

Aus dem Institut für klinische Radiologie
der Ludwig-Maximilians-Universität München

Vorstand: Prof. Dr. Dr. h.c. M. F. Reiser, FACR, FRCR

Quantitative Vermessung der Morphologie des Felsenbeins in
der Computertomographie im Kindesalter

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Frank Wolfram Torsten Daum
aus München

2011

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. Walter Hundt

Mitberichterstatter: Priv. Doz. Dr. Steffen Berweck

Dekan: Prof. Dr. Dr. h.c. M. F. Reiser, FACR, FRCR

Tag der mündlichen Prüfung: 13.01.2011

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung.....	5
2 Grundlagen.....	7
2.1 Aufbau des Hör- und Vestibularapparates.....	7
2.1.1 Äußeres Ohr.....	8
2.1.2 Mittelohr	8
2.1.3 Innenohr	8
2.1.4 Mastoid.....	10
2.2 Computertomographie des Felsenbeins	11
2.3 Varianten und Fehlbildungen	12
2.3.1 Anomalien des Modiolus	13
2.3.2 Aquaeductus-vestibuli-Syndrom	14
2.4 Bildgebende Verfahren des Felsenbeins	15
2.4.1 Felsenbeinaufnahme in der Projektion nach Schüller	16
2.4.2 Computertomographie	17
2.4.3 Magnetresonanztomographie	17
2.4.4 Angiographie.....	17
2.5 Prinzip der Computertomographie	18
2.5.1 Spiral-Computertomographie	20
2.5.2 Mehrzeilen-Detektor-Spiral-Computertomographie (MDCT).....	24
3 Ziel der Studie	28
4 Material und Methoden.....	29
4.1 Technische Ausrüstung – Computertomographen	29
4.2 Datenerhebung	29
4.2.2 Datenakquisition mit 3-D Modul der Siemens Software SynGo.....	30
4.2.3 Statistik und Auswertung.....	32
4.3 Erhobene Parameter	33
4.3.1 Petromastoidaler Kanal (Subarcuate Channel).....	34
4.3.2 Bogengang.....	40
4.3.3 Vestibulum	47
4.3.4 Innerer Gehörgang.....	48
4.3.5 Aquaeductus vestibuli	50
4.3.6 Canalis facialis	52
4.3.7 Cochlea.....	55
5 Ergebnisse	56

5.1 Unterschiede aufgrund des Geschlechts.....	56
5.1.1 Innerer Gehörgang.....	60
5.1.2 Cochlea.....	62
5.3 Unterschiede zwischen den Computertomographen.....	73
5.4 Regressionen auf das Alter.....	75
5.4.1 Petromastoidaler Kanal.....	75
5.4.2 Innerer Gehörgang.....	81
5.4.3 Aquaeductus vestibuli.....	85
5.4.4 Canalis facialis.....	85
5.4.5 Cochlea.....	86
5.5 Korrelationen des petromastoidalen Kanals.....	87
5.5.1 Innerer Gehörgang.....	87
5.5.2 Aquaeductus vestibuli.....	92
5.6 Korrelationen des inneren Gehörgangs.....	95
5.6.1 Innerer Gehörgang.....	95
5.6.2 Petromastoidaler Kanal.....	101
5.6.3 Cochlea.....	103
5.7 Korrelationen des Canalis facialis.....	107
5.7.1 Canalis facialis.....	107
5.7.2 Cochlea.....	111
5.8 Korrelationen der Cochlea.....	112
6 Diskussion.....	114
6.1 Petromastoidaler Kanal.....	116
6.2 Fossa subarcuata.....	118
6.3 Knochendichte.....	119
6.4 Innerer Gehörgang.....	120
6.5 Aquaeductus vestibuli.....	122
6.6 Cochlea.....	125
6.7 Canalis facialis.....	127
7 Zusammenfassung und Ausblick.....	129
Literaturverzeichnis.....	132
Anhang.....	139
Abbildungsverzeichnis.....	139
Abkürzungsverzeichnis.....	144
Danksagung.....	146

1 Einleitung

In Deutschland werden jedes Jahr Kinder mit Hörstörungen oder Schwerhörigkeit unterschiedlicher Ausprägung geboren, die Inzidenz beträgt circa eines von 1000 Neugeborenen. Diagnostik und Therapie dieser schwerwiegenden Einschränkung sind ein wichtiger Bestandteil um die frühkindliche Entwicklung dieser Kinder nicht zu behindern, da sonst sprachliche, intellektuelle und psychosoziale Störungen auftreten. Dem wird auch durch die Einführung von standardisiertem Neugeborenen-Hörscreening Rechnung getragen.

Die Diagnostik umfasst neben Hörtests bei älteren Kindern, die zur Mitarbeit fähig sind, die Messung otoakustischer Emissionen oder die Hirnstammaudiometrie.

Zur weiteren Diagnostik und Therapieplanung müssen häufig bildgebende Verfahren eingesetzt werden. Während eine Computertomographie den Nachteil der Strahlenbelastung hat [4, 5], kann diese auch bei spontan schlafenden Neugeborenen und Kindern durchgeführt werden. Außerdem stellen bspw. bereits vorhandene Cochlea-Implantate zwar eine Quelle für Bildartefakte dar, sind aber keine Kontraindikation, wie bei der Magnetresonanztomographie. Um die Belastung und Bewegungsartefakte bei Kindern zu vermeiden wird eine Magnetresonanztomographie in der Regel in Allgemeinanästhesie erfolgen [46].

Während die Magnetresonanztomographie besonders die Weichteilstrukturen darstellt, bildet die Computertomographie die knöchernen Strukturen des Felsenbeins gut ab. Beide Verfahren können komplementär eingesetzt werden [6, 43].

Die Computertomographie ist eine etablierte Standarduntersuchungstechnik des Felsenbeins [1, 7].

Die Darstellung morphologischer Veränderungen gibt neben der notwendigen Vorbereitung auf eine korrigierende Operation, die Möglichkeit Rückschlüsse auf Ursache und bestes therapeutisches Vorgehen zu erhalten [12]. In vielen Fällen ist die Beurteilung der Anatomie oder Pathologie des Felsenbeins anhand der computertomographischen Befunde aufgrund der diskreten Veränderungen schwierig

oder nur eingeschränkt möglich. Eine Steigerung der Sensitivität der häufig obligatorischen Computertomographie, um eine eindeutige Zuordnung der Hörstörung treffen zu können, ist Ziel der vorliegenden Untersuchung. Die Möglichkeit die axialen Schichten der Computertomographie dreidimensional darzustellen und standardisiert zu vermessen soll neue Wege der frühzeitigen Diagnosestellung eröffnen und die Morphologie der Strukturen des Felsenbeins beim Heranwachsenden zeigen.

2 Grundlagen

2.1 Aufbau des Hör- und Vestibularapparates

Das Felsenbein bildet die knöcherne Struktur des Hör- und Vestibularapparates. Man kann es unterteilen in äußeres Ohr, Mittelohr, Innenohr und Mastoid.

Im Folgenden eine kurze Übersicht über die vom Felsenbein knöchern umschlossenen Strukturen.

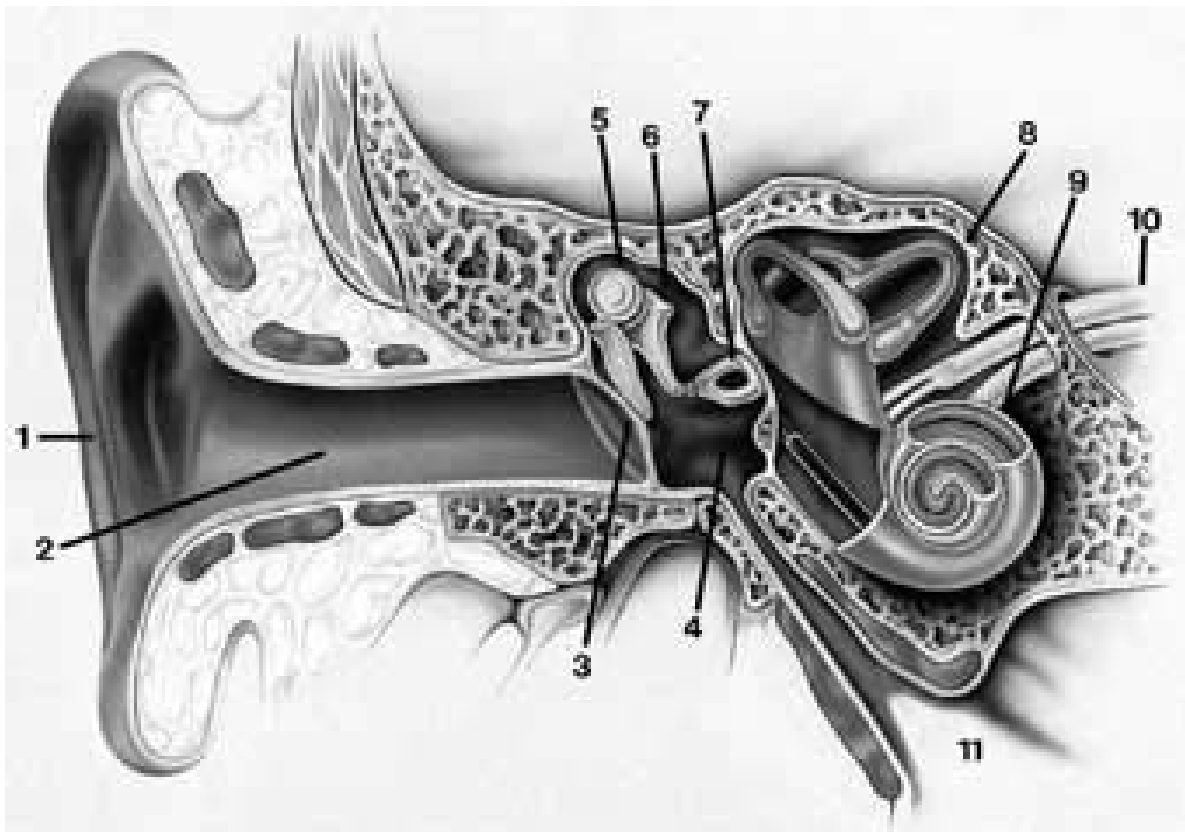


Abb. 1 Ohrmuschel, 2 Gehörgang, 3 Trommelfell, 4 Mittelohr, 5 Hammer, 6 Amboss, 7 Steigbügel, 8 Vestibularorgan, 9 Cochlea, 10 Nervus facialis & vestibulocochlearis, 11 Tuba auditiva [Mod. nach 72]

2.1.1 Äußeres Ohr

Das Felsenbein bildet das mediale Drittel des Meatus acusticus externus. Die lateralen Drittel werden durch Knorpel gebildet. Das Trommelfell bildet die Abgrenzung zum Mittelohr.

2.1.2 Mittelohr

Das Mittelohr besteht aus der Paukenhöhle (Cavum tympani). Über die Tuba auditiva (Eustachi-Röhre) erfolgt der Druckausgleich zur Außenwelt. Das Cavum tympani kann unterteilt werden in das Epitympanon, das Mesotympanon und das Hypotympanon. Das Cavum stellt die Verbindung zum Mastoid dar. Die Gehörknöchelchen stellen die Verbindung zwischen dem Trommelfell und dem ovalen Fenster dar.

Über das ovale und das runde Fenster ist das Mittelohr mit dem Innenohr verbunden.

2.1.3 Innenohr

2.1.3.1 Cochlea und Vestibularorgan

Das Innenohr besteht aus Cochlea, Vestibulum und Vestibularorgan mit dem anterioren, lateralen und dorsalen Bogengang. Das Crus commune stellt den gemeinsamen Abgang des dorsalen und lateralen Bogengangs aus dem Vestibulum dar. Als weitere knöcherne Strukturen lassen sich der cochleäre, der vestibuläre Aquädukt und der innere Gehörgang (Meatus acusticus internus) abgrenzen.

Die Cochlea wird aus $2\frac{3}{4}$ Windungen gebildet. Die knöcherne Achse, der Modiolus

enthält den akustischen Anteil des Nervus vestibulocochlearis.

Der cochleäre Aquädukt verbindet über den Ductus perilymphaticus das Labyrinth mit dem Subarachnoidalraum. Der Aquädukt verläuft von der basalen Windung der Cochlea parallel zum Meatus acusticus internus.

Der vestibuläre Aquädukt verbindet das Vestibulum mit dem Saccus endolymphaticus. Der Aquädukt verläuft nach posterior-inferior zur Hinterkante des Felsenbeins. Über den vestibulären Aquädukt erfolgt der Druckausgleich der Endolymphe.

2.1.3.2 Nervus facialis

Der Meatus acusticus internus bildet den knöchernen Kanal für den Nervus facialis und den Nervus vestibulocochlearis. Der Nervus facialis verläßt den Gehörgang nach anterior in den Canalis n. facialis. Im Ganglion geniculi bildet sich das äußere Facialisknie mit einer Richtungsänderung nach dorsal. Im weiteren Verlauf zieht der N. facialis nach dorsokaudal unter dem lateralen Bogengang oberhalb des ovalen Fensters um im zweiten Fazialisknie nach kaudal abzubiegen und durch das Mastoid zum Austritt im Foramen stylomastoideum zu ziehen. Der Nervus facialis kann anhand seines Verlaufs in ein labyrinthäres Segment (S1-Segment), in ein tympanales Segment (S2-Segment) und in einen mastoidalen Abschnitt unterteilt werden.

2.1.3.3 Petromastoidaler Kanal

Der petromastoidale Kanal verläuft von der Fossa subarcuata durch den oberen Bogengang konvex zu periantralen Mastoidzellen [25]. Durch den petromastoidalen Kanal verläuft die Vena und Arteria subarcuata mit einer Ausziehung der Dura mater. Damit stellt der Kanal eine Verbindung vom Mittelohr zur Dura und damit zur hinteren Schädelgrube her. Durch die Gefäße erfolgt die Blutversorgung der knöchernen Bogengänge, des Antrum des Mastoids und des Canalis nervi facialis [31, 27].

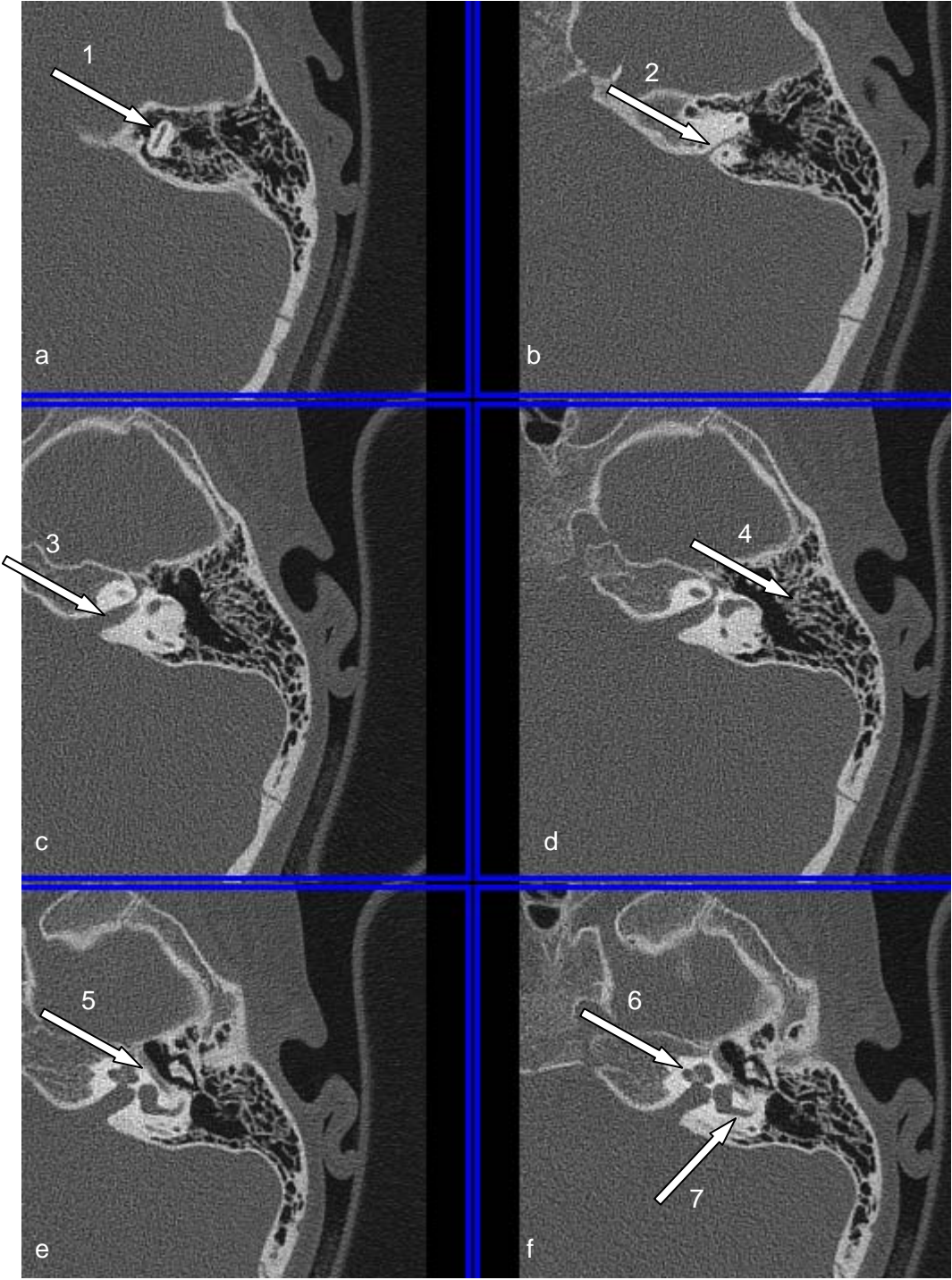
Im Bereich des petromastoidalen Kanals kann es, angeboren oder traumatisch, zu Liquorlecks oder einer Liquorfistel kommen. Bei intaktem Labyrinth können die seltenen angeborenen Liquorfisteln im Bereich des Kanals liegen [29].

2.1.4 Mastoid

Das Mastoid wird gebildet aus dem Antrum mastoideum und den Cellulae mastoideae. Antrum und Cellulae sind mit Luft gefüllt, welche sich in der Computertomographie deutlich von den knöchernen Strukturen abgrenzt. Über das Mittelohr und die Tuba auditiva besteht eine Verbindung zum Nasenrachenraum.

2.2 Computertomographie des Felsenbeins

Im Folgenden wird die normale Anatomie des Felsenbeins anhand von axialen Schichtbildern einer Computertomographie dargestellt. Die relevanten Strukturen sind mit Pfeilen versehen und nummeriert.



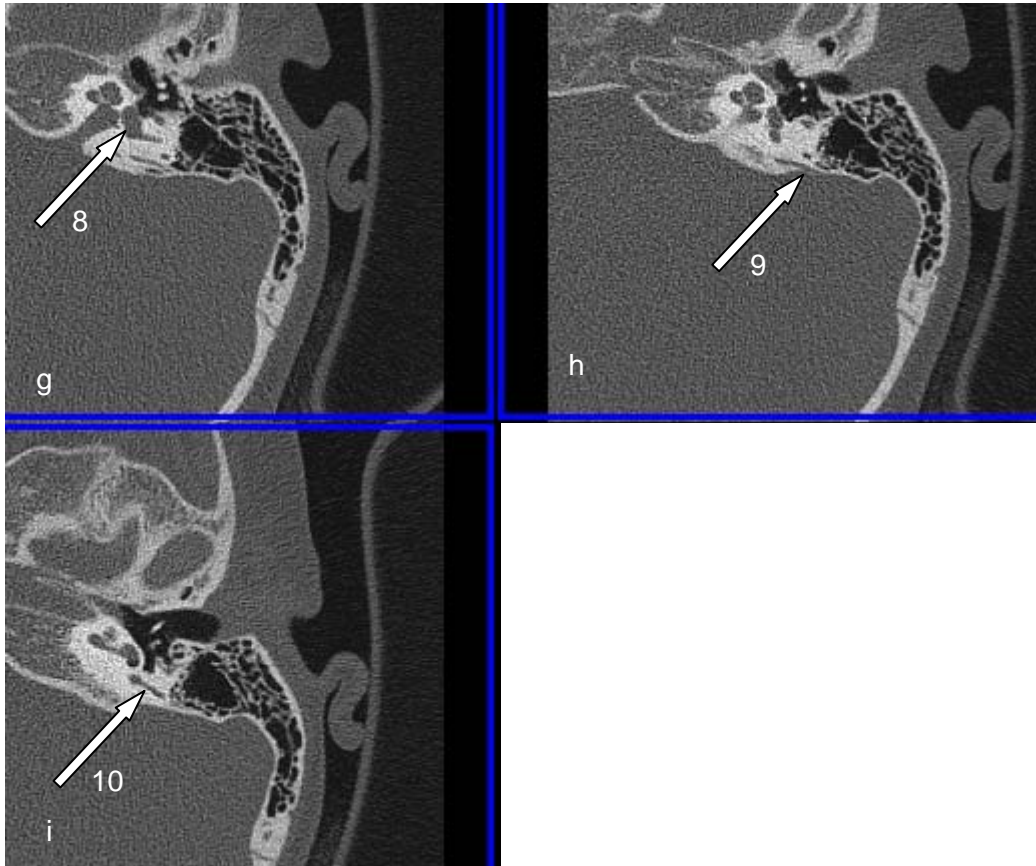


Abb. 2 a-i 1 anteriorer Bogengang, 2 Petromastoidaler Kanal 3 Meatus acusticus internus
 4 Mastoid 5 Canalis facialis 6 Cochlea, 7 lateraler Bogengang, 8 Vestibulum, 9
 Aquaeductus vestibuli, 10 dorsaler Bogengang

2.3 Varianten und Fehlbildungen

Beispielhaft seien die folgenden pathologischen Ausprägungen der Felsenbein-anatomie vorgestellt, die mit einer Hörstörung einhergehen.

2.3.1 Anomalien des Modiolus

Der Modiolus ist die zentrale knöcherne Achse der Cochlea. Beim Gesunden ist der Modiolus von $2\frac{3}{4}$ Windungen der Hörschnecke umgeben. Der Nervus cochlearis (acusticus) als Höranteil des Nervus vestibulocochlearis verläuft durch die knöcherne Spindel.

Anomalien des Modiolus treten in unterschiedlicher Ausprägung auf. Das teilweise oder vollständige Fehlen ist ein häufiges Merkmal einer deformierten Cochlea und bildet die mildeste Form der Cochleadysplasien. Das vollständige Fehlen ist häufig kombiniert mit einem Aquaeductus-vestibuli-Syndrom.

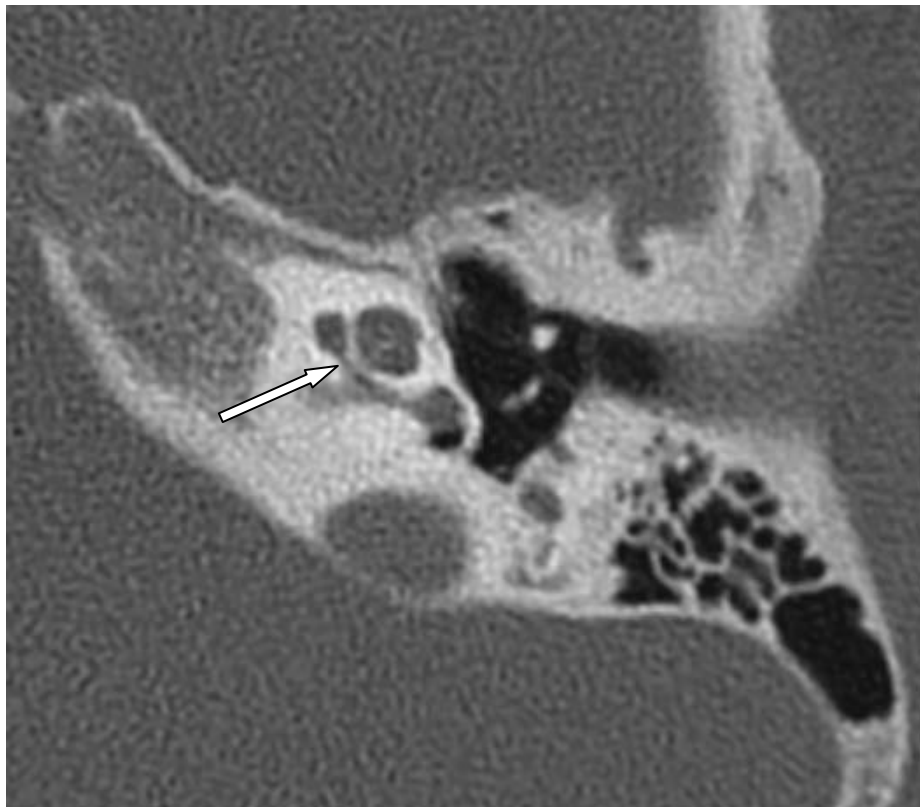


Abb. 3 Anomalie des Modiolus

2.3.2 Aquaeductus-vestibuli-Syndrom

Der vestibuläre Aquädukt bildet den knöchernen Kanal von der hinteren Schädelgrube zum Vestibulum. Der Aquädukt enthält den Ductus endolymphaticus bis zum Übergang in den Saccus endolymphaticus. Bei einer Erweiterung des vestibulären Aquädukts kann eine intracranielle Drucksteigerung direkt auf die Endolymphe übertragen werden. Eine intracranielle Drucksteigerung beispielsweise nach Trauma kann schubweise eine Innenohrschwerhörigkeit hervorrufen oder verschlechtern [36].



