten und 7mm^3 auf der linken Seite. Dies bedeutet bei einer im Gesamtkollektiv bestehenden Ausdehnung des Canalis opticus im Mittel von 147mm^3 auf der rechten, und 144mm^3 auf der linken Seite eine prozentuale Abnahme von 4,8% auf der rechten bzw. auf der linken Seite 4,9%, alle 10 Jahre. Der somit schon begrenzte Raum des Canalis opticus wird also physiologischer Weise immer kleiner.

Die Möglichkeit der intrakanalären Kompensation einer Schwellung durch Hämatome oder sonstige raumfordernde Prozesse beträgt laut Tao et. al. $21.16 \pm 4.31 \text{ mm}^3$ (Tao et al., 2000). Dieses Volumen ergibt sich aus dem Subarachnoidalraum, der zusammen mit allen Gewebe- und Gefäßsträngen aus der Fossa cranii media zur Orbita zieht. Wenn man die Studie von Tao et al mit unserer vergleicht, ergibt sich ein kompensatorischer Raum für kurzzeitigen Volumenausgleich von 14,57% des Gesamtvolumens von durchschnittlich

145,2mm³ innerhalb des geschlossenen Kompartiments des Canalis opticus–dieselbe Methodik vorausgesetzt.

Bei langsamer volumetrischer Expansion des intrakanalären Gewebes passt sich der knöcherne Canalis opticus durch die druckinitiierte Atrophie an die veränderten Umstände an. Diese Volumenzunahme ist eines der indirekten Zeichen eines Optikusglioms (Jacquemin et al., 2003) und auch eines primär intrakanalären Meningeoms.

Die gewonnenen Daten und Richtwerte der durchschnittlichen Volumina des Canalis opticus, gestaffelt in die Patientengruppen 1-5 und die verschiedenen Altersphasen samt Geschlecht geben einem die Möglichkeit in einem DVT Aussagen zu treffen, ob abnorme Volumenverhältnisse im Canalis opticus herrschen und weitere Diagnostik zur Bestätigung bzw. des Ausschlusses einer Neurofibromatose Typ 1 veranlasst werden sollte.

Zukünftige Studien können die genauen Volumenabweichungen von histologisch gesichert diagnostizierten Patienten mit Neurofibromatose Typ 1 untersuchen, um somit noch genauere Kennzahlen zu schaffen.

5.5. Vergleich unserer Methodik mit anderen Studien

Die Vermessung speziell der Orbita ist diffizil, da in der bestehenden Literatur verschiedene Arten der Orbitabegrenzung zu beobachten sind. Hauptsächlich die Orbitaeingangsebene und die posteriore Begrenzung der Orbita differieren in den Vermessungen. Einige Autoren legen das posteriore Ende der Orbita bei einer Verbindungslinie der posterioren Punkte des Ala major ossis sphenoidalis (Alinasab et al., 2011). Dies verfälscht jedoch in unserer Sicht das originale Volumen der Orbita und verschleiert somit volumetrische Veränderungen des Apex orbitae. Die orbitale Eingangsebene definieren verschiedene Autoren an einer Verbindungslinie zwischen dem anteriorsten lateralen knöchernen Punkt und der Christa lacrymalis posterior (Sicurezza et al., 2011). Andere Autoren ziehen eine Verbindungslinie zwischen den am weitesten anterior gelegenen Punkten des Os zygomaticum beider Seiten (siehe Abbildung 19, Lukats et al., 2012). Beides sind keine Optionen, die das Volumen der Orbita in der Gänze

beschreiben und halten Möglichkeiten für Fehlmessungen bzw. übersehene Orbitavariationen offen. An den Beschreibungen und Untersuchungen von Lang (1981) und Bentley et al (2002) fanden wir die Darstellungen und Vermessungen der Orbita am aussagekräftigsten, da diese in Ihren Methoden die anatomischen Gegebenheiten am exaktesten in Ihrer Vollkommenheit darstellen.