Abb. 4 Aquaeductus-vestibuli-Syndrom

2.4 Bildgebende Verfahren des Felsenbeins

Zur Darstellung des Felsenbeins wurden verschiedene Verfahren eingesetzt. Zu den ersten standardisierten Verfahren zählt die Felsenbeinaufnahme in der Projektion nach Schüller. Diese wurde erstmals in Schüllers Buch „Die Schädelbasis im Röntgenbild“ im Jahr 1905 beschrieben. Mit der Entwicklung und der flächendeckenden Nutzung der Computertomographie (CT) nach der ersten Installation in einem Krankenhaus im Jahr 1972 wurde auch die Diagnostik des Felsenbeins revolutioniert. Die im Gegensatz zur Projektionsaufnahme nach Schüller überlagerungsfreie Abbildung des Mittelohrs wurde ermöglicht. Zur Darstellung des inneren Gehörgangs und seines Inhalts wurde die Zisternographie mit positivem oder negativem Kontrastmittel eingesetzt. Dieses invasive Verfahren, bei dem Kontrastmittel in den Subarachnoidalraum injiziert werden musste, wurde durch die Einführung der Magnetresonanztomographie (MRT) abgelöst. Die höhere Weichteilauflösung erlaubt die Darstellung auch kleinster Veränderungen der nicht-knochernen Strukturen, wie Nerven oder membranöser Teile des Vestibularapparats.

2.4.1 Felsenbeinaufnahme in der Projektion nach Schüller

Die konventionelle Röntgenaufnahme nach Schüller wurde durch die Computertomographie ersetzt. Die Übersichtsaufnahme sollte zur Diagnostik des Felsenbeins nicht mehr eingesetzt werden.

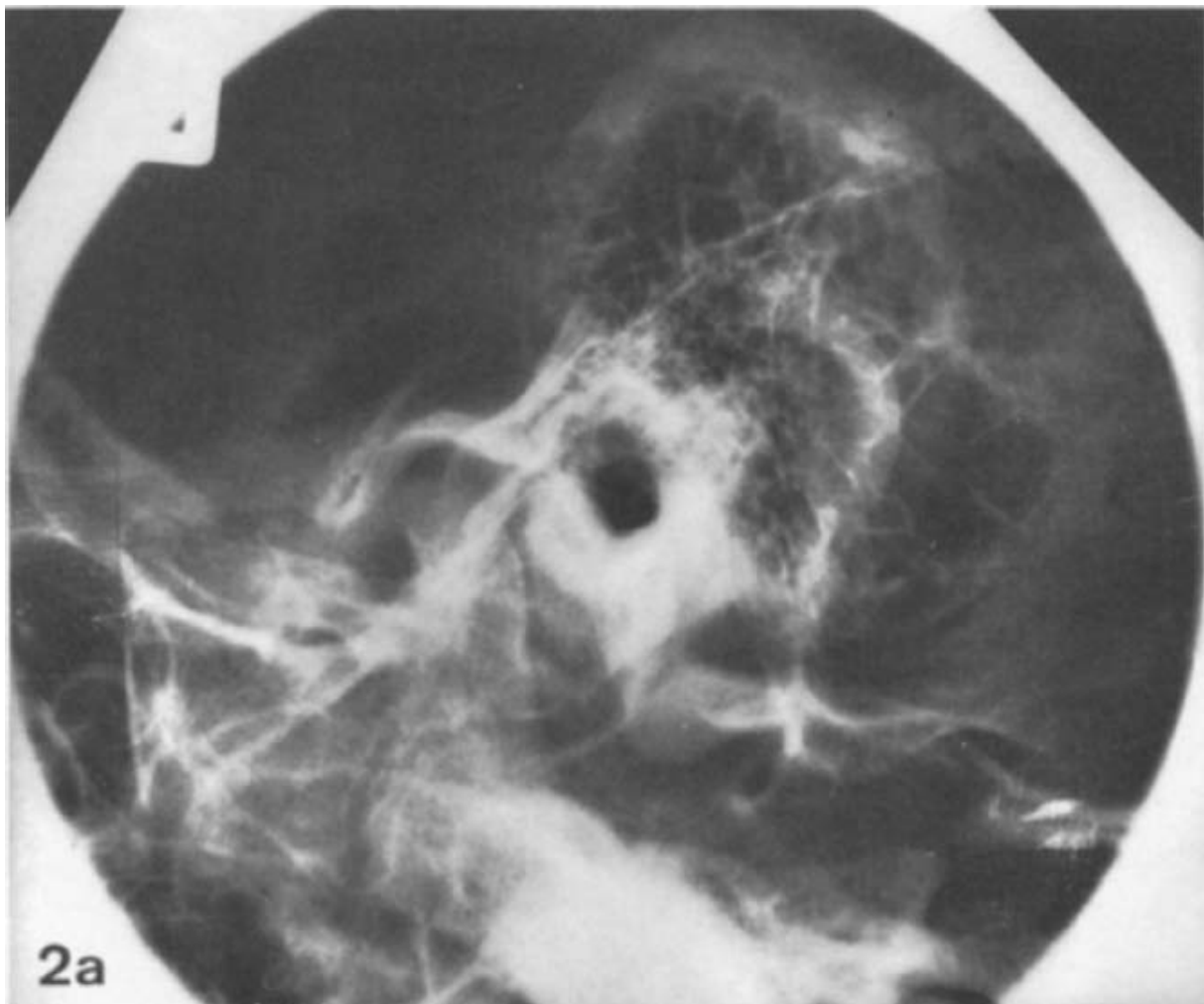


Abb. 5 Röntgenaufnahme nach Schüller [9]

2.4.2 Computertomographie

Die Computertomographie erlaubt die Darstellung der knöchernen Strukturen des Felsenbeins. Malformationen, Frakturen und andere pathologische Prozesse wie Entzündungen oder (semi-)maligne Prozesse ermöglichen durch Veränderungen der Morphologie der Knochen unter Bezug auf die klinische Symptomatik des Patienten die Diagnosestellung. Die hohe Detaillierbarkeit und die große Absorptionsdifferenz zwischen luftgefüllten Strukturen und dem Knochen machen die Computertomographie zur Methode der Wahl bei der Darstellung des Mittelohrs.

2.4.3 Magnetresonanztomographie

Die Magnetresonanztomographie erlaubt die Darstellung des flüssigkeitsgefüllten, membranösen Labyrinths und der Strukturen des Kleinhirnbrückenwinkels, des Meatus acusticus internus und der Cochlea. Die Bildgebung beider Seiten, wie bei der Computertomographie wird durch Einsatz einer Kopfspule ermöglicht. Intravenöse Kontrastmittelapplikation erlaubt die Abbildung von Gefäßaberrationen der Arteria carotis oder die Darstellung maligner Prozesse. Die Magnetresonanztomographie bildet eine komplementäre Ergänzung zur Computertomographie zur Darstellung der nicht-knöchernen Strukturen des Felsenbeins.

2.4.4 Angiographie

Die digitale Subtraktionsangiographie (DSA) kommt zur Abklärung und Darstellung von Glomustumoren des Felsenbeins (Paragangliom) zur Anwendung. Nach computertomographischer Darstellung eines homogenen Weichteiltumors auf dem Promontorium (Glomus tympanicum Tumor) oder am Bulbus venae jugularis

(Glomus jugulare Tumor) mit Arrosion der umgebenden knöchernen Strukturen oder magnetresonanztomographischer Darstellung einer Struktur deren Signal ein Salz-und-Pfeffer-Muster infolge der vielen kleinen Tumorgefäße darstellt kann mittels der digitalen Subtraktionsangiographie die Gefäßversorgung des hypervaskulären Tumors zurückverfolgt werden. Auch eine (präoperative) Embolisation ist möglich.



Abb. 6 Glomustumor des Felsenbeins [12]

2.5 Prinzip der Computertomographie

Die derzeitig angewandte Software zur Bildverarbeitung computertomographisch erhobener Datensätze erlaubt neben der Darstellung axialer Schichtbilder auch die Rekonstruktion coronarer und sagittaler Bildebenen. Hierzu muss der Körper in endlich viele, gleich große Volumeneinheiten, den sog. Voxel, aufgeteilt werden. Es entsteht ein Mosaik, entsprechend einem Koordinatensystem. Die axialen Schichten bilden die x-y-Ebene des Koordinatensystem, die Transversalebene. Parallel zur Körperachse, entsprechend der Rotationsachse des Computertomographen läuft die

z-Achse. Die coronare Rekonstruktion aus der x-y-Ebene bilden die x-z-Ebene, die sagittalen Rekonstruktionen die y-z-Ebene [19, 20].

Prinzipiell sind auch primäre Schichtbilder anderer Ebenen bei spezieller Lagerung des Patienten möglich [21].

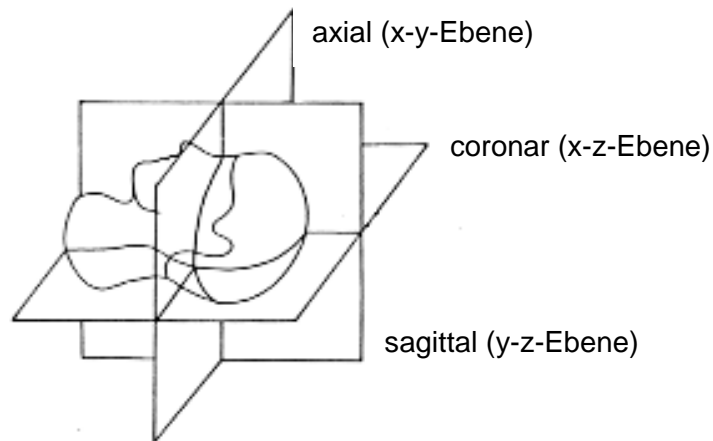


Abb. 7 Mögliche Schichtebenen der Computertomographie [Mod. nach 73]

Um eine im resultierenden Bild sichtbare Rasterung zu vermeiden muß die Voxelgröße (entsprechend der Kantenlänge der einzelnen Voxel) möglichst klein gewählt werden. Die Rasterung der entstehenden Bilder war vor allem bei den ersten Computertomographen ein Problem, bei moderneren Geräten lässt die höhere Auflösung die Rasterung nur bei starker Vergrößerung sichtbar werden. Bei normaler Ansicht sind einzelne Bildpunkte in axialen Schnittbildern in der Regel nicht mehr voneinander abzugrenzen. Der nicht-kontinuierliche Datensatz einer konventionellen Computertomographie lässt aber in der Regel keine rasterfreie Rekonstruktion entlang der z-Achse zu. Coronare, Sagittale und multiplanare Rekonstruktion, ebenso wie virtuelle Rekonstruktionen anatomischer Strukturen mit unterschiedlichem Absorptionsgrad, sind mit der Entwicklung der Spiral-Computertomographie und der Mehrzeilen-Detektor-Spiral-Computertomographie möglich geworden. Die feine Schichtdicke ermöglicht quasi-kontinuierliche Abbildungen entlang der z-Achse in vergleichbarer Auflösung wie analoge Bilder [19, 20].

2.5.1 Spiral-Computertomographie

Der Patient wird bei einer Spiral-Computertomographie in Richtung seiner Körperachse kontinuierlich durch die Gantry (ringförmige Anordnung von Röntgenröhre und Detektoren) bewegt. Das dünne, kollimierte Strahlenbündel wird durch die sich kontinuierlich um den Patienten drehende Röntgenröhre abgestrahlt und nach Durchdringung des Patienten von den, der Strahlenquelle gegenüberliegenden, Detektoren erfasst.

Die kontinuierliche Bewegung des Patienten und der Strahlenquelle, resultieren in einer spiralförmigen Erfassung der Intensitätsschwächung und damit zu einem kontinuierlichen Datensatz, wobei jede Volumeneinheit in mehreren Winkeln erfasst wird.

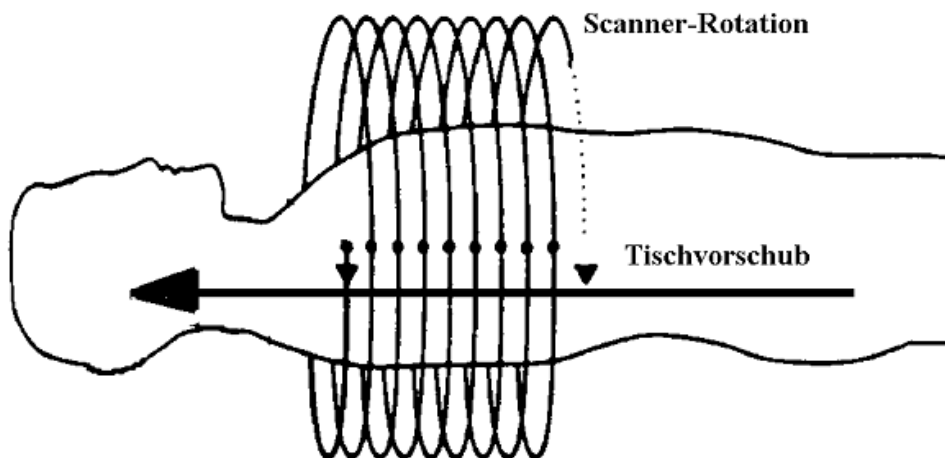


Abb. 8 Aufnahmeprinzip der Spiral-Computertomographie [13]

2.5.1.1 Absorptionsgrad und Hounsfield- Einheiten

Der Absorptionsgrad ist abhängig von der Dichte der durchstrahlten Strukturen. Die Berechnung von absoluten Dichtewerten einzelner Voxel wird umso genauer je größer der Winkelbereich ist, der nach Durchstrahlung erfasst wurde.

Die unterschiedliche Röntgendichte wird in Grauwerten dargestellt. Die Hounsfield-Skala gibt den Absorptionsgrad zwischen -1000 (Luft) über 0 (Wasser) bis zu Werten über 1000 (kompaktes Knochengewebe, Metallimplantate) Hounsfield-Einheiten an. In der praktischen Anwendung ist die nach oben offene Hounsfield-Skala auf Werte zwischen -1024 und +3071 begrenzt. Jeder akquirierten Hounsfield-Einheit wird ein Grauwert zugeordnet. Je nach untersuchtem Organ erfolgt eine Reduktion der dargestellten Grauwerte, da eine Differenzierung von 4000 Grauwerten nicht möglich und nicht sinnvoll ist.

2.5.1.2 Datenerfassung

Durch die Abdeckung eines Winkelbereichs von 360° mit Fächerstrahlen kann ein überlagerungsfreies Bild der untersuchten Organsysteme erstellt werden. Die entstehenden Bilder sind somit eine Darstellung des Absorptionsgrads der untersuchten Strukturen [19, 20].

Die Akquirierung eines kontinuierlichen Datensatzes bietet einerseits den Vorteil der kurzen Dauer der Untersuchung, da der Patient unterbrechungsfrei durch die Gantry bewegt wird. Artefakte durch unterschiedliche Atemhubvolumina bei Untersuchung mit konventionellen Tomographen mit deutlich längerer Untersuchungszeit im Minutenbereich treten nicht mehr auf. Die Durchführung eines Ganzkörper-Scans erfolgt mit einer Durchleuchtungszeit unter einer Minute [19, 20].

Andererseits ermöglicht der kontinuierliche Datensatz die Darstellung mit unterschiedlichen und auch noch nachträglich zu wählendem Rekonstruktionsinkrement, da im Gegensatz zur konventionellen Computertomographie der einzelnen Scanposition keine einzelne Bildposition zugeordnet ist. Das Rekonstruktionsinkrement bezeichnet bei der Bildrekonstruktion den Abstand der berechneten Schnitte aus dem Datensatz. Durch die Überlappung einzelner Schichtbilder kann die Auflösung in der z-Achse verbessert werden [19].

2.5.1.3 z-Interpolation

Die Bewegung des Patienten durch die Gantry bringt den Nachteil von Bewegungsartefakten. Die Durchleuchtung unterschiedlicher Schichten zu Beginn und am Ende einer Rotation von Röntgenröhre und Detektor führt zu einem inkonsistenten Datensatz. Dieser wird durch die z-Interpolation zur Berechnung eines konsistenten planaren Datensatzes für jede Bildposition vermieden. Bei der z-Interpolation wird aus den akquirierten Daten eine lineare Interpolation zwischen den Absorptionswerten vor und hinter dem gewünschten Bildpunkt entlang der z-Achse bei identischem Röhrenwinkel erstellt. Es entsteht ein konsistenter Datensatz mit einer Reduktion der Bewegungsartefakte [19, 20].

Die Möglichkeit der z- Interpolation bedingt aber zwei vollständige 360°-Rotationen um Messwerte bei identischem Röhrenwinkel zu erhalten. Die Notwendigkeit führt zu einer enormen Erhöhung der erfassten Daten pro entstehendem rekonstruiertem Bild.

2.5.1.4 Schichtempfindlichkeitsprofil

Das Schichtempfindlichkeitsprofil beschreibt die Genauigkeit der Abgrenzung der erfassten Schicht. Im Idealfall erfolgt die Erfassung der Strukturen in der gewünschten Schicht vollständig, außerhalb der Schicht liegende Strukturen tragen nicht zur Bildrekonstruktion bei. Durch eine Verbreiterung des Schichtempfindlichkeitsprofils werden Strukturen durch außerhalb des Bilds liegende Objekte überlagert, die Ortsauflösung und der Kontrast des Bildes werden verringert [19].

2.5.1.5 Daten-Rebinning und Bildrekonstruktion

Zur Verkleinerung des Datenbereichs besteht die Möglichkeit alternative Algorithmen der z- Interpolation zu verwenden. Das Daten-Rebinning ermöglicht die Begrenzung des Datenbereichs. Dabei wird die Datengrundlage nur durch eine halbe Umdrehung (entsprechend 180°) gebildet. Durch Umsortierung werden dabei Projektionsdaten der gegenüberliegenden Seite in die Berechnung miteinbezogen, dabei werden die Daten mit gleicher Winkelausrichtung einander zugeordnet. Die Erfassung zweier Werte bei identischem Röhrenwinkel benötigt nicht mehr zwei 360° -Rotationen resultierend in einer Reduktion der Datenmenge [19].

Die Verbesserung von Kontrast und Ortsauflösung bei verbreiterem Schichtempfindlichkeitsprofil kann durch Reduktion des Bildabstands bei der Rekonstruktion erreicht werden. Die auch nachträglich mögliche Wahl von Position und Rekonstruktionsinkrement erlaubt die optimale Positionierung und Darstellung der anatomischen Struktur in der in der rekonstruierten Schicht [19, 20].

2.5.2 Mehrzeilen-Detektor-Spiral-Computertomographie (MDCT)

Die Mehrzeilen-Detektor-Spiral-Computertomographie stellt die Weiterentwicklung der Spiral-Computertomographie dar. Die Röntgenstrahlung bei jeder Rotation des Röhren-Detektor-Systems wird von mehreren parallelen Detektoren simultan erfasst. Die Scanlänge kann um die Anzahl der Detektorzeilen gesteigert oder die Ortsauflösung in z-Richtung verbessert werden.

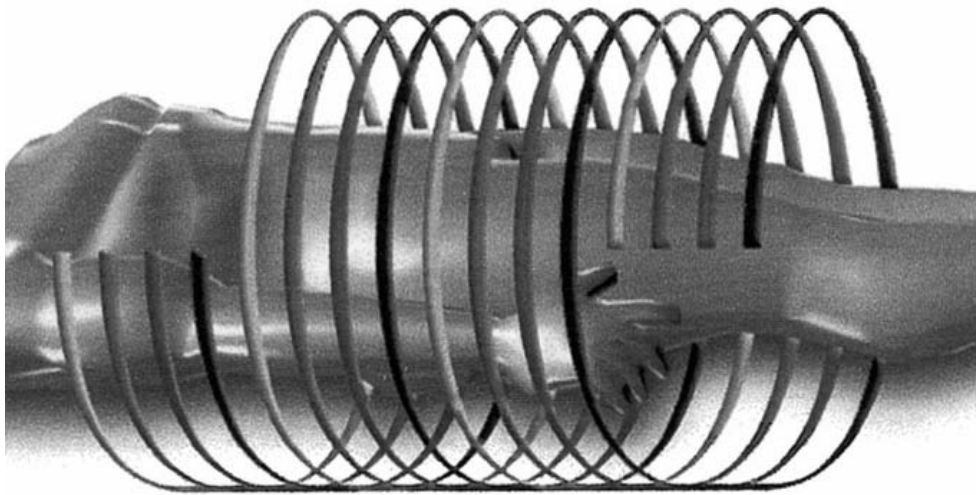


Abb. 9 4-Detektor-Spiral-Computertomographie [Mod. nach 74]

Das hochaufgelöste, mehrfachhelix-förmige Datenmaterial bildet die Grundlage dreidimensionaler Bildrekonstruktion und ermöglicht softwareabhängig die Darstellung beliebiger Schnittebenen.

2.5.2.1 Technischer Aufbau eines Mehrzeilen-Detektor-Spiral-Computertomographen

Wie bei der Spiral-Computertomographie erfolgt die Datenakquisition über ein Röntgenröhre-Detektor-System. Das Meßsystem rotiert um das zu messende

Volumen. Das gesamte System wird gebildet aus Röntgenröhre, dem Mehrzeilen-Detektorsystem, der Datenerfassungs- und Übertragungseinheit und den Blenden zur Einblendung des Strahlenbündels und zur Reduktion der Streustrahlung.

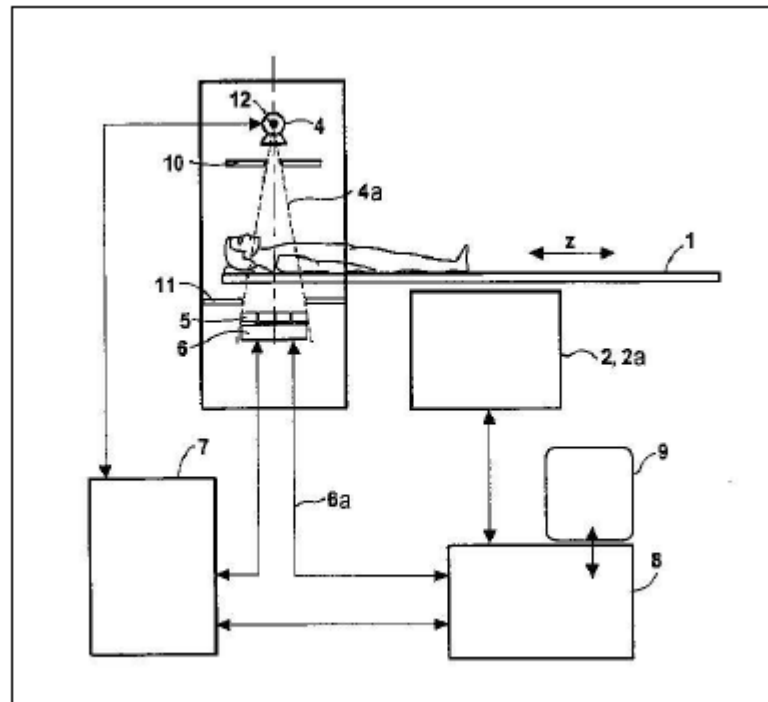


Abb. 10 Mehrzeilen-Spiral-Computertomograph (MSCT) (1) Patientenliege, (2) Motor, (4) Röntgenröhre, (4a) Röntgenstrahlenbündel, (5) Detektor, (6) Datenerfassungseinheit, (6a) Datenübertragungseinheit, (7) Röntgengenerator, (8) Bildrechner, (9) Monitor, (10+11) Blenden, (12) Fokus [70]

Die Patientenliege ist zur Zentrierung höhenverstellbar und entlang der z-Achse verschiebbar. Mehrere parallele Detektorzeilen mit unterschiedlich einzustellender Breite in z-Richtung bilden die Detektoreinheit. Die Röntgenröhre rotiert auf einer Kreisbahn um die z-Achse und sendet fächerförmig Strahlung aus, die von der mehrzeiligen, gekrümmten Detektoreinheit erfasst wird.

Die Erfassung der Projektionsdaten eines Computertomogramms erfolgt nach Durchstrahlung einer oder mehrerer Schichten des untersuchten Volumens. Die Strahlung wird durch Schlitzblenden senkrecht zur z-Achse ausgerichtet. Die Rotation des Meßsystems und der Tischvorschub sorgen für eine kontinuierliche Datenerfassung zur Bildrekonstruktion von Transversalschichtbildern.

Die Bewegung des Patienten durch die Gantry entlang der z-Achse führt zu einer mehrfachen Abtastung des Patienten. Die Bildrekonstruktion ermöglicht die Zuordnung der Absorptionswerte zu ihrer jeweiligen Ortsposition. Die Benutzung von Filtern und der z-Interpolation gleicht die, durch den Tischvorschub verursachte, bewegungsbedingte Verwischung der Bilder aus.