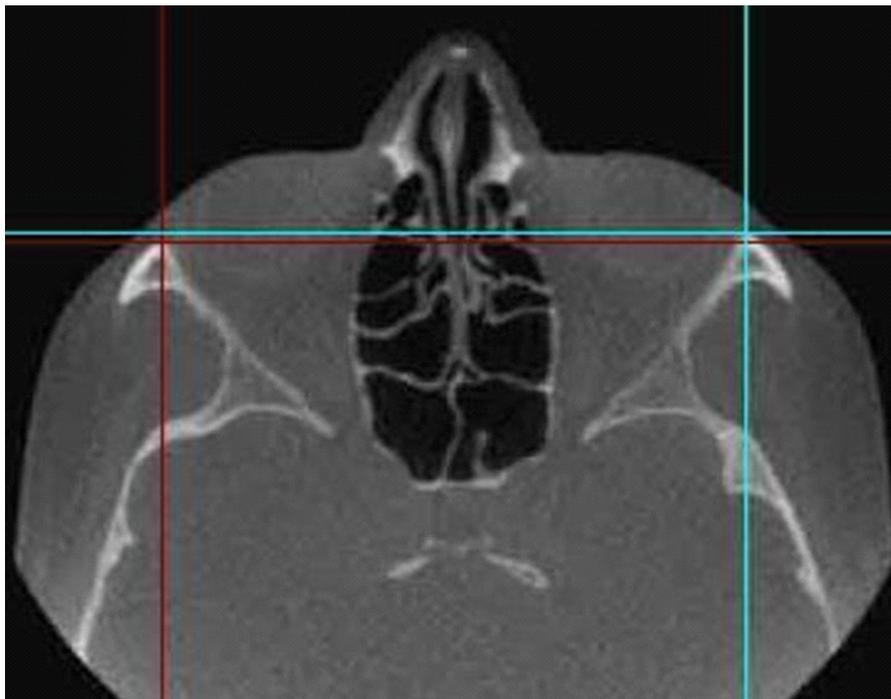


Abbildung 19: Anteriore Begrenzung von Lukats et. al. 2012

5.6 Vergleich unserer Ergebnisse mit anderen Studien

Unsere Ergebnisse und Konklusionen aus der Vermessung des Volumens der Orbita und des Canalis opticus haben wir mit einigen Studien verglichen, Um unsere Daten besser in Qualität und Quantität bewerten zu können, vor allem Gemeinsamkeiten oder Abweichungen zu anderen Messmethoden darzustellen haben wir Vergleiche mit anderen Studien durchgeführt. Ein tabellarischer Vergleich der Studien ist in Tabelle 15.

Tabelle 15: Übersicht des Vergleiches mit anderen Studien zur Vermessung der Orbita

Studie	Orbitavolumen gesamt	Orbitavolumen rechts	Orbitavolumen links	Orbitavolumen Mann	Orbitavolumen Frau
Eigene Studie - 2013	26,2	26,3	26,1	28,18	24,24
Forbes - 1984	24,8	∅	∅	23,9	23,6
Furuta - 2001	22,3	∅	∅	23,6	20,9
Kwon Dextroscopie - 2009	24,8	∅	∅	∅	∅
Kwon Vitrea - 2009	25,5	∅	∅	∅	∅
Bentley - 1996	21,3	∅	∅	∅	∅

Mit einer Standardabweichung der Messergebnisse in unserer Studie von 3,33 cm³ liegen alle Mittelwerte der anderen Studien, bis auf die von Furuta, in unserem Messbereich. Auffällig ist aber, dass alle anderen Studien geringere Orbitavolumina gemessen haben. Ein Erklärungsansatz ist, dass die anderen Studien die Messergebnisse aus CT-Datensätzen gewonnen haben. Die dort gewonnenen Schichten hatten eine Dicke von 1,5 mm bei Forbes, bei Furuta und Kwon von 2mm. Im Gegensatz zum DVT hat dies ein Potential der Messungsgenauigkeit durch geringere Auflösung des Bildmaterials.