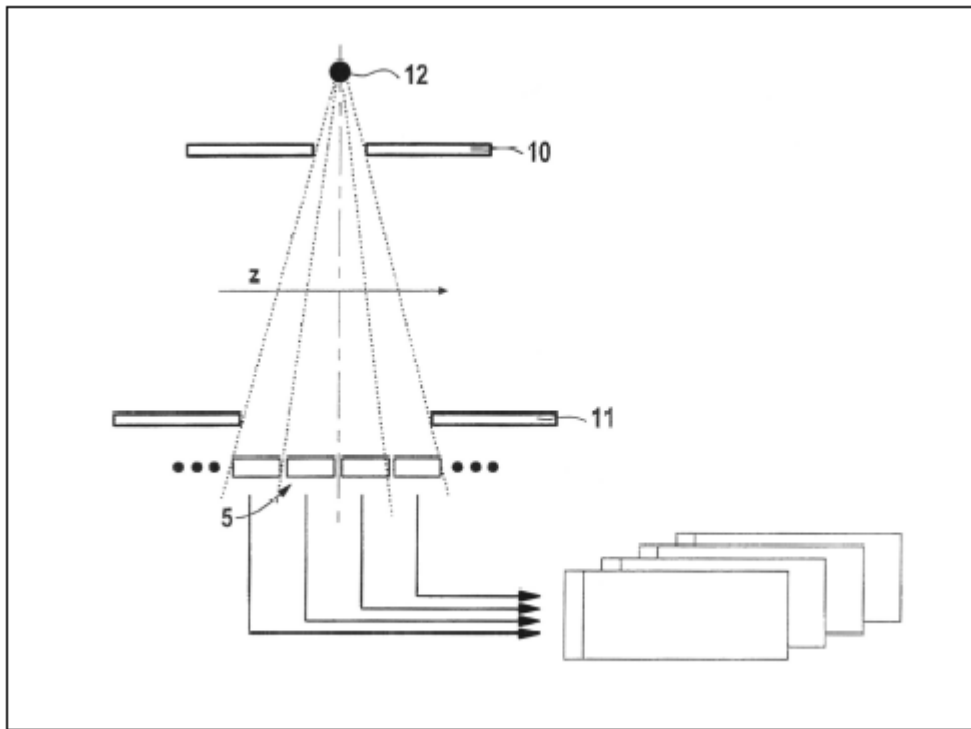


Abb. 11 Überlagerung von Teilbildern bei mehreren Detektorzeilen (5) Detektor, (10+11) Blenden, (12) Fokus [70]

Jede Detektorzeile wird durch die Schlitzblenden (Kollimatoren) angesteuert und erzeugt ein eigenes Schnittbild. Durch Aufsummation einzelner Bilder kann Unschärfe reduziert werden. Ein weiterer Schritt zur Verbesserung der axialen Auflösung ist durch die Reduktion der Rotationszeit des Meßsystems unter 0,5 sec zu erreichen.

2.5.2.2 Möglichkeiten der Mehrzeilen-Detektor-Spiral-Computertomographie

Die Mehrzeilen-Detektor-Spiral-Computertomographie ermöglicht eine größere Volumenabdeckung oder steigert die axiale Auflösung durch die gleichzeitige Erfassung mehrerer Schichten und durch eine höhere Rotationsgeschwindigkeit bei konstanter Untersuchungsdauer. Die Leistung der Röntgenröhre kann ausgeschöpft werden.

- Die Untersuchungsdauer bei Standarduntersuchungen kann auf Bruchteile reduziert werden.
- Das untersuchte Volumen kann bei konstanter Untersuchungszeit vervielfacht werden.
- Die axiale Auflösung wird durch Reduktion der kollimierten Schichtdicke verbessert.

3 Ziel der Studie

1. Unterscheiden sich die erhobenen Parameter des Felsenbeins zwischen Jungen und Mädchen?
2. Wie verändert sich der petromastoidale Kanal (Subarcuate Channel) in Abhängigkeit vom Alter?
3. Unterscheiden sich die erhobenen Parameter im Seitenvergleich zwischen links und rechts?
4. Verändert sich die Größe der erhobenen Parameter und ist diese Veränderung altersabhängig?
5. Unterscheiden sich die Ergebnisse aufgrund der Datenerhebung mit unterschiedlichen Computertomographen?

4 Material und Methoden

4.1 Technische Ausrüstung – Computertomographen

Die vermessenen Computertomographien der Felsenbeine wurden an den folgenden Spiral-Computertomographen der Firma Siemens Healthcare durchgeführt.

- Somatom Plus 4 – Single-Slice-Computertomograph
Einzeiliger Computertomograph, Rotationszeit 1 sec
- Somatom Volume Zoom – Multi-Slice-Computertomograph
4-Zeilen-Detektor-Spiral-Computertomograph, Rotationszeit 0,75 sec
- Somatom Emotion – Multi-Slice-Computertomograph
16-Zeilen-Detektor-Spiral-Computertomograph, Rotationszeit 0,5 sec
- Somatom Sensation – Multi-Slice-Computertomograph
64-Zeilen-Detektor-Spiral-Computertomograph, Rotationszeit 0,33 sec

4.2 Datenerhebung

4.2.1 Aufnahmebereich und Bildrekonstruktion

Der Aufnahmebereich lag unterhalb der Orbita, beginnend in einer axialen Ebene parallel zum harten Gaumen. Die Cornea wurde aus Gründen des Strahlenschutzes nicht miterfasst. [7]. Die Bildrekonstruktion zur Darstellung der knöchernen Strukturen erfolgte mit einer Fenstermitte von ~ 800 Hounsfield Einheiten (HU), das

gesamte Spektrum umfasste ~ 4000 Hounsfield Einheiten (HU). Die Röhrenspannung lag bei 120 kV bei einem Röhrenstrom zwischen 60 - 300 mAs. Die Röhrenrotationszeiten waren scanprotokoll- und geräteabhängig unterschiedlich. Die Darstellung erfolgte in einer Matrix von 512 x 512, das benötigte Messfeld zur Felsenbeindarstellung lag zwischen 60 und 90 mm. Die Schichtdicke zur Bildakquisition und Bildrekonstruktion lag bei 0,5 mm bei einem Inkrement von 0,4 mm. Die Bildrekonstruktion erfolgte mit einem hochauflösenden Algorithmus.

4.2.2 Datenakquisition mit 3-D Modul der Siemens Software SynGo

Zur Datenauswertung wurde das 3D-Modul der Siemens Software SynGo in der Version ‚syngoMMWP VE 20A SL08P62/syngo VE30A‘ verwendet. In der folgenden Abbildung ist die Arbeitsoberfläche dargestellt. Die beiden oberen Felder stellen Multiplanare Rekonstruktionen in coronarer und sagittaler Ebene dar und werden zur Einstellung der richtigen axialen Ebene zur Vermessung der einzelnen Parameter genutzt. Das dritte Feld ermöglicht in weiterer Vergrößerung die detaillierte axiale Darstellung der gesuchten Struktur.

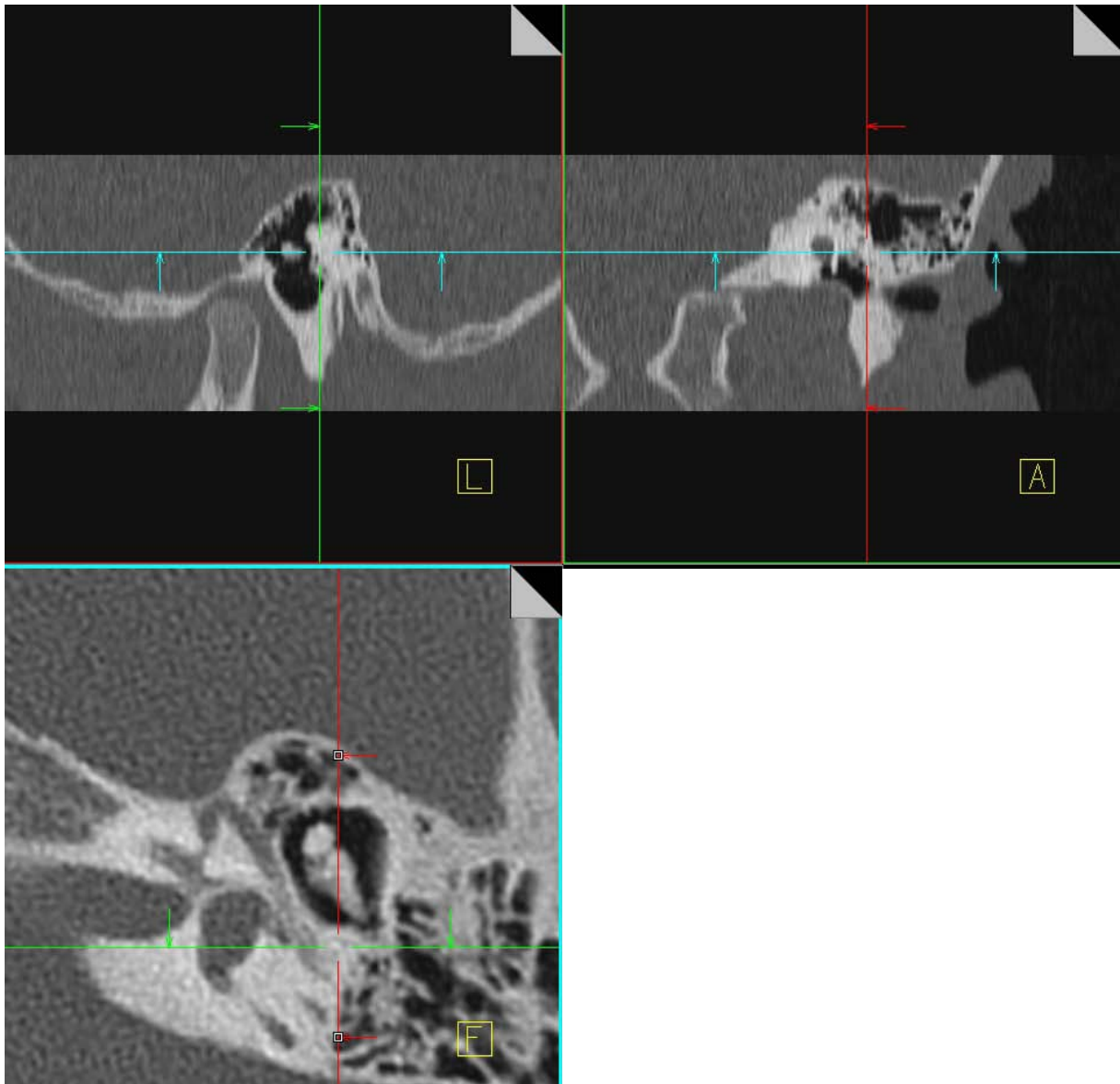


Abb. 12 Arbeitsoberfläche 3D-Modul Syngo-Software

4.2.3 Statistik und Auswertung

Für alle Variablen des petromastoidalen Kanals – (Winkel, Länge, Bogengang Distanzen, Durchmesser außen, innen und Mitte, Durchmesser (Länge) und Tiefe der Fossa subarcuata sowie Knochendichte) wurde mit Hilfe eines Rangsummentests untersucht, ob sich die Mittelwerte der jeweiligen Variablen zwischen Jungen und Mädchen unterscheiden. Der Rangsummentest wurde aufgrund der unproblematischen Annahmen und der daraus resultierenden Robustheit des Tests gewählt.

Mittels linearer Regression wurden alle Variablen des petromastoidalen Kanals auf ihre lineare Abhängigkeit vom Alter der Kinder untersucht.

Für alle Messungen am petromastoidalen Kanal wurde mit Hilfe eines Kolmogorov-Smirnov-Tests getestet, ob sich die Verteilungen der Größen links und rechts unterscheiden.

Es wurden Korrelationen (Spearman's parameterfreier Korrelationskoeffizient) zwischen allen Werten des petromastoidalen Kanals und allen Werten des inneren Gehörgangs, des vestibulären Aquädukts, des Canalis facialis und der Cochlea berechnet.

Für die Werte des inneren Gehörgangs, vestibulärem Aquädukt, Canalis facialis und der Cochlea wurden für links und für rechts Regressionen berechnet, die die Abhängigkeit der Größen vom Alter der Kinder quantifizieren.

Für alle Größen des Gehörgangs, vestibulärem Aquädukt, Canalis facialis und Cochlea wurden für links und rechts Korrelationen berechnet (Spearman's parameterfreier Korrelationskoeffizient). Berichtet werden nur Zusammenhänge, die auf 1%-Niveau signifikant sind.

Für alle Größen des Gehörgangs, vestibulärem Aquädukt, Canalis facialis und Cochlea wurde mit Hilfe des parameterfreien Mann-Whitney Rangsummentests ermittelt, ob Unterschiede zwischen Jungen und Mädchen und zwischen 16- und 64-Zeiler-CT bestehen.

Mittels Spearmans Korrelationskoeffizienten wurde getestet, ob sich die Verteilungen aller Größen zwischen links und rechts unterscheiden.

Die statistische Auswertung erfolgte mit der Statistiksoftware MedCal Version 11.0. Ein p-Wert kleiner als 0,05 galt als statistisch signifikant.

4.3 Erhobene Parameter

Bei den vorhandenen 135 Computertomographien des Felsenbeins von Kindern bis zum Lebensalter von 11 Jahren wurden die folgenden 34 Parameter auf beiden Körperseiten vermessen. Aufgrund von Pathologien, Malformationen, Bildartefakten durch Bewegung oder Metallimplantate (bspw. Cochlea-Implantate, Zahnfüllungen), fehlender Anlage einzelner Strukturen oder fehlender Auflösung bei Reduzierung der verabreichten Strahlendosis konnten nicht alle Parameter in allen Patienten erfasst werden.

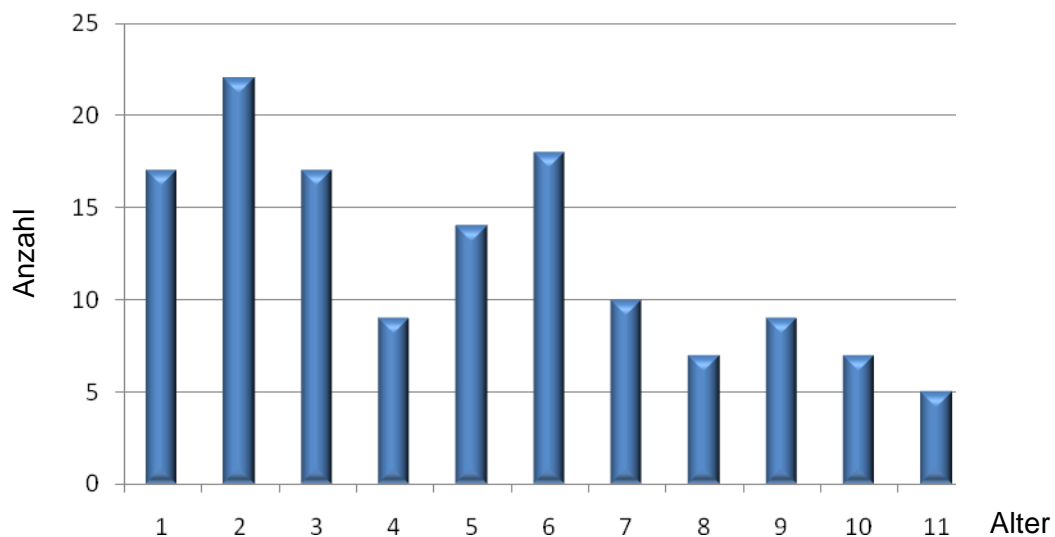


Abb. 13 Altersverteilung des untersuchten Patientenkollektivs



Abb. 14 Geschlechterverteilung des untersuchten Patientenkollektivs

4.3.1 Petromastoidaler Kanal (Subarcuate Channel)

4.3.1.1 Gesamtlänge

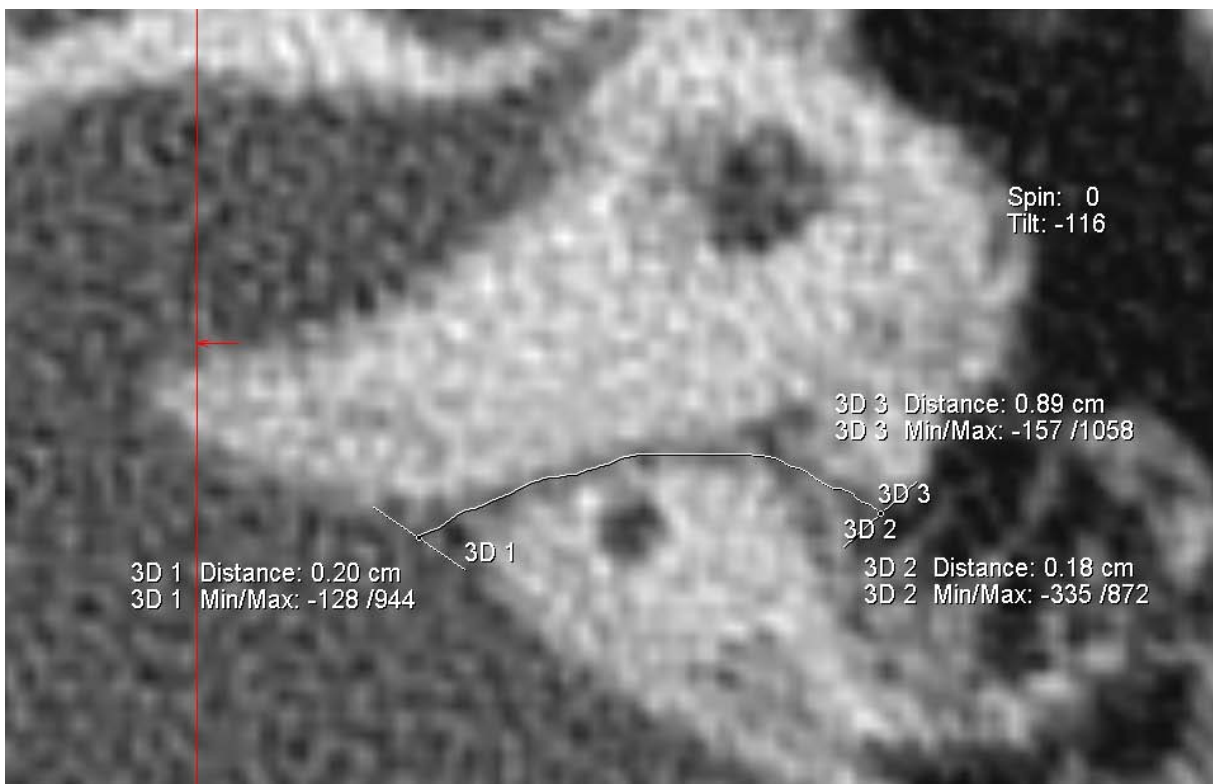


Abb. 15 Messung der Länge des petromastoidalen Kanals (Subarcuate Channel) {3D 3} [CT_SAC_L_li] mit Tool ‚2D Freehand Distance‘

Der petromastoidale Kanal (Subarcuate Channel) entspringt der Fossa subarcuata. Die Fossa subarcuata befindet sich an der intracraniellen Seite des Felsenbeins lateral des inneren Gehörgangs. Die Längenmessung erfolgte vom Mittelpunkt des maximalen Durchmessers der Fossa subarcuata in Freihandtechnik mittels des Tools ‚2D Freehand Distance‘ bis zum Mastoid.

4.3.1.2 Länge und Tiefe der Fossa subarcuata

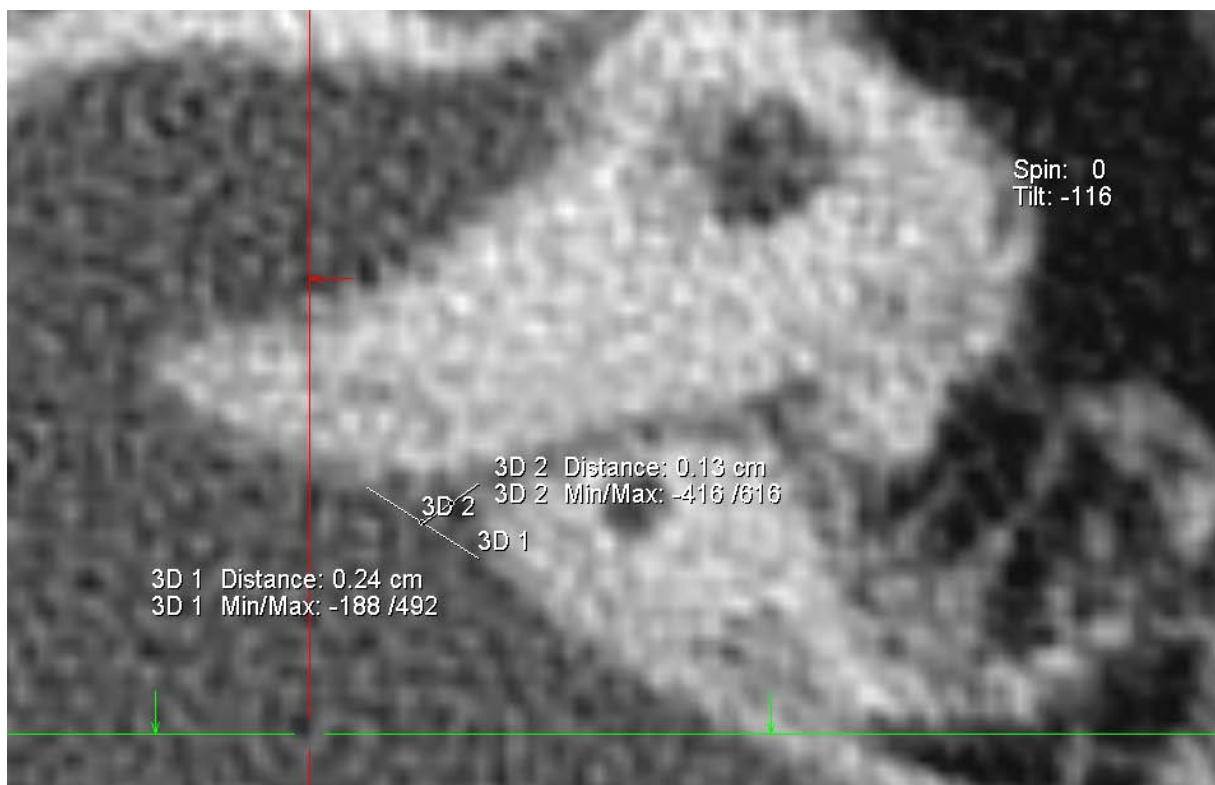


Abb. 16 Vermessung der Länge (Durchmesser) {3D 1} [CT_SAC_FL_li] und Tiefe {3D 2} [CT_SAC_FT_li] der Fossa des petromastoidalen Kanals mit Tool ‚2D Distance‘

Die Längen- und Tiefenmessung der Fossa subarcuata bildet die Länge des maximalen Durchmessers der Fossa subarcuata und die Tiefe vom Mittelpunkt des maximalen Durchmessers bis zum Beginn des petromastoidalen Kanals mittels des Tools ‚2D Distance‘ ab.

4.3.1.3 Durchmesser

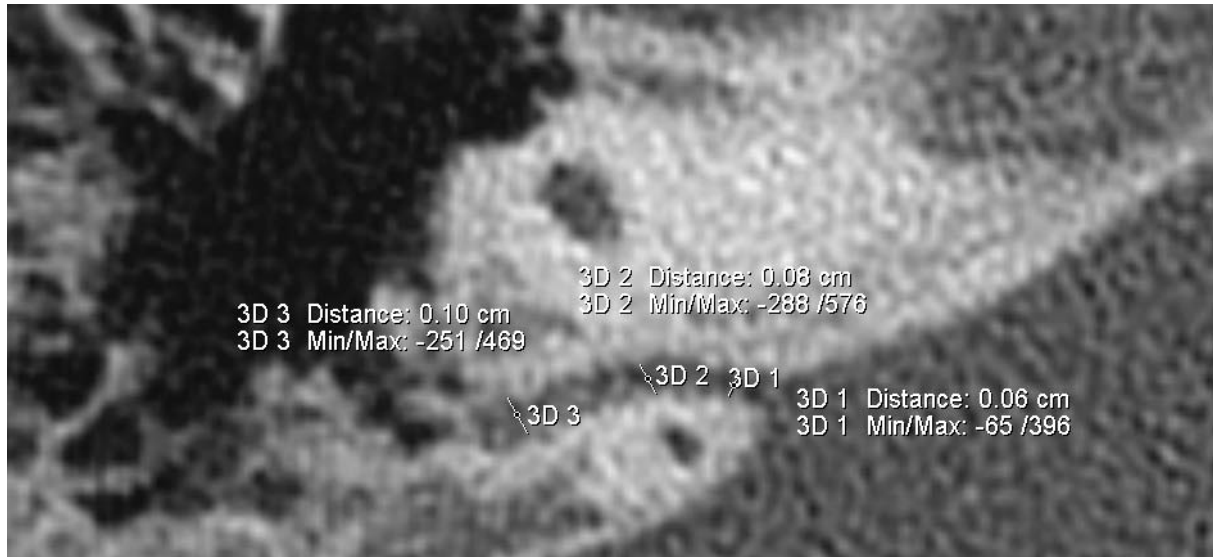


Abb. 17 Messung des Durchmessers petromastoidalen Kanals außen {3D 3} [CT_SAC_DA_re], in der Mitte {3D 2} [CT_SAC_DM_re] und innen {3D 1} [CT_SAC_DI_re] mit Tool ‚2D Distance‘

Der Durchmesser des petromastoidalen Kanals wurde innen (medial) am Übergang der Fossa subarcuata zum petromastoidalen Kanal, in der Mitte (in einer Linie entsprechend dem Durchmesser des oberen Bogengangs) und außen (lateral) am Übergang zum Mastoid vermessen mit Tool ‚2D Distance‘.

4.3.1.4 Winkel

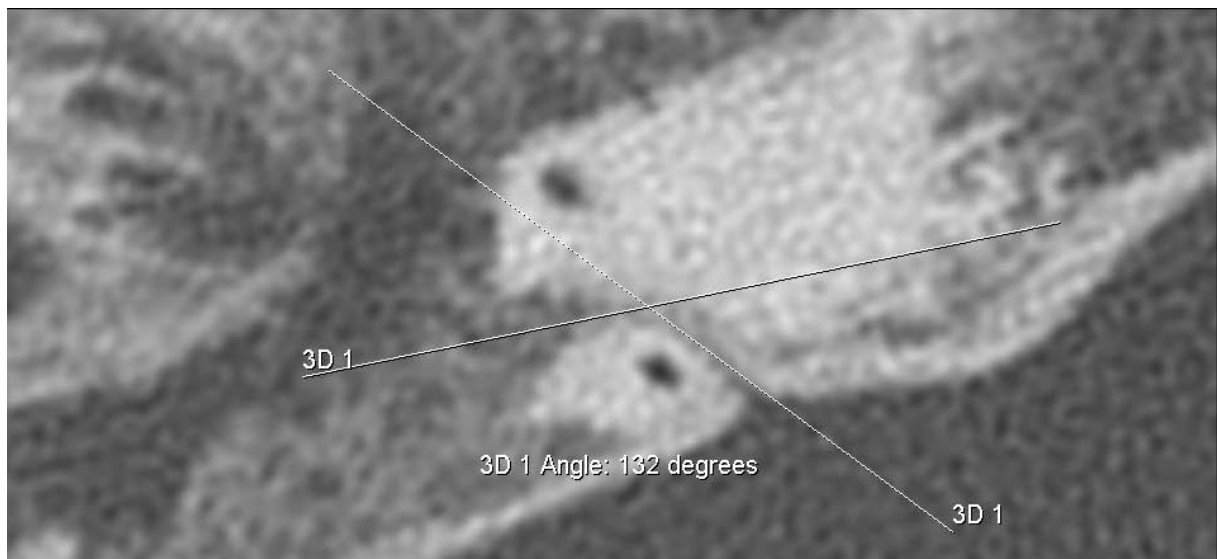


Abb. 18 Messung des Winkel des petromastoidalen Kanals {3D 1} [CT_SAC_ANG_re] mit Tool ‚Angle‘

Als Winkel des petromastoidalen Kanals wurde der stumpfe Winkel im Verlauf des Kanals mit Scheitelpunkt möglichst nah am Durchmesser des oberen Bogengangs mit Tool ‚Angle‘ angegeben.

4.3.1.5 Distanz zum Bogengang

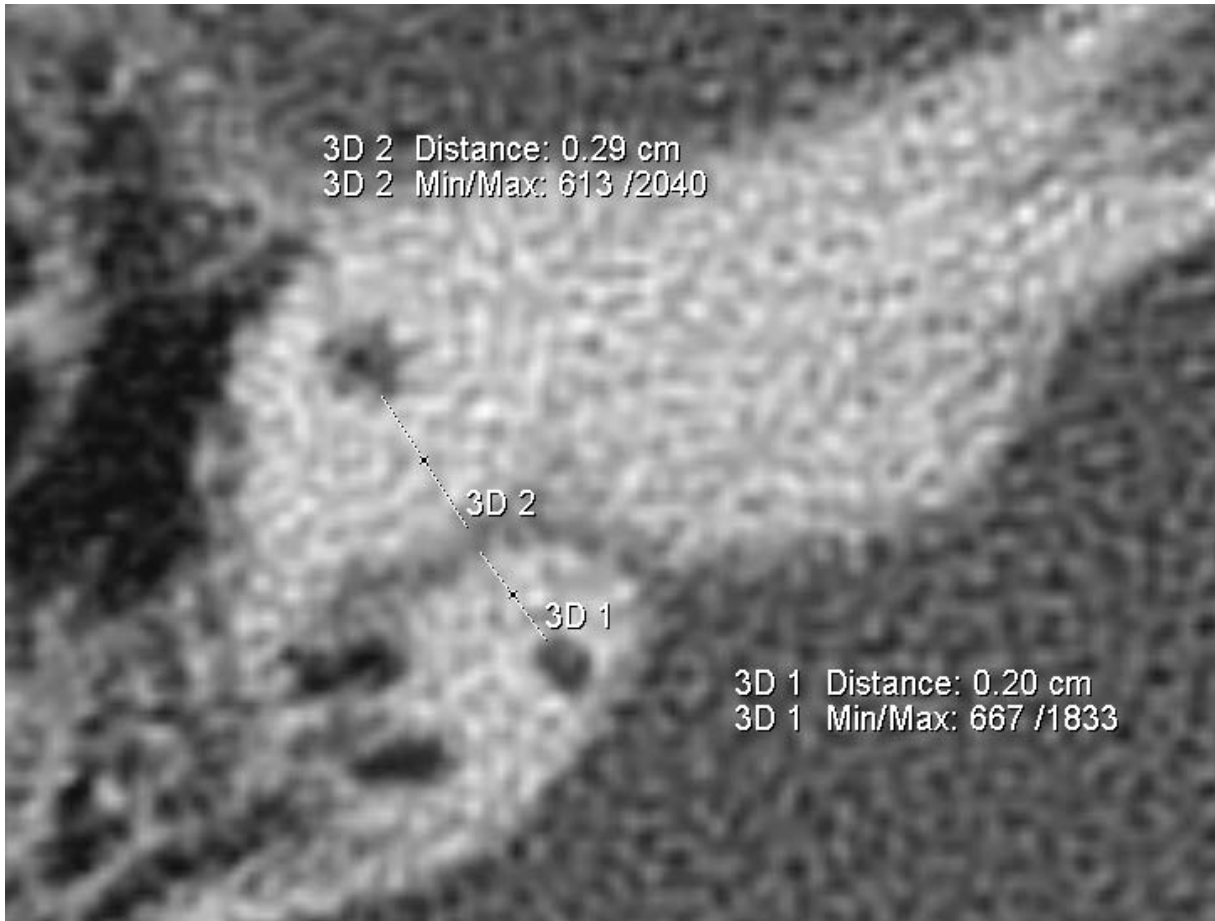


Abb. 19 Messung der Distanz des petromastoidalen Kanals zum oberen Bogengang oben (ventral) {3D 2} [CT_SAC_BOG_DIO_re] und unten (dorsal) {3D1} [CT_SAC_BOG_DIU_re] mit Tool ‚2D Distance‘

Die Distanz des petromastoidalen Kanals zum oberen Bogengang wurde oben (ventral / lateral, D2) und unten (dorsal / medial, D1) in axialer Schicht bei kompletter Darstellung des Kanals mit Tool ‚2D Distance‘ vermessen.

4.3.1.6 Knochendichte medial des petromastoidalen Kanals

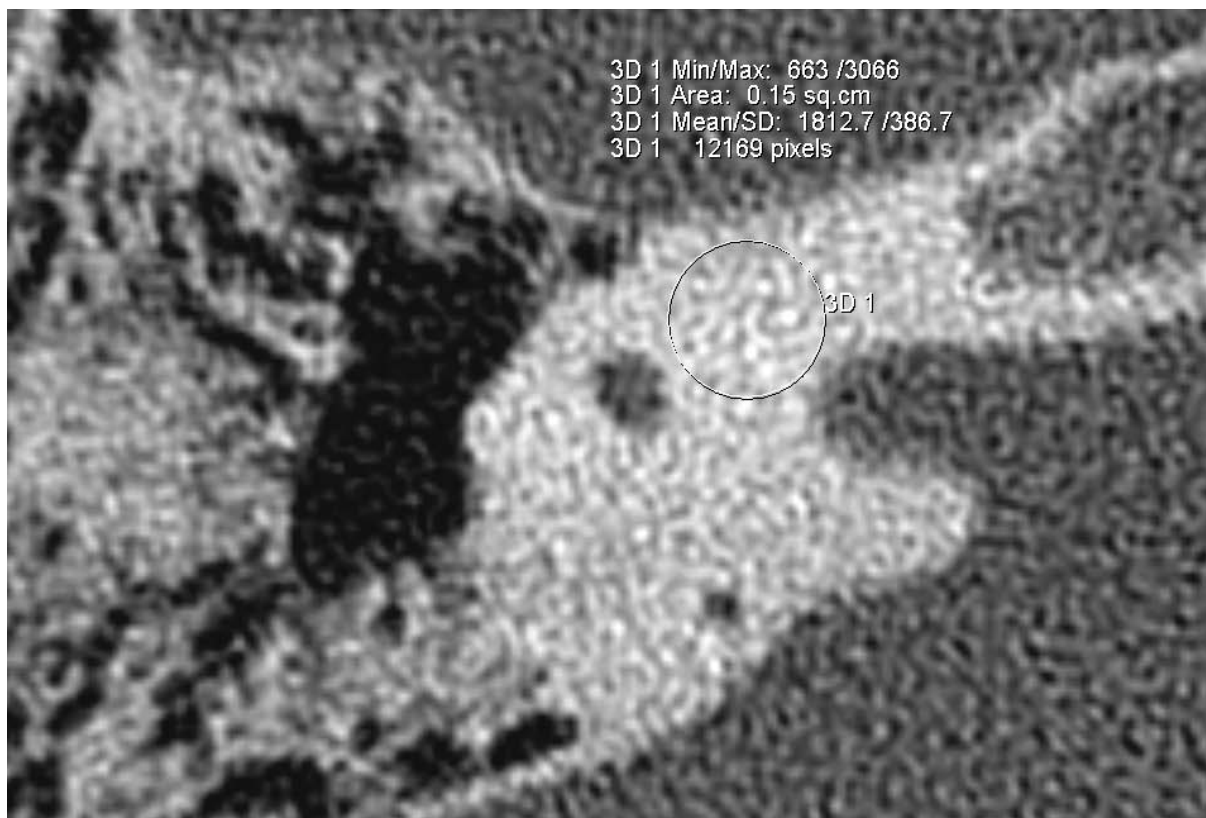


Abb. 20 Messung der Knochendichte medial des oberen Bogengangs {3D 1} [CT_SAC_K_re] mit Tool ‚Circle‘

Die Messung der Knochendichte erfolgte medial des oberen Bogengangs mit Tool ‚Circle‘. Die Software gibt automatisch die minimale (Min), die maximale (Max) und die durchschnittliche Knochendichte im untersuchten Gebiet (sq.cm) an.

4.3.2 Bogengang

Zur Vereinfachung der Vorstellung der Vermessung der Bogengänge können diese jeweils näherungsweise mit einem Ring-Torus verglichen werden.

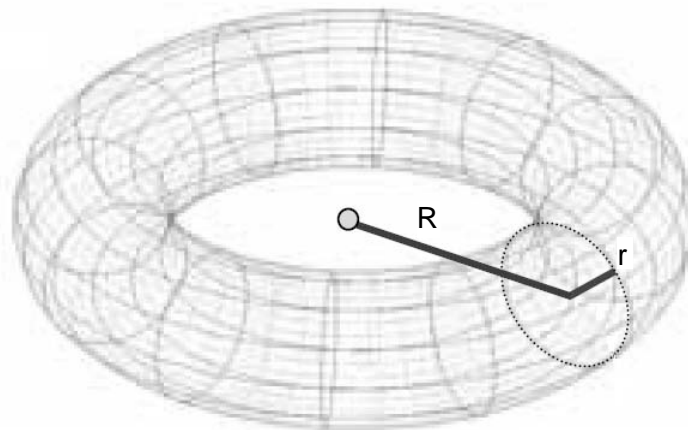


Abb. 21 Ring-Torus: r Radius des Kreises, R Abstand der Torus-Achse zum Mittelpunkt des Kreises

Die Endpunkte der Messung der Durchmesser ($2 \times R$) liegen jeweils auf der Kreisbahn die die Mittelpunkte des Bogengangs bildet. Der gemessene Durchmesser des Lumens des Bogengangs entspricht dem Durchmesser des Querschnitts des Torus ($2 \times r$).

4.3.2.1 Durchmesser der Bögengänge

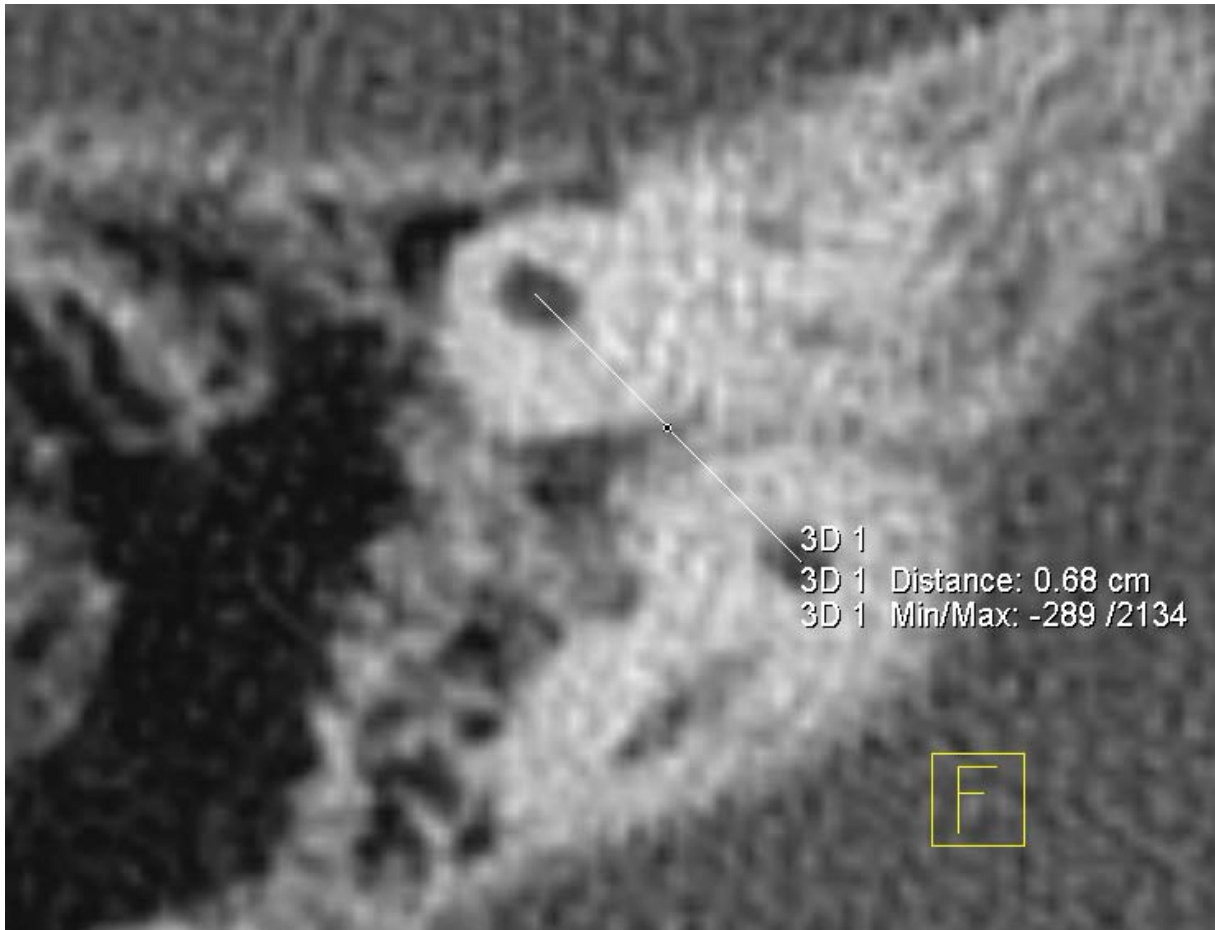


Abb. 22 Messung des Durchmessers des oberen Bogengangs {3D 1} [CT_OBOG_D_re] mit Tool ‚2D Distance‘

Die Messung des Durchmessers ($2 \times R$) erfolgte vom jeweiligen Mittelpunkt des oberen Bogengangs in der Schnittbildebene des petromastoidalen Kanals mit Tool ‚2D Distance‘.

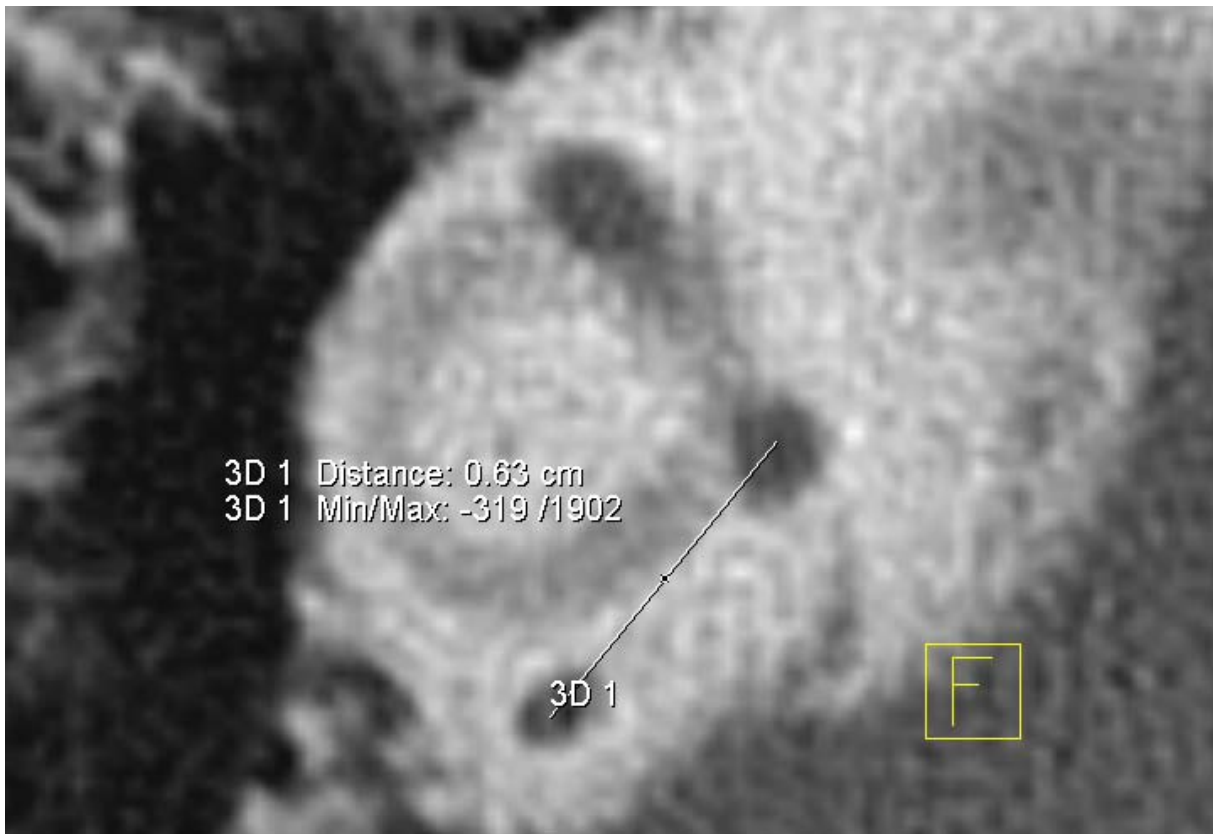


Abb. 23 Messung des Durchmessers des horizontalen Bogengangs {3D 1} [CT_HOOG_D_re] mit Tool ‚2D Distance‘

Die Messung des Durchmessers (2 x R) des horizontalen Bogengangs erfolgte vom jeweiligen Mittelpunkt in der axialen Schnittbildebene bei Durchsicht der cranial und kaudal gelegenen Ebenen bis zur Darstellung der maximalen Distanz mit Tool ‚2D Distance‘.

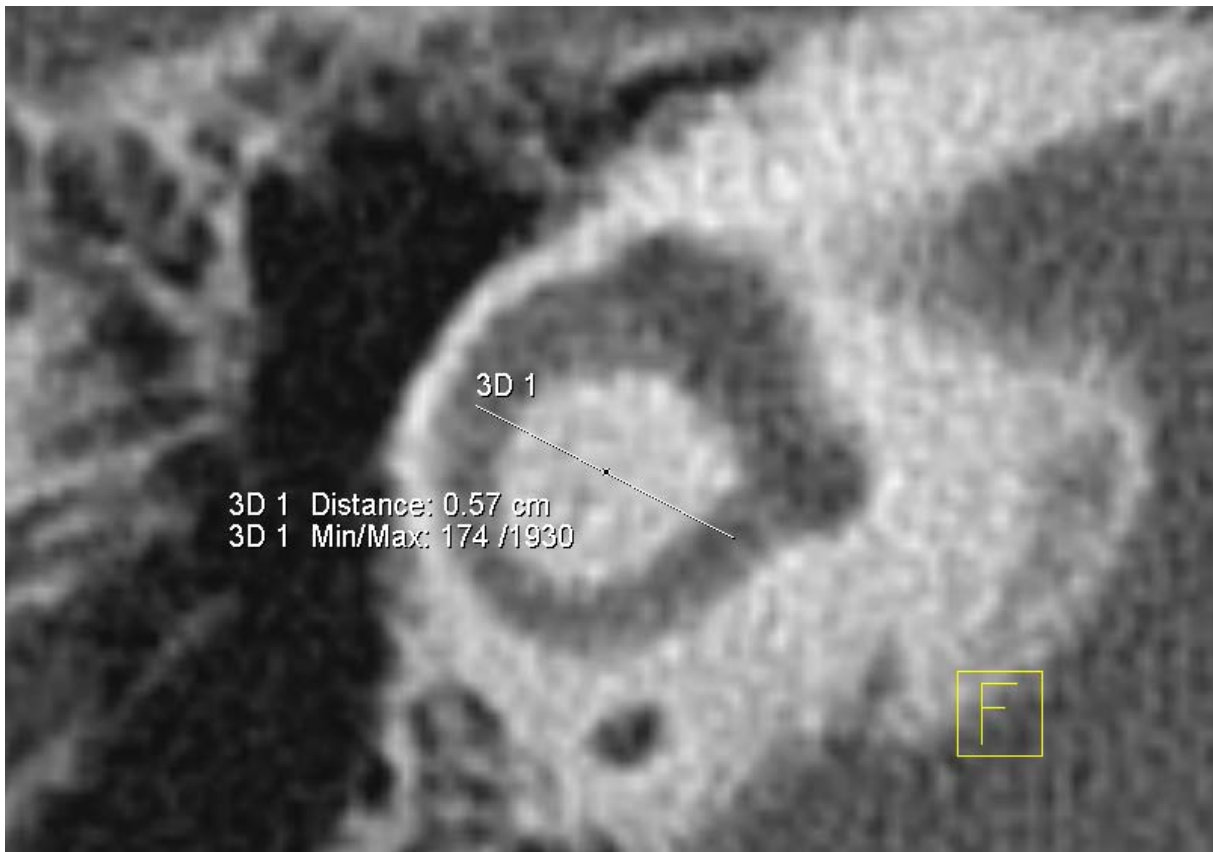


Abb. 24 Messung des Durchmessers des lateralen Bogengangs {3D 1} [CT_LBOG_D_re] mit Tool ‚2D Distance‘

Der maximale Durchmesser ($2 \times R$) des lateralen Bogengangs wurde jeweils in der axialen Schnittbildebene mit Tool ‚2D Distance‘ erfasst. Die Messung erfolgte vom Übergang des Bogengangs zum Vestibulum durch das knöcherne Zentrum zum Endpunkt der Gegenseite.