Die Studie von Furuta birgt die geringsten gemessenen Orbitavolumina, diese liegen ausserhalb unseres Bereiches der Standardabweichung. Dies mag einerseits an der abweichenden Methodik im Vermessungsprozess liegen. Andererseits hat die japanische Bevölkerung im Durchschnitt eine 10 cm kleinere Körpergröße als die deutsche Bevölkerung (Nationales Zentrum für Statistik,

Japan, Statistisches Bundesamt Wiesbaden 2009). Die Möglichkeit der Korrelation von Körpergröße und orbitalem Volumen scheint logisch.

Die Tendenzen die wir in unserer Studie beobachtet haben, welche sich mit denen von Bentley et al. decken, werden auch von Furuta bestätigt. Es besteht ein Unterschied im Volumen der Orbitae im Geschlechtervergleich, wo Frauen die geringeren Orbitavolumina besitzen. Dazu bestätigt Furuta mit seiner Studie die kontinuierliche Zunahme des Orbitavolumens im zunehmenden Alter. Furuta bestätigt auch unsere Erkenntnis, dass die Orbitae im Seitenvergleich keine signifikanten Abweichungen im Volumen aufweisen.

Die anderen Studien können über die volumetrische Orbitaentwicklung im Laufe des Lebens keine eindeutige Aussage auf Grund des kleinen Patientenkollektivs $n=24$ (Kwon 2009) resp. $n=29$ (Forbes 1985) treffen. Die Studie von Furuta birgt durch $n=109$ eine ähnliche Aussagekraft wie unsere Studie.

Zur Vermessung des Canalis opticus sind zum Zeitpunkt des Verfassens dieser Arbeit ausschließlich Studien zu finden, die den Canalis opticus in Strecken und Querschnitten vermessen (Tao et al. 2000, Chou et al. 1995). Die Volumetrische Vermessung des Canalis opticus und andere feine Strukturen wird durch moderne, hoch auflösende Bildgebung in Zukunft ein größeres Feld in der wissenschaftlichen Welt erschließen können.

6. Zusammenfassung

Ziel dieser Arbeit war die manuelle volumetrische Vermessung der Orbita sowie des Canalis opticus an Hand digitalvolumetrischer Röntgenaufnahmen. Richtwerte für die Volumenverhältnisse der physiologischen Orbita und des Canalis opticus sollten in dieser Methodik generiert werden. Die Aufnahmen zur Auswertung wurden im Klinikbetrieb der Poliklinik für Mund-, Kiefer-, und Gesichtschirurgie in dem Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf erstellt und für diese Studie herangezogen. Nach der Patientenselektion wurde eine geeignete und reproduzierbare Methodik zur Vermessung der Orbita, des Canalis opticus und der Fissura orbitalis superior et inferior recherchiert. Im Verlauf wurde auf die Vermessung der Fissura orbitalis superior et inferior verzichtet, da eine reproduzierbare Vermessung mit den zur Verfügung stehenden Mitteln nicht möglich war. Der Patientenpool mit $n=100$ wurde in fünf Patientengruppen aufgeteilt mit gleichmäßiger Geschlechterverteilung. Die Statistische Analyse der Messergebnisse zeigte, dass es eine Korrelation zwischen dem Lebensalter und der Zunahme des Orbitavolumens und einer Abnahme des Volumens des Canalis opticus gibt. Die Mittelwerte waren im Seitenvergleich, wie zu erwarten, nicht statistisch signifikant. Im Mittel waren die Volumina der Orbita als auch des Canalis opticus bei den männlichen Patienten größer als bei den weiblichen Patientinnen. Ein möglicher Zusammenhang durch die durchschnittlich höhere Körpergröße bei Männern ist zu diskutieren. Die festgestellten volumetrischen Tendenzen der Orbitaentwicklung decken sich mit den Erkenntnissen von Bentley et al. aus dem Jahre 2002. Diese Studie wurde im Gegensatz zu der von uns durchgeführten Studie an Kindern und mittels eines MRT ausgeführt. Die Bestimmung von Mittelwerten des Volumens des Canalis opticus soll Richtwerte für Folgestudien geben, die sich mit der pathologischen Veränderung des Canalis opticus beschäftigen bieten. Als Nebenbefund erkannte Unregelmäßigkeiten der volumetrischen Verhältnisse des Canalis opticus können mit den Richtwerten verglichen werden und bei Abweichungen (durch z.B. Optikusglome bei NF Typ 1, intrakanaläre Meningeome) ggf. Anlass für weitere Diagnostik zum Ausschluss von NF1 oder anderen Krankheiten geben.

7. Abkürzungsverzeichnis

CAD/CAM – Computer assisted design/Computer assisted manufacturing

CBCT – Cone beam computed tomography

CCD – Charge-coupled Device

CD – Compact disc

CI – im englischen: Confidence interval

CT – Computed tomography

DGZMK – Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund-, und Kieferheilkunde

DICOM – Digital imaging and communications in medicine

DVD – Digital versatile disc

DVT – Digitale volumetomographie

FoV – Field of View

MSCT – Multi slice computed tomography

n – statistische Fallzahl

NF1 – Neurofibromatose Typ 1

NIH - National Institutes of Health Consensus Development Conference

SSCT – Single slice computed tomography

SSD – Solid state disc

USB – Universal serial bus

ZNS – Zentrales Nervensystem

8. Literaturverzeichnis

Alinasab B, Beckman M O, Pansell T, Abdi S, Westermark A H, Stjärne P: Relative difference in orbital volume as an indication for surgical reconstruction in isolated orbital floor fractures. *Craniomaxillofac Trauma Reconstr* 4: 203–212 (2011)

Avninder S, Vermani S, Shruti S, Chand K: Case report: papillary meningioma: a rare but distinct variant of malignant meningioma. *Diagn Pathol* 2:3 (2007)

Bentley RP, Sgouros S, Natarajan K, Dover MS, Hockley AD: Normal changes in orbital volume during childhood. *Journal of neurosurgery* 96: 742–746 (2002)

Berlis A, Putz R, Schumacher M: Maße und Varianten im Bereich des Canalis opticus - CT und Anatomie. *Der Radiologe Jahrgang* 32: 436–440 (1992)

Binet EF, Kieffer SA, Martin SH, Peterson HO: Orbital dysplasia in neurofibromatosis. *Radiology* 93: 829–833 (1969)

Chou PI, Sadun AA, Lee H: Vasculature and morphometry of the optic canal and intracanalicular optic nerve. *J Neuroophthalmol* 15: 186-190 (1995)

Cohenca N, Simon JH, Roges R, Morag Y, Malfaz JM: Clinical indications for digital imaging in dento-alveolar trauma. Part 1: traumatic injuries. *Dent Traumatol* 23: 95–104 (2007)

Daniels DL, Pech P, Kay MC, Pojunas K, Williams AL, Haughton VM: Orbital apex: correlative anatomic and CT study. *AJR Am J Roentgenol* 145: 1141–1146 (1985)

Denecke HJ: Die Operationen an den Nasennebenhöhlen und der angrenzenden Schädelbasis. Springer-Verlag, Berlin; New York (1992)

Feldkamp L, Davis L, Kress J: Practical cone-beam-algorithm. Journal of the Optical Society of America A Vol. 1: 612–619 (1984)

Forbes G, Gehring DG, Gorman CA, Brennan MD, Jackson IT: Volume measurements of normal orbital structures by computed tomographic analysis. American journal of roentgenology 145: 149-154 (1985)