4.3.2.2 Durchmesser des Lumens der Bogengänge innen und aussen

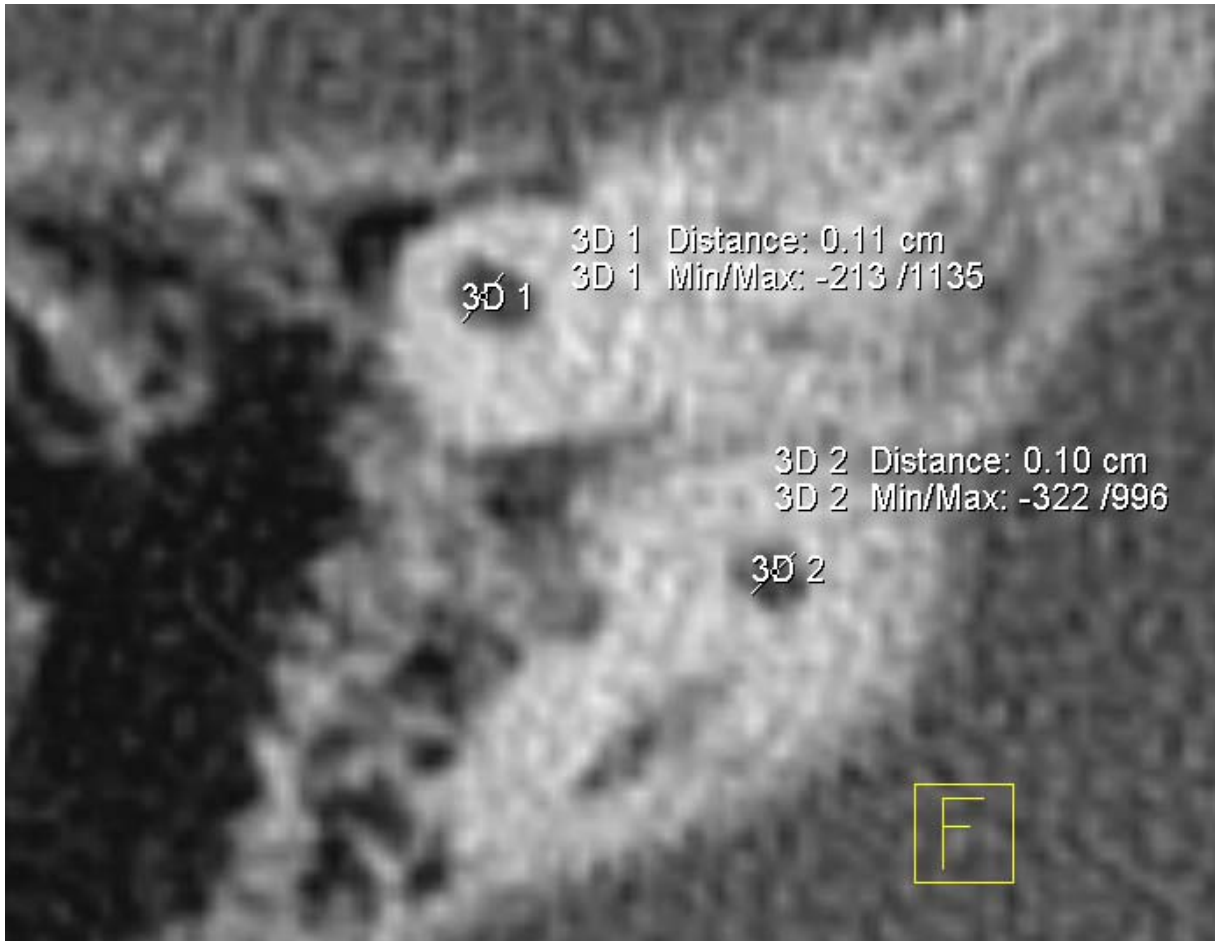


Abb. 25 Messung des Durchmessers des Lumens des oberen Bogengangs außen {3D 1} [CT_OBOG_LDA_re] und innen {3D 2} [CT_OBOG_LDI_re] mit Tool ‚2D Distance‘

Die Längenbestimmung der Durchmesser des Lumens (Querschnitt) des oberen Bogengangs ($2 \times r$) außen (lateral) und innen (medial) erfolgte senkrecht zum Durchmesser ($2 \times R$) in der Schnittbildebene des petromastoidalen Kanals mit Tool ‚2D Distance‘.

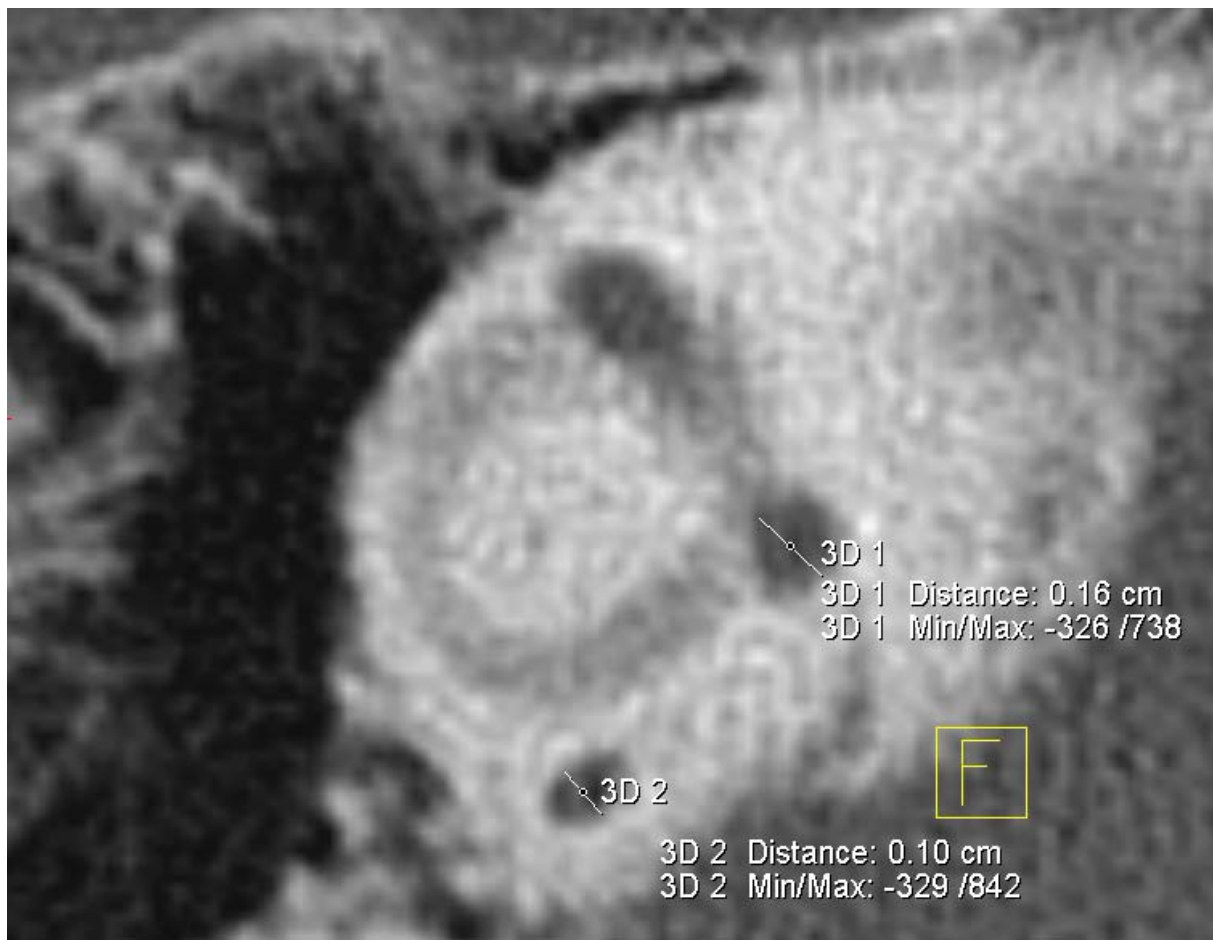


Abb. 26 Messung des Durchmessers des Lumens des horizontalen Bogengangs außen {3D 2} [CT_HOOG_LDA_re] und innen {3D 1} [CT_HOOG_LDI_re] mit Tool ‚2D Distance

Die Längenbestimmung der Durchmesser des Lumens des horizontalen Bogengangs (2 x r) außen (lateral) und innen (medial) erfolgte senkrecht zum Durchmesser (2 x R) in derselben Schnittbildebene wie die Längenbestimmung des Durchmessers (2 x R) mit Tool ‚2D Distance‘.

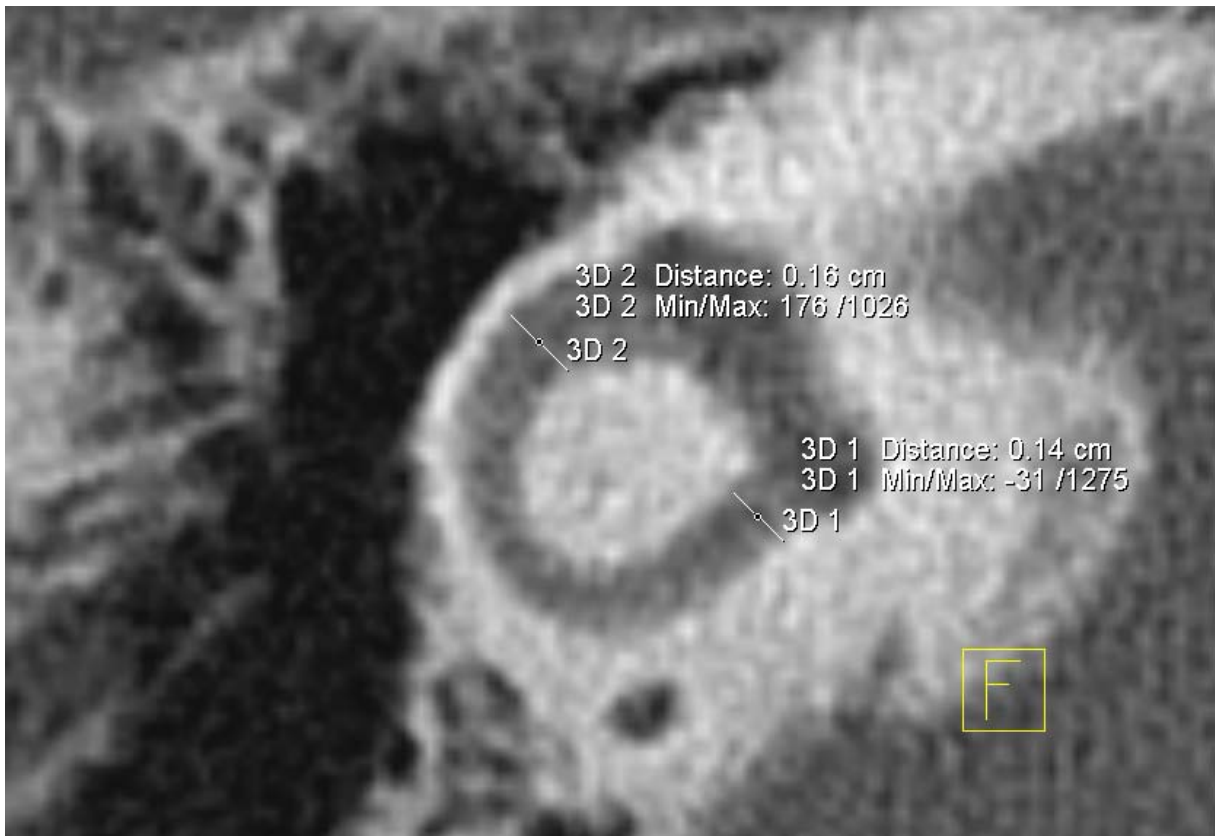


Abb. 27 Messung des Durchmessers des Lumens des lateralen Bogengangs außen {3D 2} [CT_LBOG_LDA_re] und innen {3D 1} [CT_LBOG_LDI_re] mit Tool ‚2D Distance‘

Die Längenbestimmung der Durchmesser des Lumens des lateralen Bogengangs (2 x r) außen (lateral) und innen (medial) erfolgte in derselben Schnittbildebene wie die Längenbestimmung des Durchmessers (2 x R) mit Tool ‚2D Distance‘. Die Mittelpunkte des Lumens bilden die Endpunkte der Längenbestimmung des Durchmessers (2 x R).

4.3.3 Vestibulum

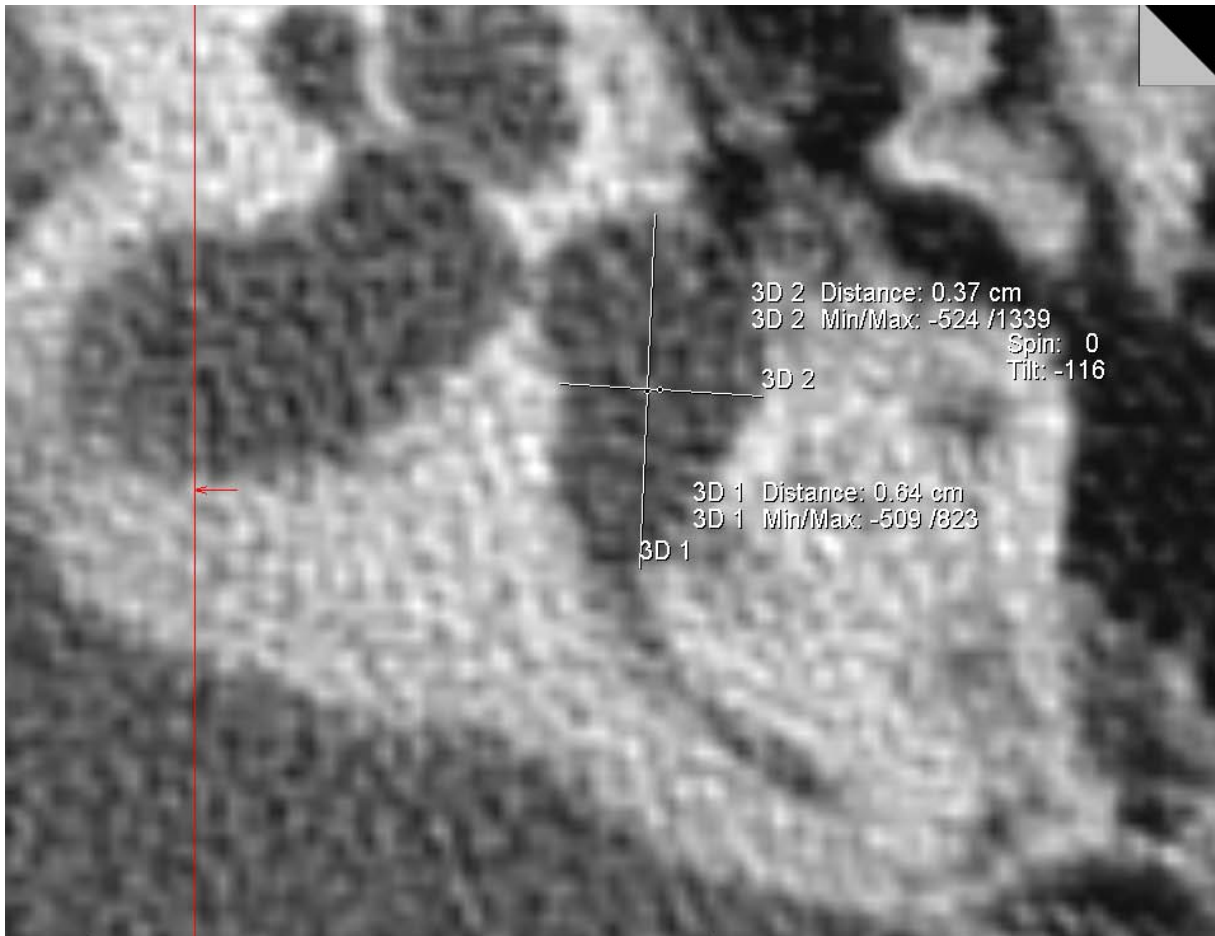


Abb. 28 Vermessung der Länge (Höhe) {3D 1} [CT_VestL_li] und Breite (Durchmesser) {3D 2} [CT_VestB_li] des Vestibulums mit Tool ‚2D Distance‘

Das Vestibulum wurde entlang der längsten darstellbaren Längsachse vermessen. Der Querdurchmesser am Mittelpunkt der Längsachse erfasst.

4.3.4 Innerer Gehörgang

4.3.4.1 Länge und Durchmesser

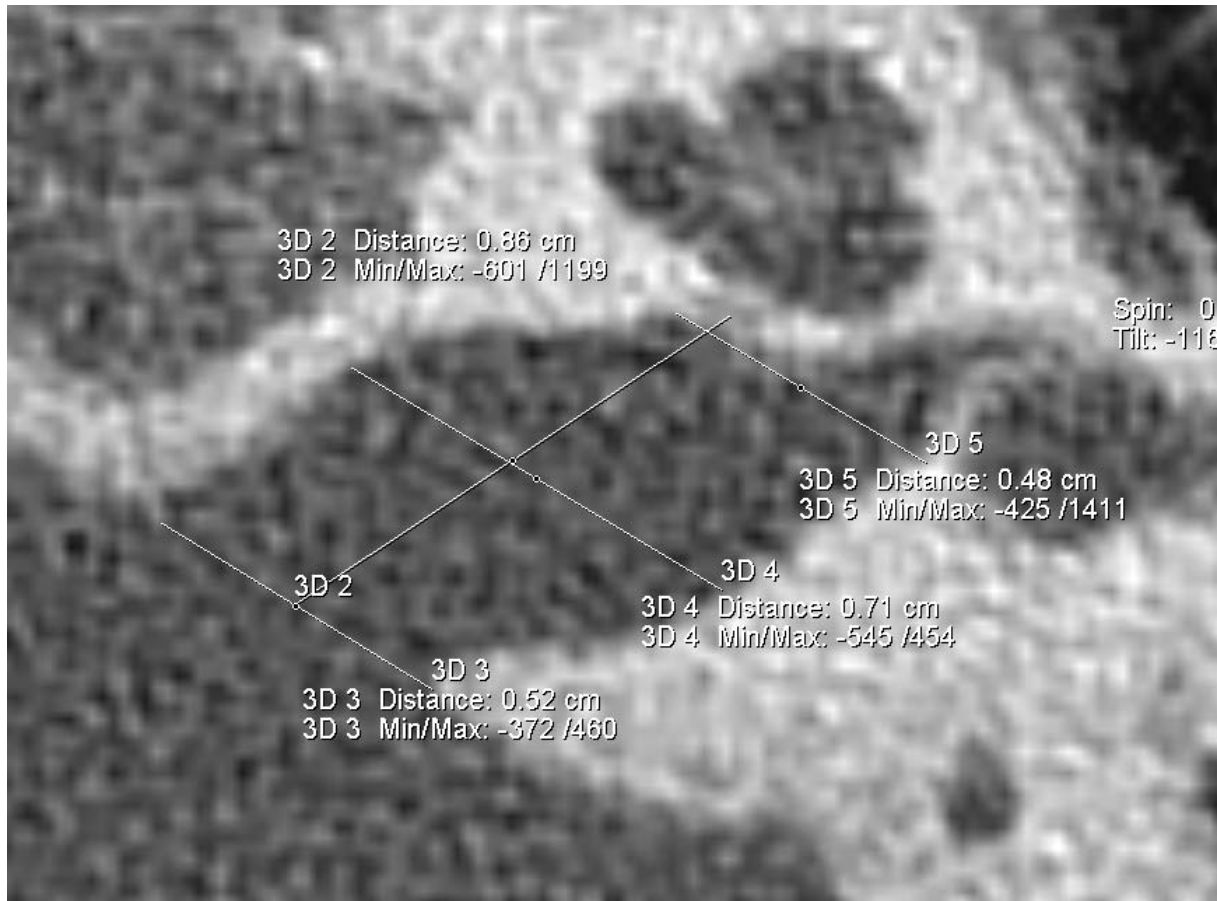


Abb. 29 Messung der Länge {3D 2} [CT_IG_L_li] und Breite (Durchmesser) des Inneren Gehörgangs außen {3D 5} [CT_IG_B_A_li], in der Mitte {3D 4} [CT_IG_B_M_li] und innen {3D 3} [CT_IG_B_I_li] mit Tool ‚2D Distance‘

Der innere Gehörgang wurde anhand von 4 Parametern erfasst. Der innere (mediale) Durchmesser entlang der intracraniellen dorsalen Felsenbeinbasis, der mittlere (in der Mitte der Längsachse) und äußere (lateral am Übergang des inneren Gehörgangs zur Cochlea) Durchmesser als Parallelverschiebung des inneren Durchmessers. Die Länge der Längsachse wird durch die Verbindung des Mittelpunkts des inneren Durchmessers mit dem Durchtrittspunkt des Nervus cochlearis zur Cochlea dargestellt. Die Messungen erfolgten mit Tool ‚2D Distance‘.

4.3.4.2 Winkel

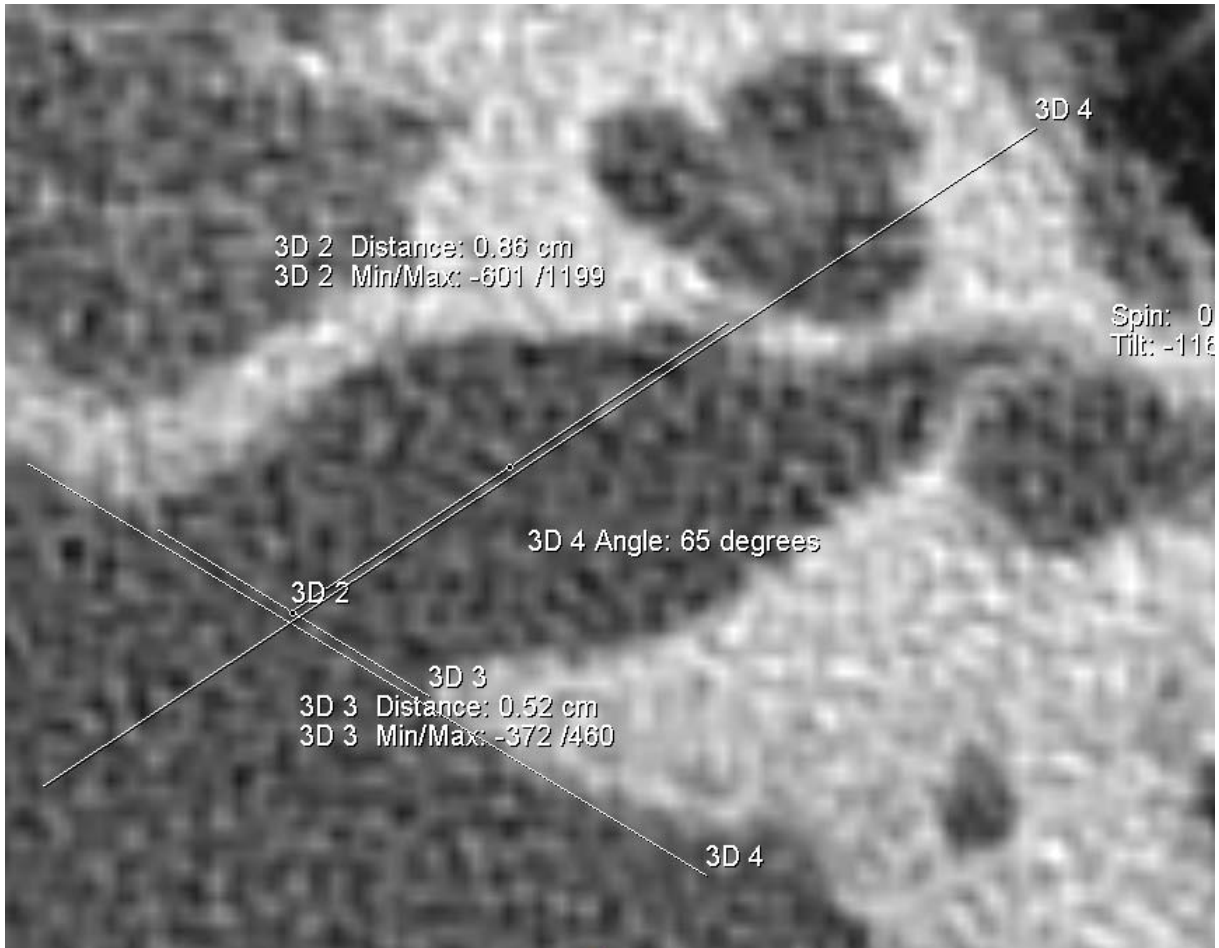


Abb. 30 Messung des Winkel des Inneren Gehörgangs {3D 4} [CT_IG_ANG_li] mit Tool ‚Angle‘

Der Winkel des Inneren Gehörgangs wurde als der spitze Winkel zwischen der intracraniellen Felsenbeinbasis mit Scheitelpunkt in der Mitte des inneren Durchmessers des inneren Gehörgangs und der Basis der Cochlea (entsprechend dem Durchtrittspunkt des Nervus cochlearis) mit Tool ‚Angle‘ vermessen.