Ganz SD: Computer-aided Design/Computer-aided Manufacturing Applications Using CT and Cone Beam CT Scanning Technology. Dental Clinics of North America 52: 777–808 (2008)

Heiland M, Pohlenz P, Blessmann M, Werle H, Fraederich M, Schmelzle R, Blake FAS: Navigated implantation after microsurgical bone transfer using intraoperatively acquired cone-beam computed tomography data sets. Int J Oral Maxillofac Surg 37: 70–75 (2008)

Hofer M: CT-Kursbuch: ein Arbeitsbuch für den Einstieg in die Computertomographie ; kleines "ABC" der CT-Befundung mit aktualisierten Checklisten. Hofer, Verl. Didamed, Düsseldorf (2003)

Hoffman K: Cone-Beam-Tomografie mit FPD: Funktionsweise und Anwendungen. Digital Dental News: 16–24 (2008)

Jacquemin C, Bosley TM, Svedberg H: Orbit Deformities in Craniofacial Neurofibromatosis Type 1. American Journal of Neuroradiology 24: 1678–1682 (2003)

Kwon J, Barrera JE, Jung TY, Most SP: Measurements of orbital volume change using computed tomography in isolated orbital blowout fractures. Archives of facial plastic surgery 6: 395-398 (2009)

Lang J: Klinische Anatomie des Kopfes: Neurokranium, Orbita, kraniozervikaler Übergang. Springer-Verlag, Berlin ; New York (1981)

Lang J, Lanz T: Gehirn- und Augenschädel. Springer, Berlin (1979)

Listernick R, Ferner RE, Liu GT, Gutmann DH: Optic pathway gliomas in neurofibromatosis-1: controversies and recommendations. *Ann. Neurol.* 61: 189–198 (2007)

Lohmann F, Friedrich R, Giese A, Schmelzle R, Westphal M: Pulsierender Exophthalmus bei Dysplasie des Keilbeinflügels. In: Walter GF und Brandis A (Hrsg) *Erkrankungen der Schädelbasis. Therapieoptimierung durch interdisziplinäres Management.* (Verhandlungen der Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Schädelbasischirurgie). Einhorn-Press Verlag, Reinbek: 87-89 (2002)

Lukats O, Vízkelety T, Markella Z, Maka E, Kiss M, Dobai A, Bujtár P, Szucs A, Barabas J: Measurement of orbital volume after enucleation and orbital implantation. *PLoS ONE* 7, e50333 (2012)

Mengel R, Candir M, Shiratori K, Flores-de-Jacoby L: Digital volume tomography in the diagnosis of periodontal defects: an in vitro study on native pig and human mandibles. *J. Periodontol.* 76: 665–673 (2005)

Montgomery R: *Orbital region.* Mc Graw-Hill, New York (1981)

Nationales Zentrum für Statistik Japans:

<http://www.estat.go.jp/SG1/estat/Xlsdl.do?sinfid=000012662140>. Stand 25.10.2013

Reese AB: *Tumors of the eye*, 3d ed. ed. Medical Dept., Harper & Row, Hagerstown, Md (1976)

Ritter L, Neugebauer J, Mischkowski RA: Dreidimensionale Bildgebung in der Zahnmedizin. *Z, Zeitschrift für orale Implantologie* 86–95 (2007)

Rother UJ: Moderne bildgebende Diagnostik in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde: Grundlagen - Strahlenschutz - Befunde. Elsevier, Urban & Fischer, München (2006)

Scherer P, Neugebauer J, Ritter L, Mischkowski R, Scheer M, Zöller J: Indikationen für die 3-dimensionale Bildgebung in der Zahnheilkunde. ZWR - Das Deutsche Zahnärzteblatt 116: 219–230 (2007)

Schulze R: Dentale Volumetomographie (DVT) Grundlagen (2009)

Shuper A, Horev G, Kornreich L, Michowiz S, Weitz R, Zaizov R, Cohen IJ: Visual pathway glioma: an erratic tumour with therapeutic dilemmas. Arch. Dis. Child. 76: 259–263 (1997)