4.3.5 Aquaeductus vestibuli

4.3.5.1 Durchmesser

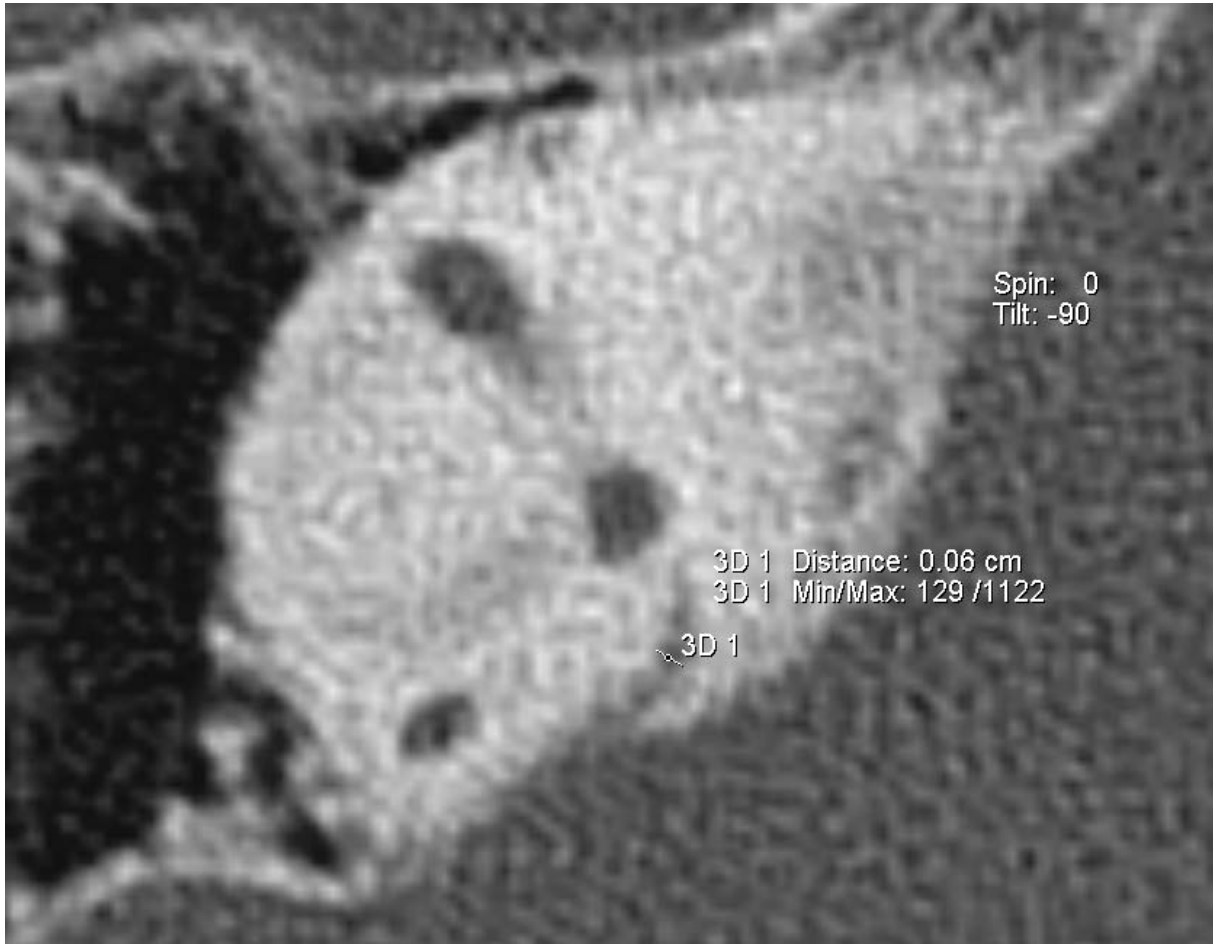


Abb. 31 Messung der Breite (Durchmesser) des Aquaeductus vestibuli in der Mitte {3D 1} [CT_VA_BM_re] mit Tool ‚2D Distance‘

Der Durchmesser des vestibulären Aquädukts erfolgte an der am Besten abzugrenzenden Stelle mit maximalem, in höchster Vergrößerung erkennbarem Durchmesser mit Tool ‚2D Distance‘.

4.3.5.2 Winkel

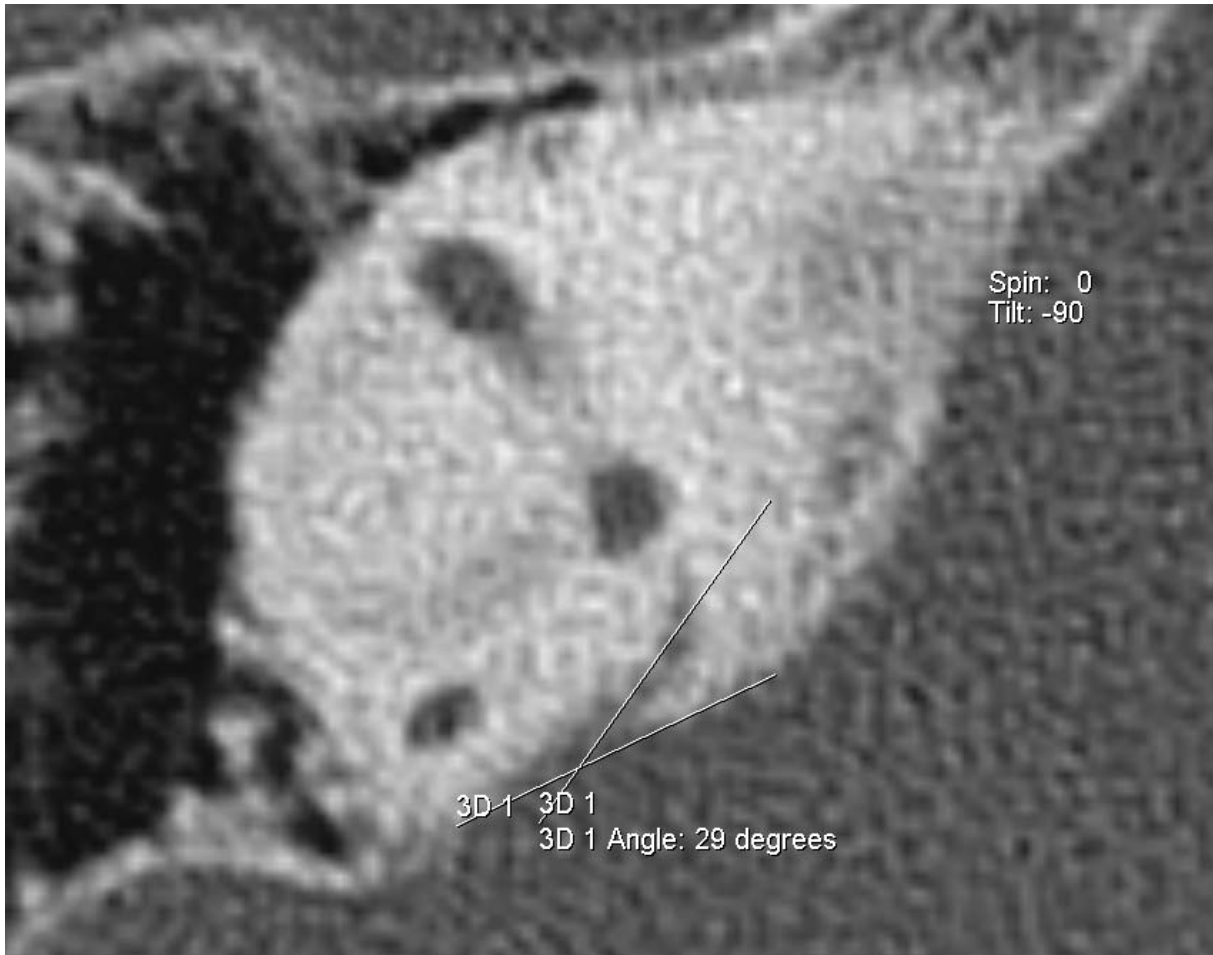


Abb. 32 Messung des Winkel des Aquaeductus vestibuli {3D 1} [CT_VA_ANG_re] mit Tool ‚Angle‘

Der Winkel des Aquaeductus vestibuli wurde als der spitze Winkel zwischen der intracraniellen Felsenbeinbasis und dem längsten, in axialer Schichtung darstellbaren Verlauf des Aquaeductus vestibuli mit Tool ‚Angle‘ vermessen.

4.3.6 Canalis facialis

Die Vermessung des canalis nervi facialis erfolgte an drei Messpunkten auf beiden Seiten.

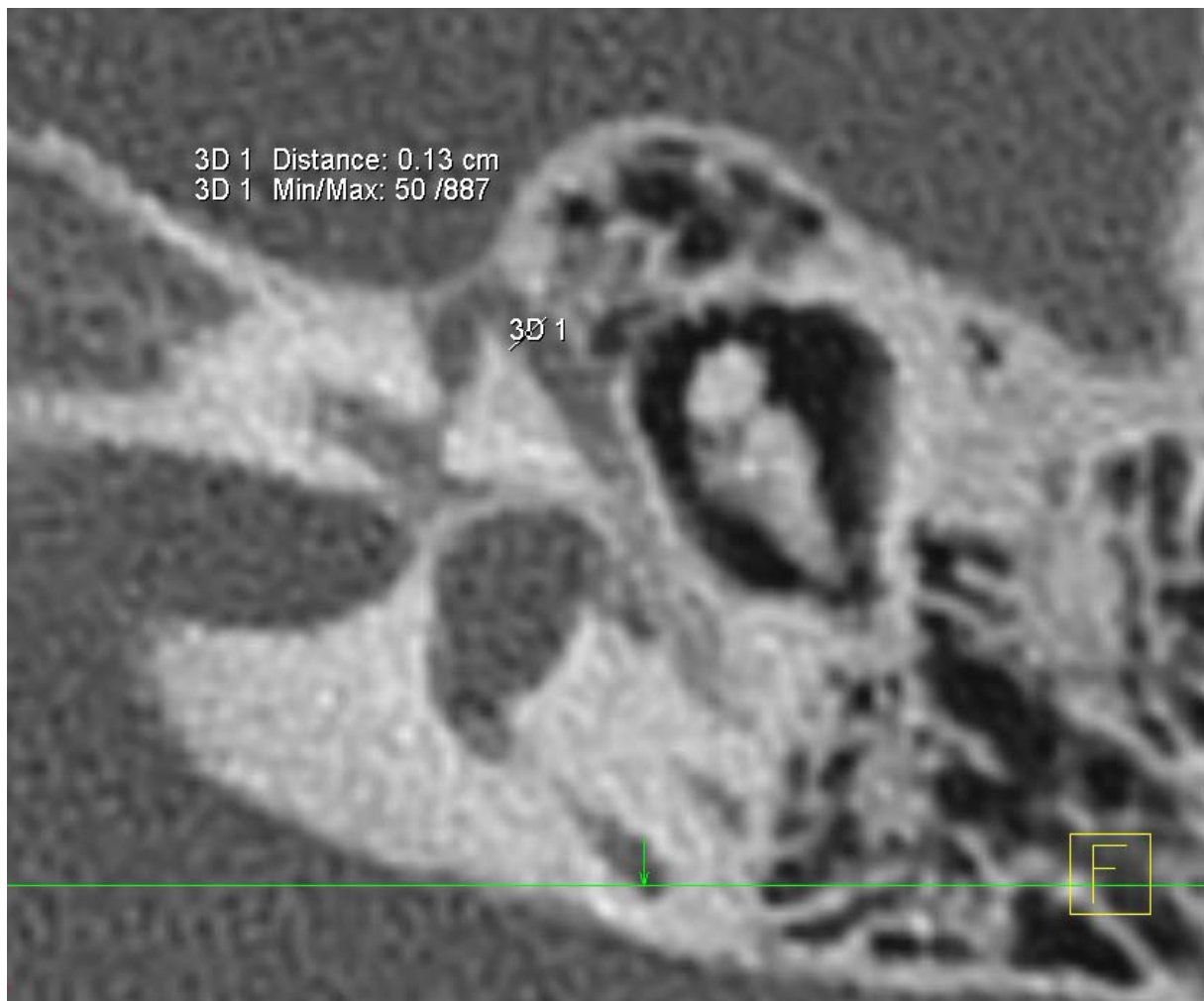


Abb. 33 Messung des Durchmessers des Canalis facialis im Bereich des Tympanons {3D 1} [CT_CFT_li] mit Tool ,2D Distance

Der erste (mediale) Durchmesser des canalis facialis wurde distal des Genuculum nervi facialis mit Tool ,2D Distance' gemessen.

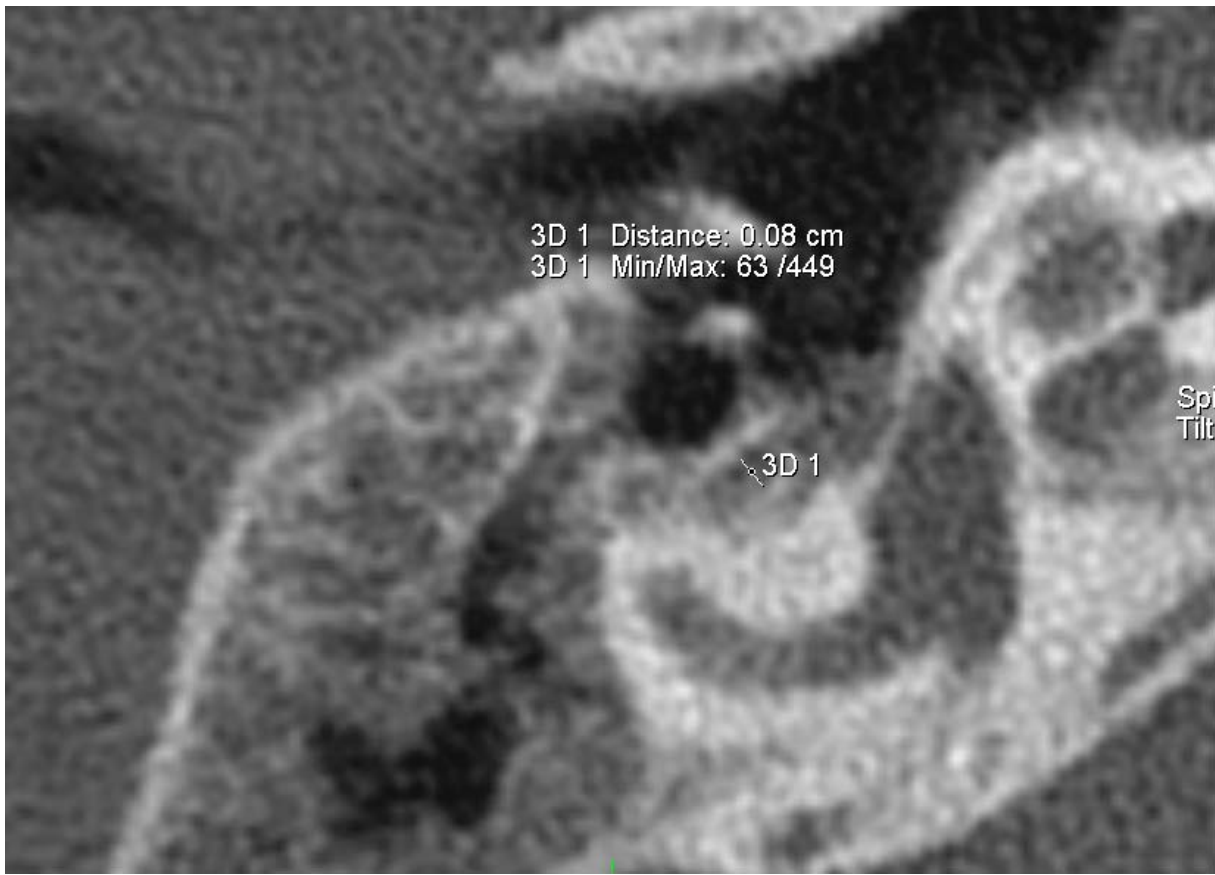


Abb. 34 Messung des Durchmessers des Canalis facialis im Bereich des Labyrinths {3D 1} [CT_CFL_re] mit Tool ‚2D Distance‘

Der zweite Durchmesser des canalis facialis wurde im Bereich des lateralen Bogengangs mit Tool ‚2D Distance‘ gemessen.

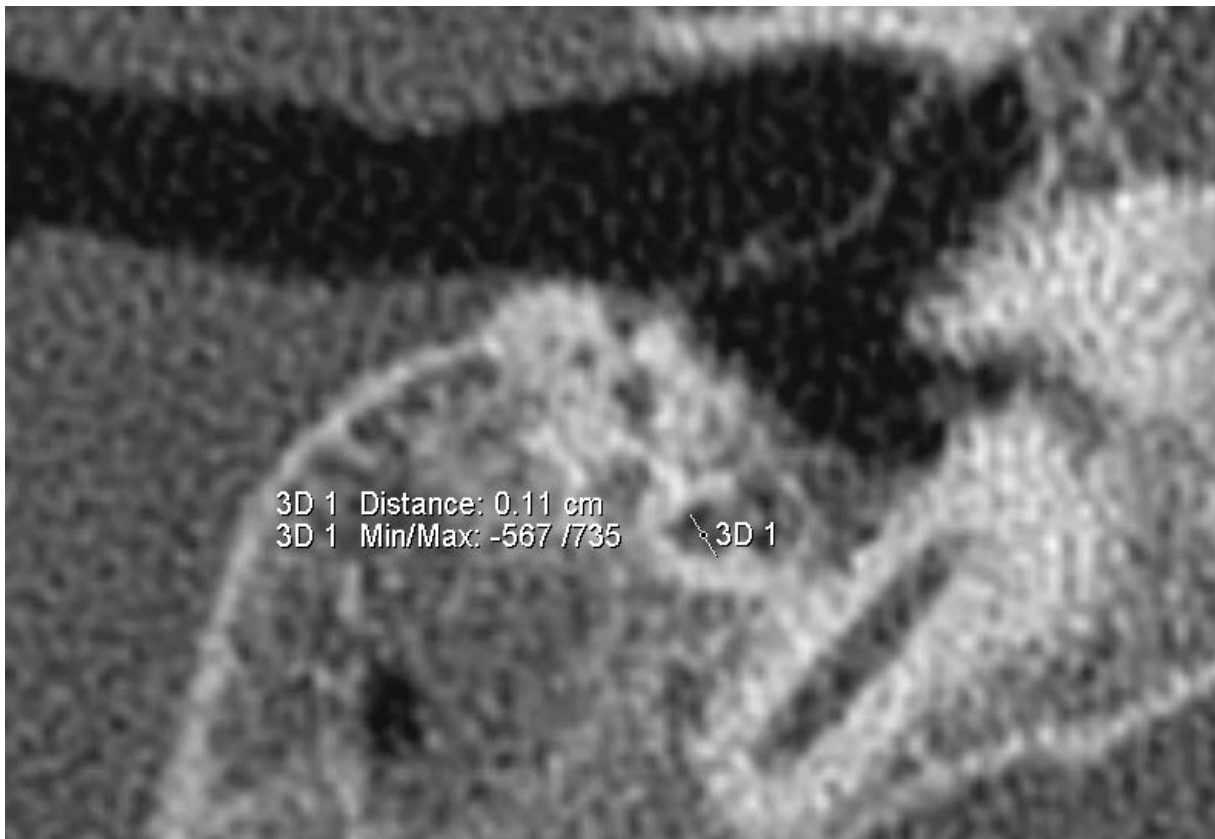


Abb. 35 **Messung des Durchmessers des Canalis facialis im Bereich des Mastoids {3D 1} [CT_CFM_re] mit Tool ‚2D Distance‘**

Die dritte (laterale) Messung erfolgte am letzten dem canalis nervi facialis zuordenbaren lateralen (distalen) Querschnitt mit Tool ‚2D Distance‘.

4.3.7 Cochlea

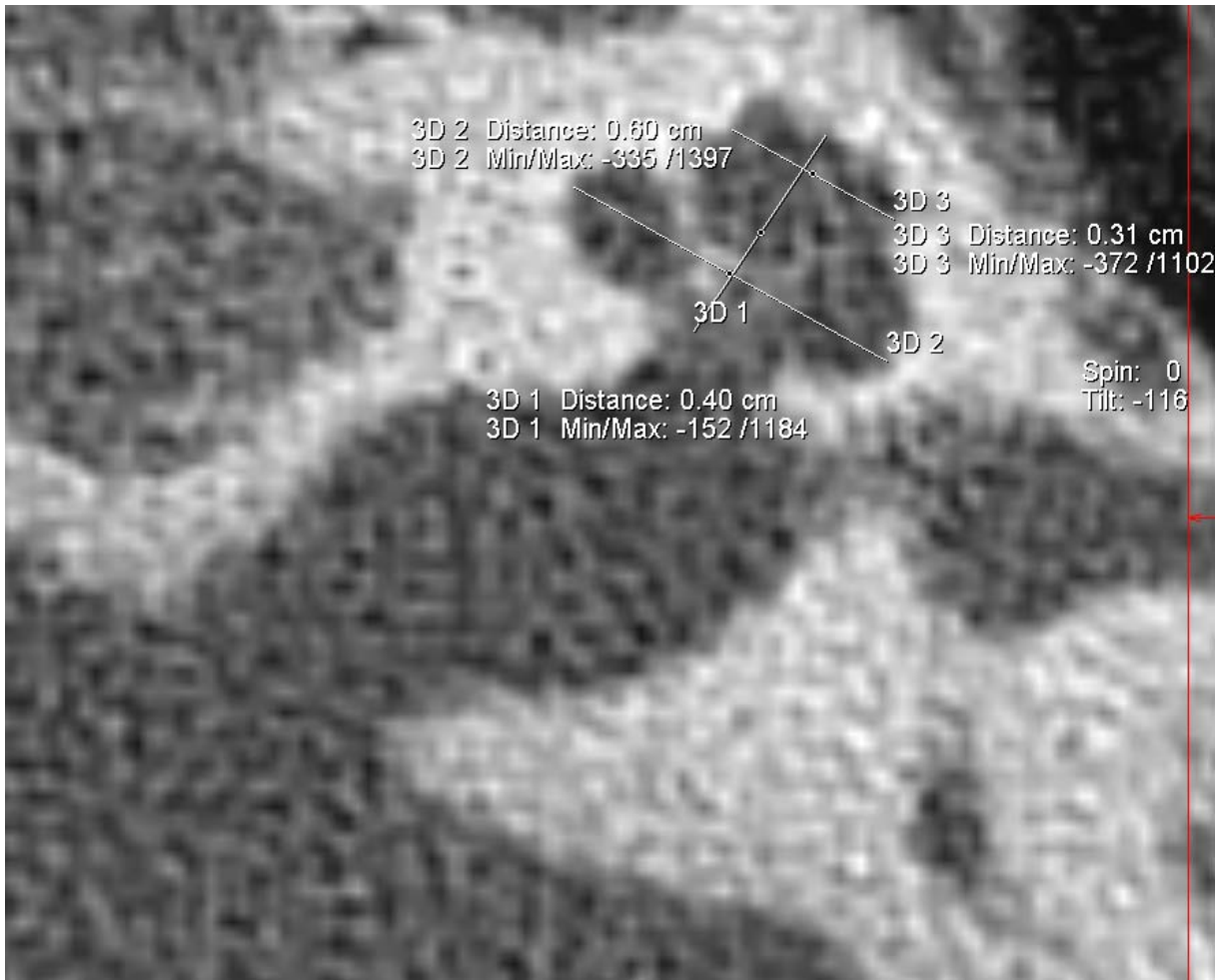


Abb. 36 Messung der Länge (Höhe) {3D 1} [CT_CO_L_li] und Breite (Durchmesser) der Cochlea basal {3D 2} [CT_CO_BB_li] und in der Spitze {3D 3} [CT_CO_BS_li] mit Tool ‚2D Distance‘

Die Vermessung der Cochlea erfolgte von der Basis bis zur Spitze und jeweils der maximale Durchmesser der beiden in axialer Schichtung angeschnittenen Windungen der Cochlea mit Tool ‚2D Distance‘.

5 Ergebnisse

5.1 Unterschiede aufgrund des Geschlechts

Zur Beurteilung ob auch im Verlauf des Wachstums des Felsenbeins ein Unterschied zwischen den Geschlechtern auftritt wurden bei 10 gemessenen Parametern die Mittelwerte gebildet und anhand eines Rangsummentests (Signifikanzniveau $\alpha=5\%$) auf Unterschiede zwischen Jungen und Mädchen untersucht.

Es besteht in keiner Altersgruppe weder links noch rechts ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Geschlechtern (Tabelle 1).

	♂		♀		Gesamtkollektiv
	1. LJ	10. LJ	1. LJ	10. LJ	
Winkel des petromastoidalen Kanals [°]	142,83 ± 6,1	126,67 ± 13,1	136,88 ± 9,9	133,02 ± 6,7	135,63 ± 9,7
Länge des petromastoidalen Kanal [mm]	6,86 ± 0,7	10,85 ± 1,2	6,25 ± 0,7	10,24 ± 2,0	6,85 ± 3,8
Distanz D1 zum Bogengang [mm]	2,26 ± 0,4	3,0 ± 0,5	2,4 ± 0,4	2,61 ± 0,5	2,58 ± 0,7
Distanz D2 zum Bogengang [mm]	1,1 ± 0,2	1,46 ± 0,4	1,19 ± 0,3	1,49 ± 0,3	1,41 ± 0,5
Durchmesser D1 des petromastoidalen Kanals [mm]	1,25 ± 0,4	0,49 ± 0,2	0,89 ± 0,4	0,76 ± 0,4	0,82 ± 0,9
Durchmesser D2 des petromastoidalen Kanals [mm]	1,6 ± 0,6	0,59 ± 0,2	1,3 ± 0,4	1,07 ± 0,4	1,14 ± 0,6
Durchmesser D3 des petromastoidalen Kanals [mm]	2,69 ± 1,6	2,91 ± 1,9	1,79 ± 0,9	2,37 ± 1,5	2,51 ± 1,3
Durchmesser der Fossa subarcuata [mm]	4,3 ± 0,9	3,75 ± 1,3	3,01 ± 1,1	4,26 ± 1,3	4,04 ± 1,8
Tiefe der Fossa subarcuata [mm]	2,2 ± 0,5	1,41 ± 0,7	2,0 ± 0,5	1,58 ± 0,6	1,7 ± 0,6
Knochendichte [HU]	1737,6 ± 92,1	1813,14 ± 36,2	1800,11 ± 55,4	1747,13 ± 55,4	1733,76 ± 257

Tabelle 1 Unterschiede aufgrund des Geschlechts

Weitere 13 gemessene Parameter wurden anhand eines parameterfreien Mann-Whitney Rangsummentests (Signifikanzniveau $\alpha=0,05$) auf Unterschiede zwischen Jungen und Mädchen untersucht (Tabelle 2).

Graphisch dargestellt werden die aufgetretenen signifikanten Unterschiede (Abb. 37 - 42)

	♂		♀		Gesamtkollektiv
	1. LJ	10. LJ	1. LJ	10. LJ	
Winkel des inneren Gehörgangs [°]	70 ± 8,3	65,13 ± 5,4	69,5 ± 9,1	72,4 ± 15,4	64,55 ± 11,2
Länge des inneren Gehörgangs [mm]	5,98 ± 0,3	10,33 ± 0,4	5,41 ± 0,7	10,33 ± 2,0	7,91 ± 1,7
medialer Durchmesser des inneren Gehörgangs [mm]	6,34 ± 1,3	9,19 ± 1,4	5,13 ± 0,4	8,33 ± 1,6	7,33 ± 1,6
mittlerer Durchmesser des inneren Gehörgangs [mm] *	6,35 ± 1,1	5,93 ± 0,7	4,79 ± 0,7	5,82 ± 0,7	6,19 ± 4,8
lateraler Durchmesser des inneren Gehörgangs [mm] *	3,84 ± 0,6	3,41 ± 0,6	3,53 ± 0,5	3,34 ± 0,5	3,62 ± 2,7
Durchmesser des Aquaeductus vestibuli [mm]	0,64 ± 0,2	0,65 ± 0	0,86 ± 0,9	0,67 ± 0,2	0,67 ± 1,0
Winkel des Aquaeductus vestibuli [°]	21,57 ± 6,4	21,63 ± 5,8	28,14 ± 8,5	20 ± 11,2	21,88 ± 10,0
Durchmesser des Canalis facialis (Tympanon) [mm]	1,0 ± 0,1	1,06 ± 0,3	0,86 ± 0,4	1,18 ± 0,2	1,03 ± 0,3
Durchmesser des Canalis facialis (Labyrinth) [mm]	0,9 ± 0,1	1,06 ± 0,1	0,81 ± 0,3	1,06 ± 0,2	1,00 ± 0,2
Durchmesser des Canalis facialis (Mastoid) [mm]	1,09 ± 0,4	1,43 ± 0,4	0,96 ± 0,3	1,25 ± 0,2	1,16 ± 0,3
Höhe der Cochlea [mm] *	3,79 ± 0,3	3,99 ± 0,2	3,76 ± 0,4	4,0 ± 0,6	3,69 ± 0,5
Durchmesser der basalen Windung [mm] *	5,9 ± 0,2	6,24 ± 0,1	5,63 ± 0,2	6,07 ± 0,6	5,83 ± 0,8
Durchmesser der oberen Windung [mm] *	2,69 ± 0,2	2,99 ± 0,1	2,68 ± 0,2	2,85 ± 0,3	2,87 ± 0,5

5.1.1 Innerer Gehörgang

Zwischen Jungen und Mädchen besteht ein signifikanter Unterschied im mittleren Durchmesser des inneren Gehörgangs sowohl links als auch rechts.

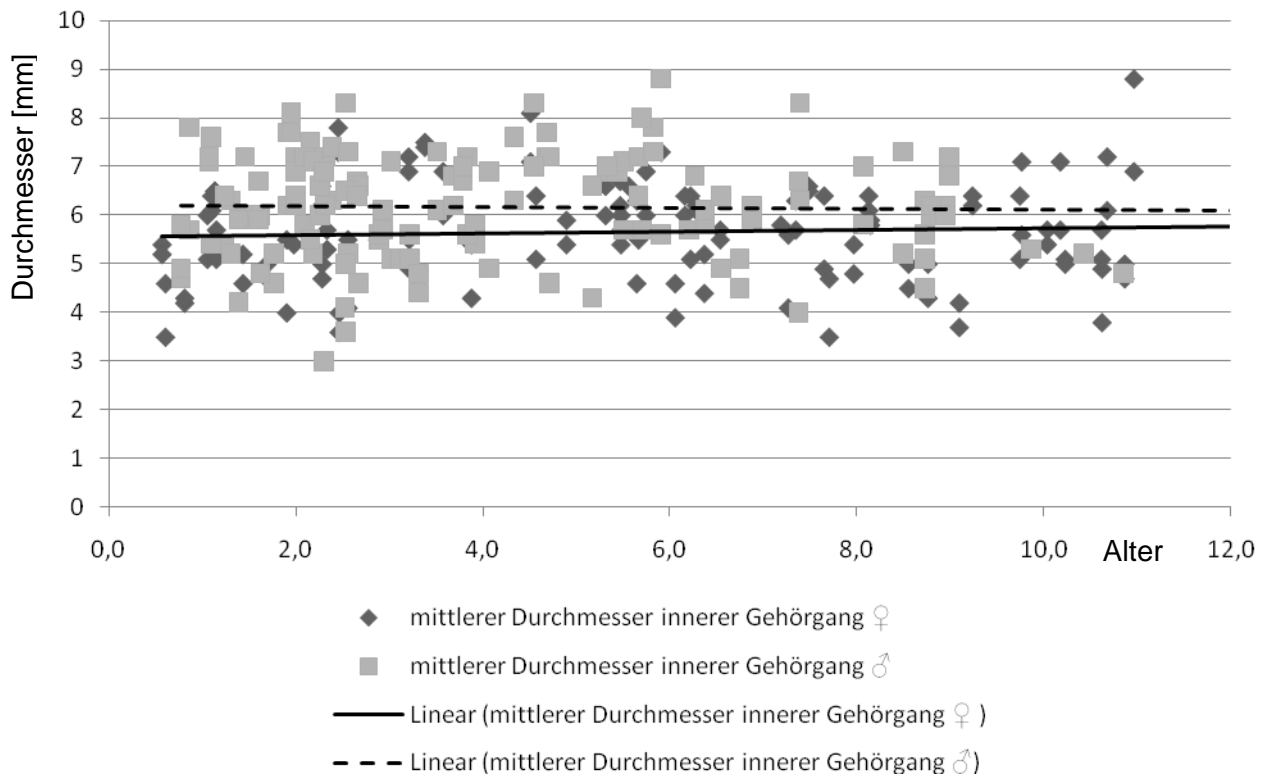


Abb. 37 Geschlechtsunterschied mittlerer Durchmesser innerer Gehörgang

Abb. 37 zeigt die lineare Darstellung den signifikant größeren Durchmesser des inneren Gehörgangs in der Mitte bei Jungen (----) im Vergleich zu den Mädchen über alle Altersgruppen.

Jungen und Mädchen unterscheiden sich signifikant im äußeren Durchmesser des inneren Gehörgangs links.

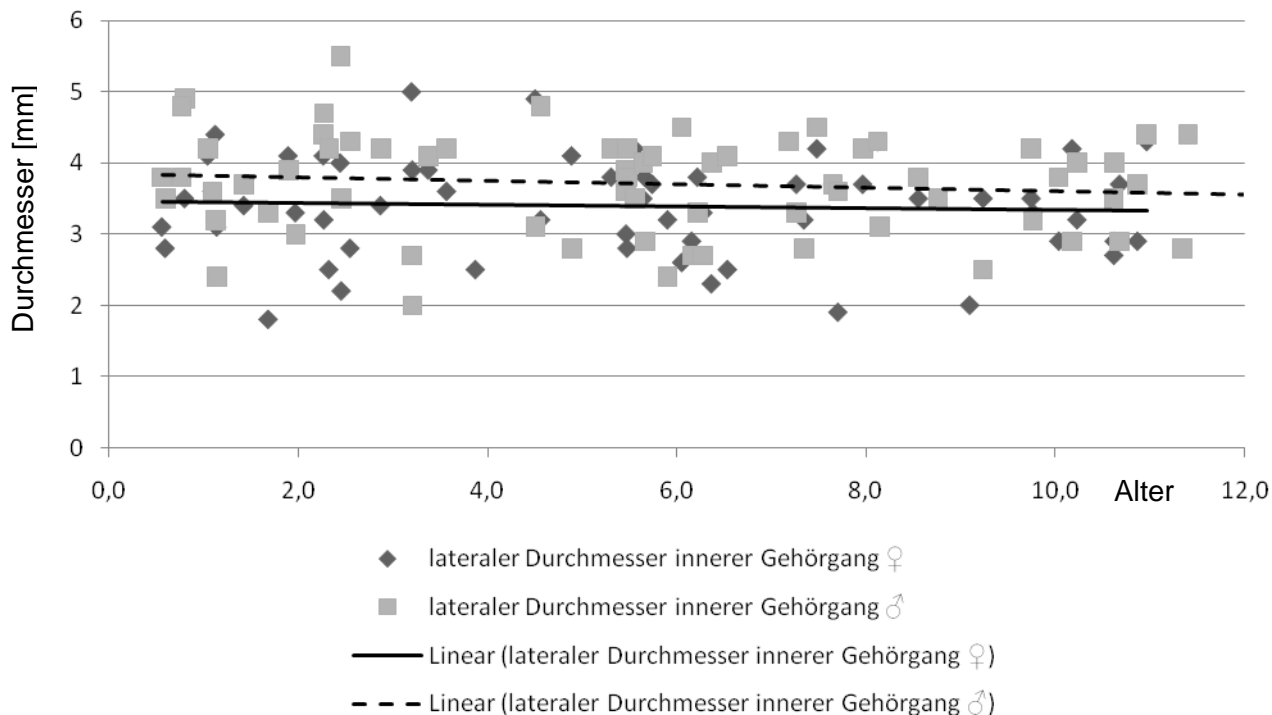


Abb. 38 Geschlechtsunterschied äußerer Durchmesser innerer Gehörgang links

Entsprechend zu Abb. 37 wird in Abb. 38 der signifikant größere Durchmesser des lateralen inneren Gehörgangs auf der linken Seite bei Jungen (----) im Vergleich zu den Mädchen über alle Altersgruppen dargestellt.

5.1.2 Cochlea

Jungen und Mädchen unterscheiden sich signifikant in der Länge der Cochlea, entsprechend der Höhe entlang des Modiolus, beidseits.

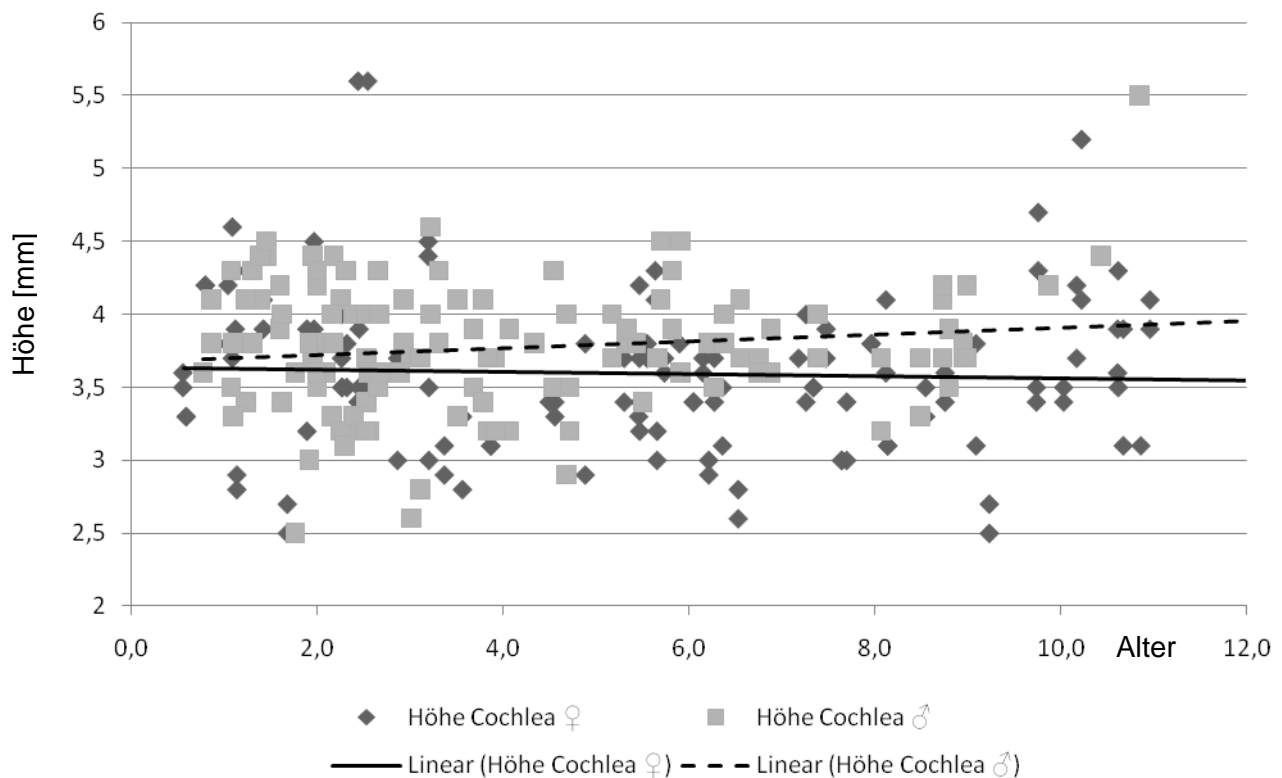


Abb. 39 Geschlechtsunterschied der Höhe der Cochlea

Die Messwerte der Höhe der Cochlea werden in Bezug zum Alter der untersuchten Kinder gesetzt. Die lineare Darstellung zeigt signifikant größere Werte der Jungen (---) im Vergleich zu den Mädchen in jedem untersuchten Alter.

Jungen und Mädchen unterscheiden sich signifikant im Durchmesser der basalen Windung beidseits.

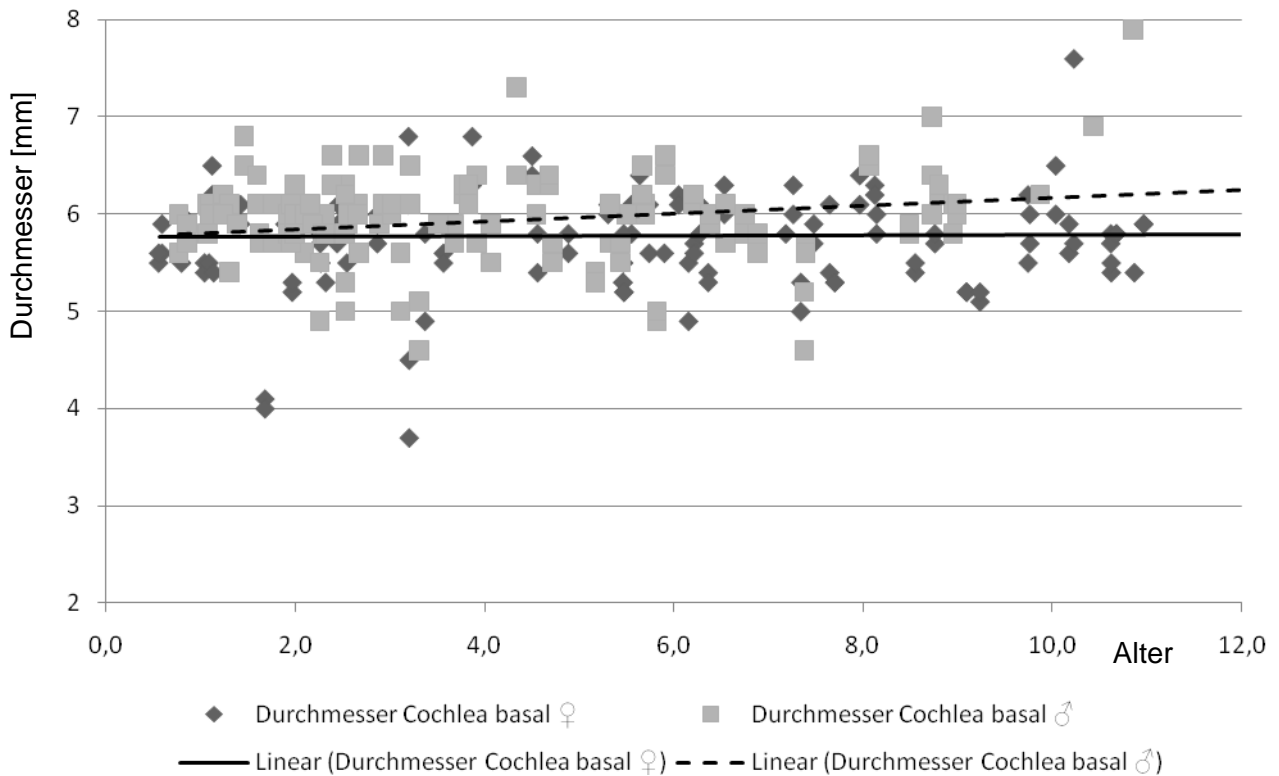


Abb. 40 Geschlechtsunterschied im Durchmesser der basalen Windung der Cochlea

Entsprechend zu Abb. 39 wird in Abb. 40 der signifikante größere Durchmesser der basalen Windung der Cochlea bei Jungen (----) im Vergleich zu den Mädchen über alle Altersgruppen dargestellt.

Jungen und Mädchen unterscheiden sich signifikant im Durchmesser der oberen Windung der Cochlea rechts, links nur mit einem Signifikanzniveau von $\alpha=0,10$.

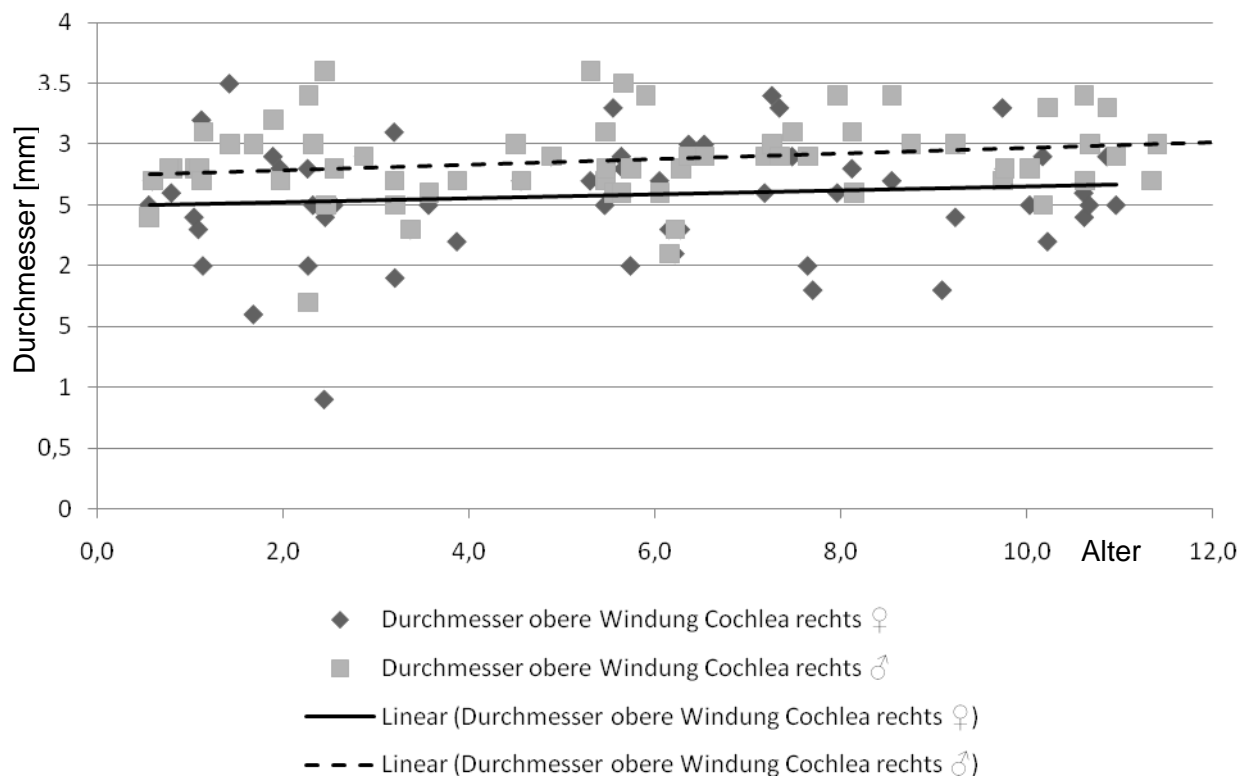


Abb. 41 Geschlechtsunterschied im Durchmesser der oberen Windung der Cochlea rechts

Die Abb. 41 und 42 stellen jeweils den Durchmesser der oberen Windung der Cochlea in Bezug zum Alter dar. In Abb. 41 wird der Unterschied im Geschlechtervergleich (Durchmesser bei Jungen > Mädchen) sofort deutlich.

Da auf der anderen Seite nur mit einem deutlich schlechteren Signifikanzniveau (von 10%) auch ein Unterschied zwischen Jungen und Mädchen nachzuweisen ist, fällt auch der graphisch darstellbare Unterschied deutlich geringer aus. Die Tendenz, dass auch auf der linken Seite der Durchmesser zumindest ab dem 2. Lebensjahr bei Jungen größer als bei Mädchen ist, wird erkennbar.

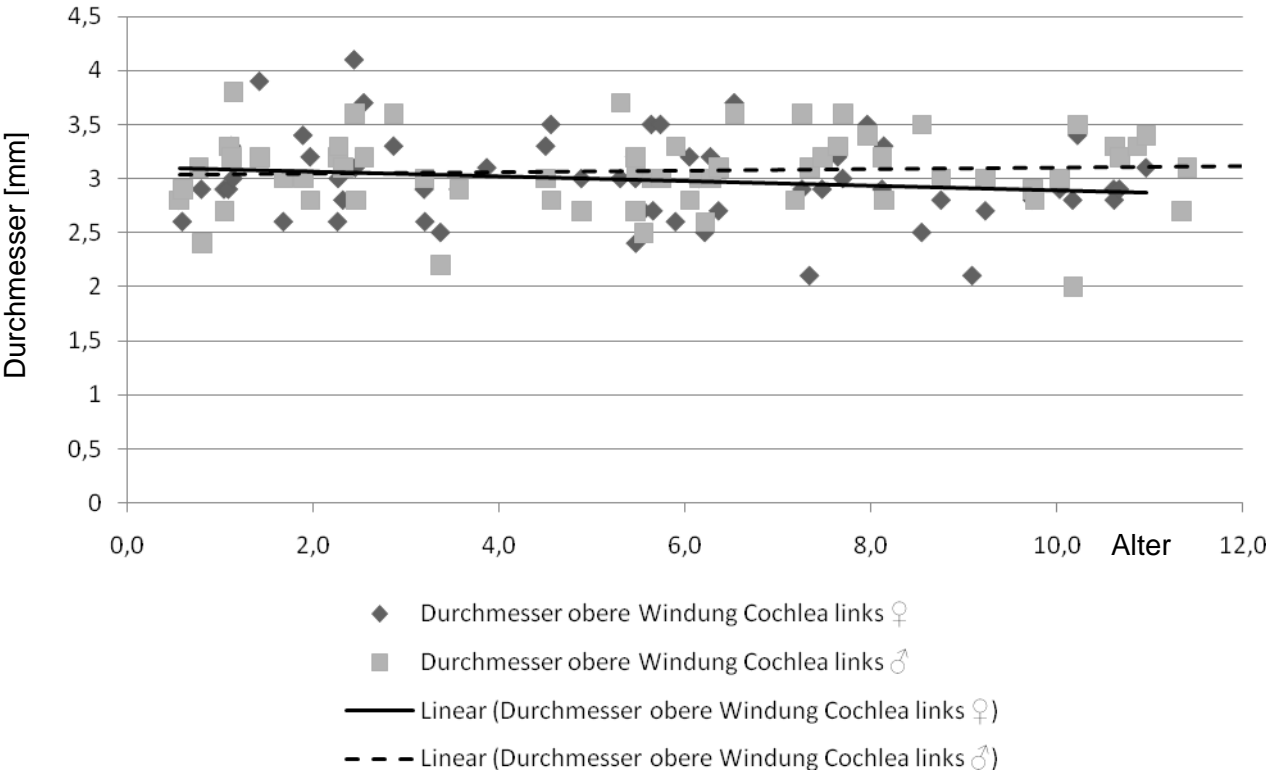


Abb. 42 Geschlechtsunterschied im Durchmesser der oberen Windung der Cochlea links

5.2 Unterschiede in den Verteilungen aller Größen

Es wurde untersucht ob sich die Verteilungen aller Größen zwischen links und rechts unterscheiden. Hier wird nicht unterschieden, ob die Werte links oder rechts größer oder kleiner sind, sondern ob die Messergebnisse unterschiedlich verteilt sind. Das kann auch bedeuten, dass die einzelnen Werte auf der einen Seite im Betrag mehr schwanken, aber trotzdem im Mittel beide gleich sind.

Bezüglich der nicht aufgeführten Parameter zeigt sich in der intraindividuellen Betrachtung kein statistisch signifikanter Unterschied.

Die folgende Tabelle zeigt die Mittelwerte mit Standardabweichung der signifikant unterschiedlich verteilten Parameter im Seitenvergleich im ersten und zehnten Lebensjahr.