Sicurezza E, Palazzo G, Leonardi R.: Three-dimensional computerized tomographic orbital volume and aperture width evaluation: a study in patients treated with rapid maxillary expansion. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 111: 503–507 (2001)

Singhal S, Birch JM, Kerr B, Lashford L, Evans DGR: Neurofibromatosis type 1 and sporadic optic gliomas. Arch. Dis. Child. 87: 65–70 (2002)

Stammberger H, Hosemann W, Draf W: Anatomische Terminologie und Nomenklatur für die Nasennebenhöhlenchirurgie. Laryngo-Rhino-Otologie 76: 435–449 (2008)

Statistisches Bundesamt: Mikrozensus – Fragen zur Gesundheit – Körpermaße der Bevölkerung, Wiesbaden (2009)

Stavropoulos A, Wenzel A: Accuracy of cone beam dental CT, intraoral digital and conventional film radiography for the detection of periapical lesions. An ex vivo study in pig jaws. Clin Oral Investig 11: 101–106 (2007)

Tao H, Ma Z, Dai P, Jiang L: Computer-aided 3-D reconstruction and measurement of the optic canal and intracanalicular structures. *Chin. Med. J.* 113: 140–143 (2000)

Tingelhoff, K., Eichhorn, K., Wagner, Rilk M, Bootz F: Semi-automatische Orbita-Segmentierung in CT-Bilddaten. *GMS Med Inform Biom Epidemiol.* 5 (3) (2009)

Van Tiggelen R: Since 1895, orthopaedic surgery needs X-ray imaging: a historical overview from discovery to computed tomography. *JBR-BTR* 84: 204–213 (2001)

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* 104: 395–401 (2007)

Vogl TJ, Balzer B: *Handbuch diagnostische Radiologie.* Springer, Berlin (2002)

9. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Ansicht knöchernes Kranium von anterior, aus Netter, Atlas der Anatomie 4. Auflage, Urban & Fischer Verlag (2008)

Abbildung 2a: CT-Schnittbild Haller'sche Zelle aus der Radiologie des Universitätsklinikum Hamburg Eppendorf

Abbildung 2b: Anatomisches Zeichnung der Erstbeschreibung durch Albrecht von Haller aus :Iconum anatomicarum partium corporis humani, fasciculus IV, Vandenhoeck, Göttingae, 1749, Figura II, gezeichnet von C.J. Rollin

Abbildung 3a: Patientenumlauf SSCT (Schemazeichnung) - Zahnmedizin
up2date 2008; 2(3): 247-259 - DOI: 10.1055/s-2008-1038522.

Abbildung 3b: Patientenumlauf DVT (Schemazeichnung) - Zahnmedizin
up2date 2008; 2(3): 247-259 - DOI: 10.1055/s-2008-1038522.

Abbildung 4: Der 3D Accuitomo 170 Fa. Morita (Kyoto, Japan) - Informationbroschüre- 3D Accuitomo 170 Vertrieb durch J. Morita Europe GmbH. At
http://jmoritaeurope.de/root/img/pool/products/dental/diagnostic_and_imaging_equipment/3d_accuitomo_170/3d_accuitomo_170_en_lay04.pdf
Stand 05.08.2013 14:02.

Abbildung 5: Technische Zeichnung 3D Accuitomo 170, Fa. Morita - Informationbroschüre- 3D Accuitomo 170 - Vertrieb durch J. Morita Europe GmbH. At
http://jmoritaeurope.de/root/img/pool/products/dental/diagnostic_and_imaging_equipment/3d_accuitomo_170/3d_accuitomo_170_en_lay04.pdf
Stand 05.08.2013 14:02.

Abbildung 6: Technische Daten 3D Accuitomo 170, Fa. Morita - Informationbroschüre- 3D Accuitomo 170 - Vertrieb durch J. Morita Europe GmbH. At
http://jmoritaeurope.de/root/img/pool/products/dental/diagnostic_and_imaging_e

quipment/3d_accuitomo_170/3d_accuitomo_170_en_lay04.pdf

Stand 05.08.2013 14:02.

Abbildung 7: Exemplarische Darstellung der Hilfslinien – Orbita.

Abbildung 8: Exemplarische Darstellung der Vermessung – Orbita.

Abbildung 9: Exemplarische Darstellung der Hilfslinien und Vermessung –
Canalis opticus.

Abbildung 10: Darstellung der Messergebnisse der rechten Orbita.

Abbildung 11: Darstellung der Messergebnisse der linken Orbita.

Abbildung 12: Geschlechtervergleich der Messergebnisse der rechten Orbita.

Abbildung 13: Geschlechtervergleich der Messergebnisse der linken Orbita.

Abbildung 14: Darstellung der Messergebnisse des rechten Canalis opticus.

Abbildung 15: Darstellung der Messergebnisse des linken Canalis opticus.

Abbildung 16: Durchschnittliche Volumina des rechten Canalis opticus im Ge-
schlechtervergleich.

Abbildung 17: Durchschnittliche Volumina des linken Canalis opticus im Ge-
schlechtervergleich.

Abbildung 18: Gegenüberstellung der 3D-Rekonstruktion zweier Patienten bei
gleicher Einstellung des Rekonstruktionsverfahrens.

Abbildung 19: Ansicht der anterioren Orbitabegrenzung aus:

Lukats, O., Vízkelety, T., Markella, Z., Maka, E., Kiss, M., Dobai, A., Bujtár, P., Szucs, A., Barabas, J., 2012. Measurement of orbital volume after enucleation and orbital implantation. PLoS ONE 7, e50333.

10. Danksagung

Ich möchte mich hiermit bei Herrn Prof. Dr. Dr. Reinhard E. Friedrich bedanken, der mir die Möglichkeit gegeben hat, diese Arbeit unter seiner Leitung durchzuführen.

Herrn Dr. Christian Lohse danke ich besonders für seine hervorragende Betreuung, die enge Zusammenarbeit und ständige Hilfsbereitschaft.

Bei meinen Eltern und Freunden möchte ich mich ganz besonders herzlich bedanken für die uneingeschränkte, liebevolle und vielseitige Unterstützung während meines Studiums, ohne die diese Arbeit so nicht möglich gewesen wäre. Besonderer Dank geht auch an meine Animo, die vor allem im finalisierenden Prozess viele Einschränkungen durch diese Arbeit in Kauf nehmen musste.

11. Lebenslauf

Persönliche Daten:

Name	Bruhn
Vorname	Marc
Geburtstag	27.12.1987
Geburtsort	München
Familienstand	ledig
Nationalität	deutsch

Schulbildung

1994 – 2000	Besuch der dänischen Grundschule Gottorp-Skolen in Schleswig
2000-2002	Besuch der dänischen Hjort-Lorenzen-Skole in der Mittelstufe in Schleswig
2002-2007	Besuch des dänischen Gymnasiums Duborg-Skolen in Flensburg

Studium

10/2007	Beginn des Zahnmedizinstudium am Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf
04/2010	Zahnärztliche Vorprüfung
12/2012	Zahnärztliche Prüfung

12. Eidesstattliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass die Dissertation von mir selbstständig angefertigt wurde und alle von mir genutzten Hilfsmittel angegeben wurden.

Ich erkläre, dass die wörtlichen oder dem Sinne nach anderen Veröffentlichungen entnommenen Stellen von mir kenntlich gemacht wurden.

Weiter erkläre ich, dass ich mich bisher keiner weiteren Doktorprüfung unterzogen habe. Ich habe die Dissertation in der gegenwärtigen oder einer anderen Fassung an keiner anderen Fakultät eingereicht.

Datum

Unterschrift.....