	Felsenbein links		Felsenbein rechts		Gesamtkollektiv
	1. LJ	10. LJ	1. LJ	10. LJ	
medialer Durchmesser des inneren Gehörgangs [mm] *	5,81 ± 1,2	9,1 ± 2,1	5,65 ± 1,0	8,32 ± 1,4	7,33 ± 1,6
Durchmesser der Cochlea (Spitze) [mm] *	2,75 ± 0,2	2,98 ± 0,2	2,61 ± 0,2	2,83 ± 0,3	2,87 ± 0,5
Länge des petromastoidalen Kanal [mm] *	6,03 ± 0,6	11,27 ± 1,9	7,09 ± 0,6	9,98 ± 1,6	6,85 ± 3,8
Durchmesser der Fossa subarcuata [mm] *	3,66 ± 1,3	5,64 ± 2,2	3,71 ± 1,0	3,18 ± 0,7	4,04 ± 1,8
Tiefe der Fossa subarcuata [mm] *	1,95 ± 0,5	1,9 ± 0,6	2,25 ± 0,4	1,11 ± 0,3	1,7 ± 0,6
Durchmesser D3 des petromastoidalen Kanals [mm]*	2,41 ± 1,2	2,64 ± 0,6	2,06 ± 1,5	2,6 ± 0,9	2,51 ± 1,3
Winkel des petromastoidalen Kanals [°] *	138,38 ± 8,3	139,44 ± 9,4	141,0 ± 8,8	126,75 ± 8,5	135,63 ± 9,7

Tabelle 3 signifikante Unterschiede der Verteilung der Messwerte im Seitenvergleich

Der mediale Durchmesser des inneren Gehörgangs hat eine signifikant (Signifikanzniveau $\alpha=0,05$) andere Verteilung im Seitenvergleich.

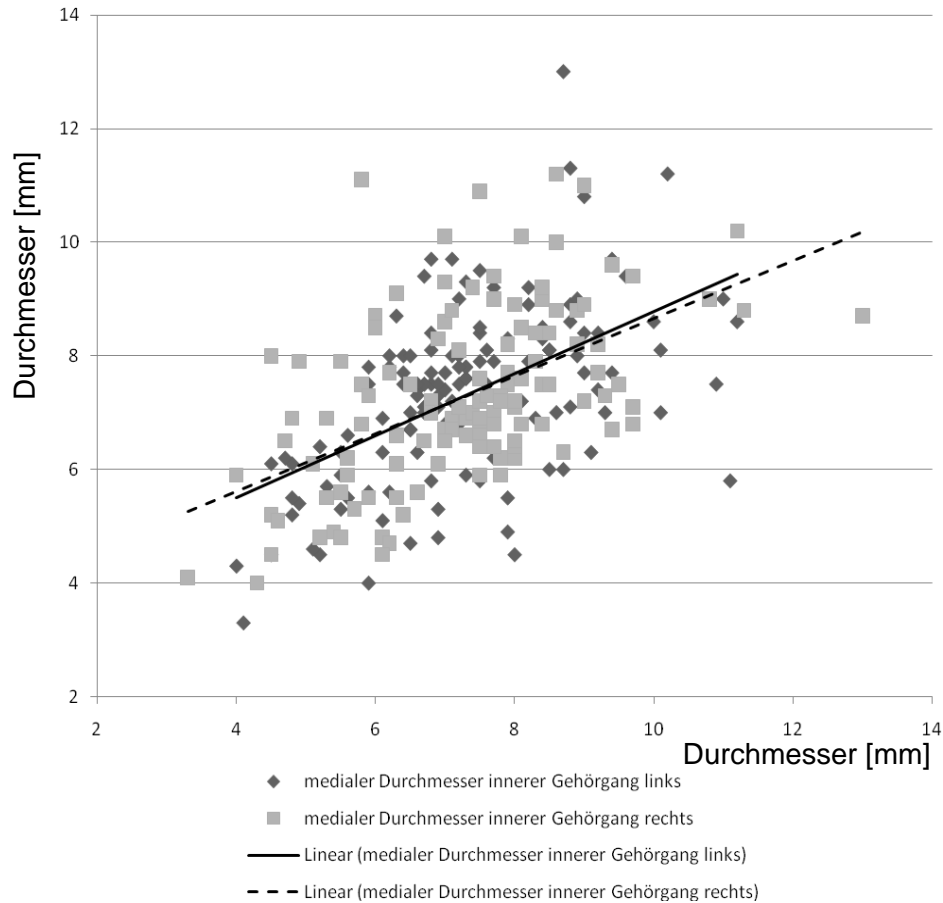


Abb. 43 Verteilung der Messwerte des medialen Durchmessers des inneren Gehörgangs im Seitenvergleich

In Abbildung 43 werden die medialen Durchmesser des inneren Gehörgangs gegeneinander aufgetragen. Die fehlende Möglichkeit des Anlegens einer Symmetrieachse mit der Steigung $m=1$ und die deutliche Darstellung, dass beide Linien eine Steigung $m<1$ aufweisen, zeigt die ungleiche Verteilung der Werte der Punktwolke im Seitenvergleich zwischen links und rechts.

Dasselbe gilt für den Durchmesser der Cochlea (Spitze). Hier liegt der Unterschied sogar mit einem Signifikanzniveau von $\alpha=0,001$.

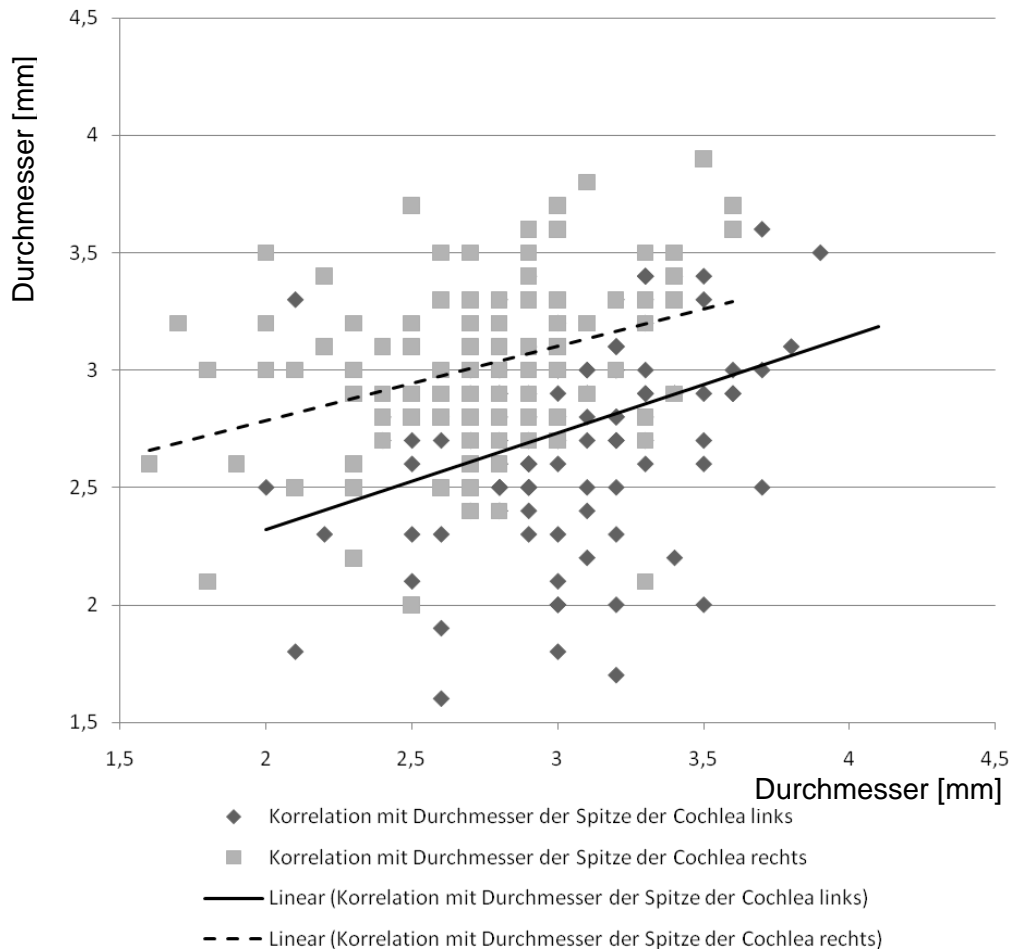


Abb. 44 Verteilung der Messwerte des Durchmessers der Cochlea Spitze im Seitenvergleich

Die Werte des Durchmessers der Spitze der Cochlea wurden auch wieder gegeneinander im Seitenvergleich an Ordinate und Abszisse aufgetragen. Auch in der Darstellung der Messwerte des Durchmessers der Spitze der Cochlea wird durch den linearen Verlauf ohne mögliche Symmetrieachse der deutliche (signifikante) Unterschied in der Verteilung der Messwerte sofort sichtbar.

Für alle Messungen am petromastoidalen Kanal wurde mit Hilfe eines Kolmogorov-Smirnov-Tests untersucht, ob sich die Verteilungen der Größen links und rechts unterscheiden (Signifikanzniveau $\alpha=0,05$). Signifikante Abweichungen zwischen den Verteilungen rechts und links finden sich für die Länge des petromastoidalen Kanals, sowie für den Durchmesser und die Tiefe der Fossa subarcuata, den Durchmesser außen und den Winkel.

Auch bei der Darstellung der Parameter des petromastoidalen Kanals und der Fossa subarcuata im Folgenden (Abb. 45-49) weichen die Werte im Seitenvergleich bei graphischer Darstellung gegeneinander deutlich von einer gedachten Symmetrieachse ab. Der signifikante Unterschied wird auch hier erkennbar.

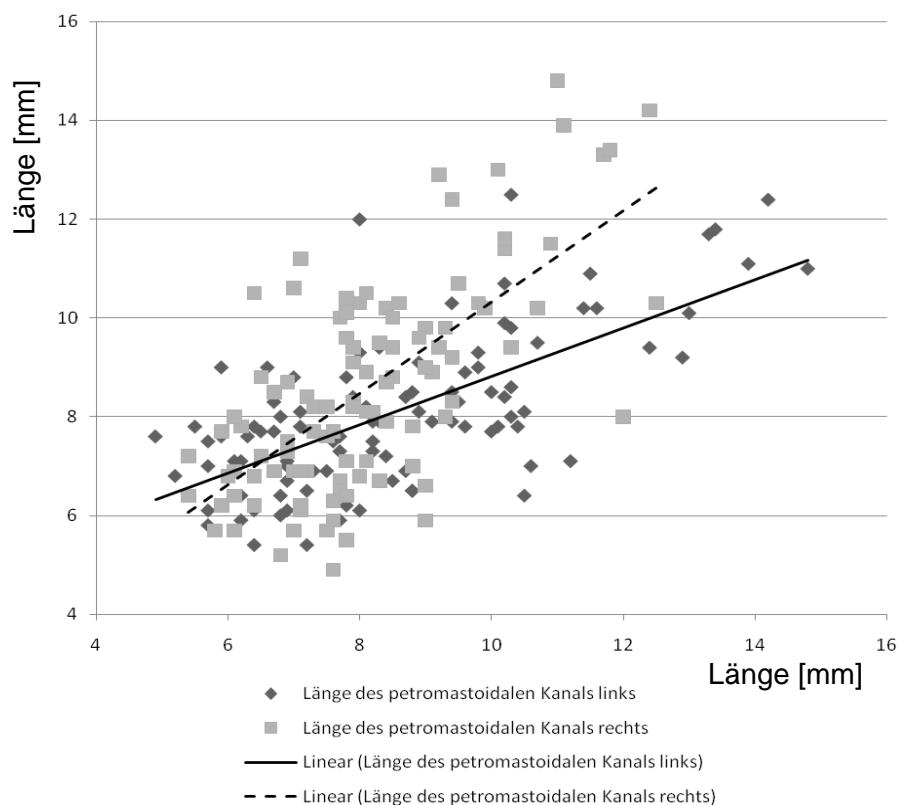


Abb. 45 Verteilung der Länge des petromastoidalen Kanals im Seitenvergleich

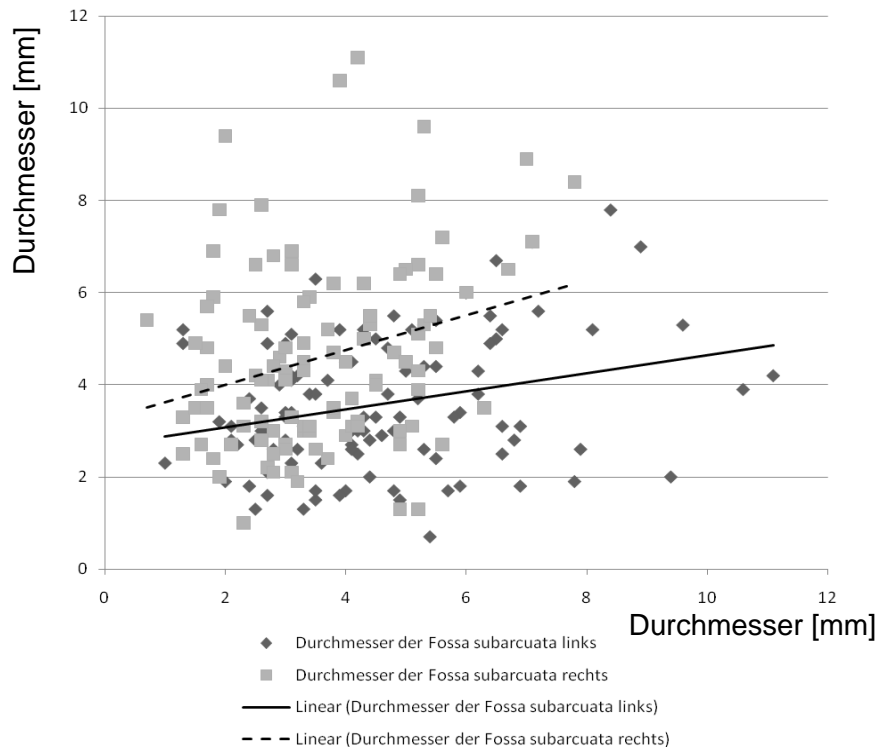


Abb. 46 Verteilung des Durchmessers der Fossa subarcuata im Seitenvergleich

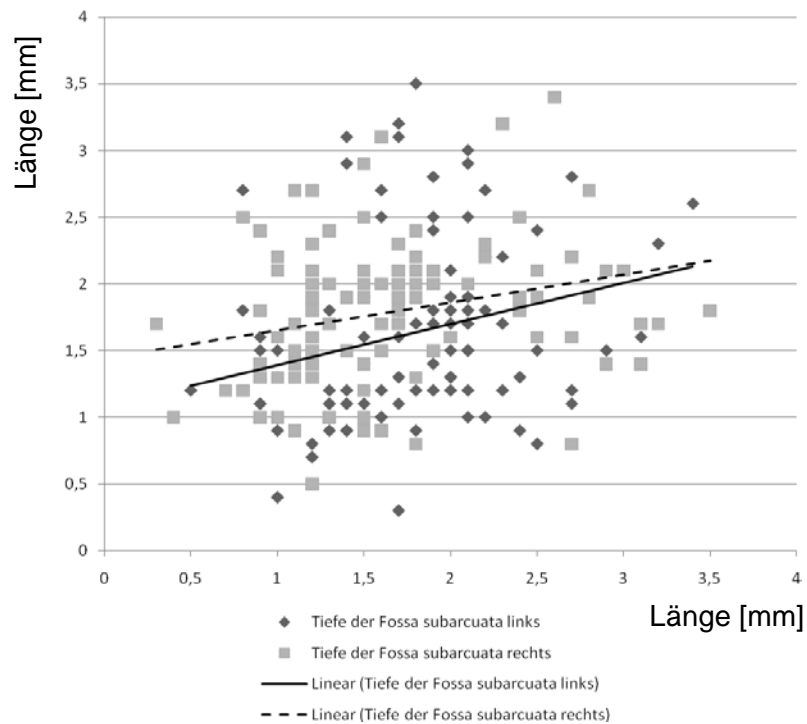


Abb. 47 Verteilung der Tiefe der Fossa subarcuata im Seitenvergleich

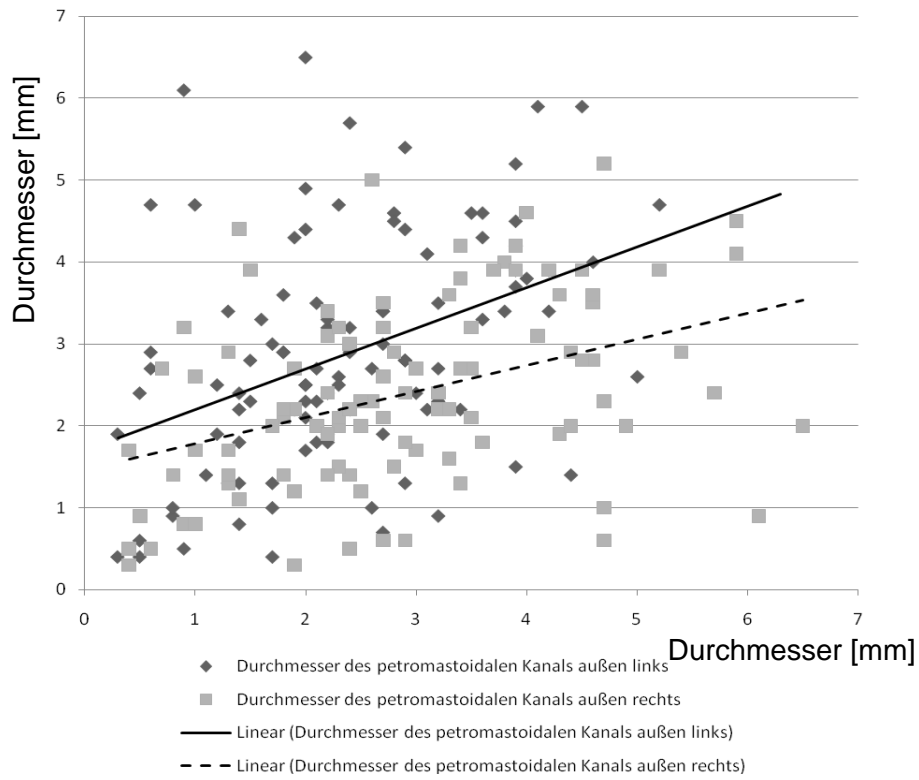


Abb. 48 Verteilung des Durchmessers des petromastoidalen Kanals außen im Seitenvergleich

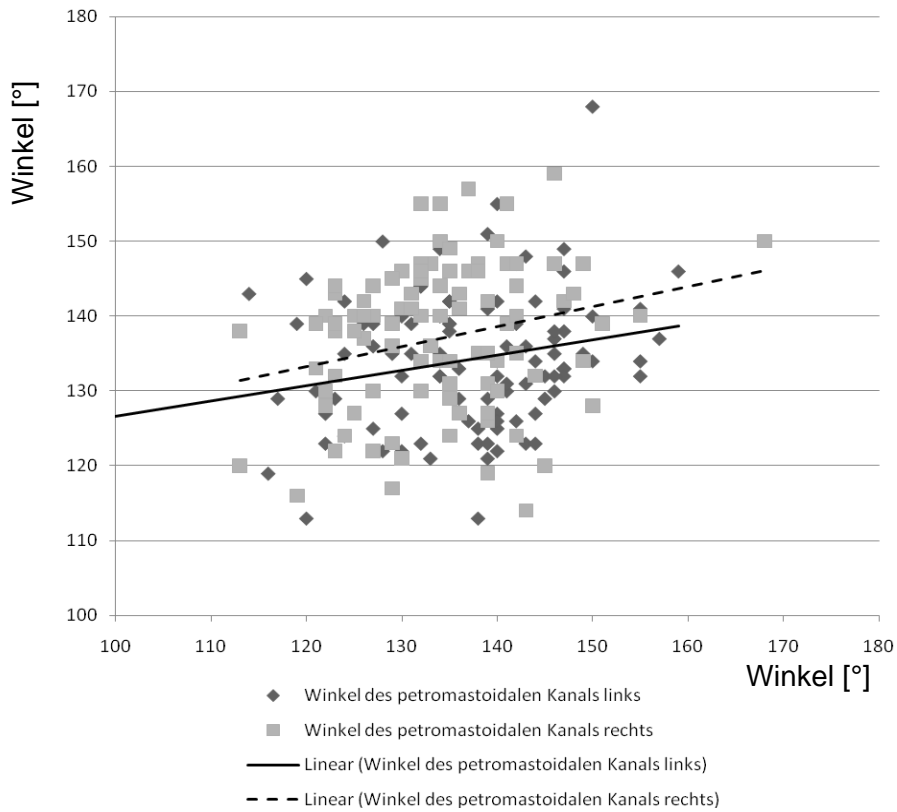


Abb. 49 Verteilung des Winkels des petromastoidalen Kanals im Seitenvergleich

5.3 Unterschiede zwischen den Computertomographen

Bei 83 der ausgewerteten Computertomographien wurde ein 16 Zeilen MDCT benutzt, bei 43 ein 64 Zeilen MDCT. Die restlichen Untersuchungen fanden an einem ein oder vier Zeilen Computertomographen statt.

Für die Fragestellung, ob 16- und 64-Zeiler-CT unterschiedliche Messergebnisse liefern, wurde ein Rangsummentest verwendet (Signifikanzniveau $\alpha=0,05$). Keine der Größen des petromastoidalen Kanals unterscheidet sich durch die Verwendung unterschiedlicher Geräte, weder links als noch rechts.

Für alle Größen des Gehörgangs, vestibulärem Aquädukt, Canalis facialis und Cochlea wurde mit Hilfe des parameterfreien Mann-Whitney-Rangsummentests ermittelt, ob Unterschiede zwischen der Datenakquisition mit einem 16- oder 64-Zeilen Computertomographen bestehen (Signifikanzniveau $\alpha=0,05$).

In Bezug auf das CT-Gerät unterscheiden sich die Messungen des Gehörgangs, des vestibulärem Aquädukt, des Canalis facialis und der Cochlea nur für den Durchmesser der Cochlea (Spitze) linksseitig.

Die Messungen mit dem 64-Zeilen-CT sind in diesem Einzelfall systematisch höher als die des 16-Zeilen-CTs.

Die Abb. 50 und 51 zeigen die erhobenen Messwerte der Spitze der Cochlea in Differenzierung des benutzten Computertomographen in Bezug zum Alter. In Abb. 50 wird der signifikante Unterschied mit höheren Messwerten bei Verwendung eines 64-Zeilen-CTs erkennbar, während bei Darstellung der entsprechenden Ergebnisse der rechten Seite (Abb. 51) der sichtbare Unterschied deutlich dezenter (und nicht signifikant) ausfällt.

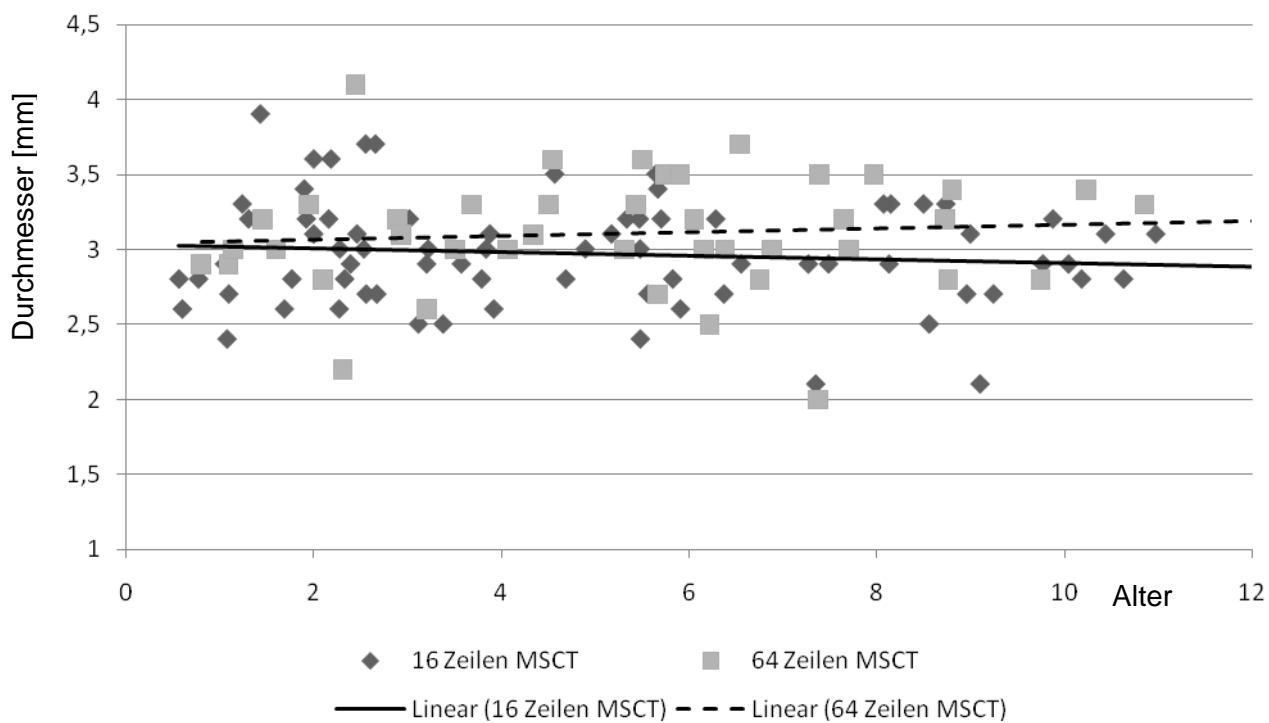


Abb. 50 Durchmesser der Cochlea Spitze links

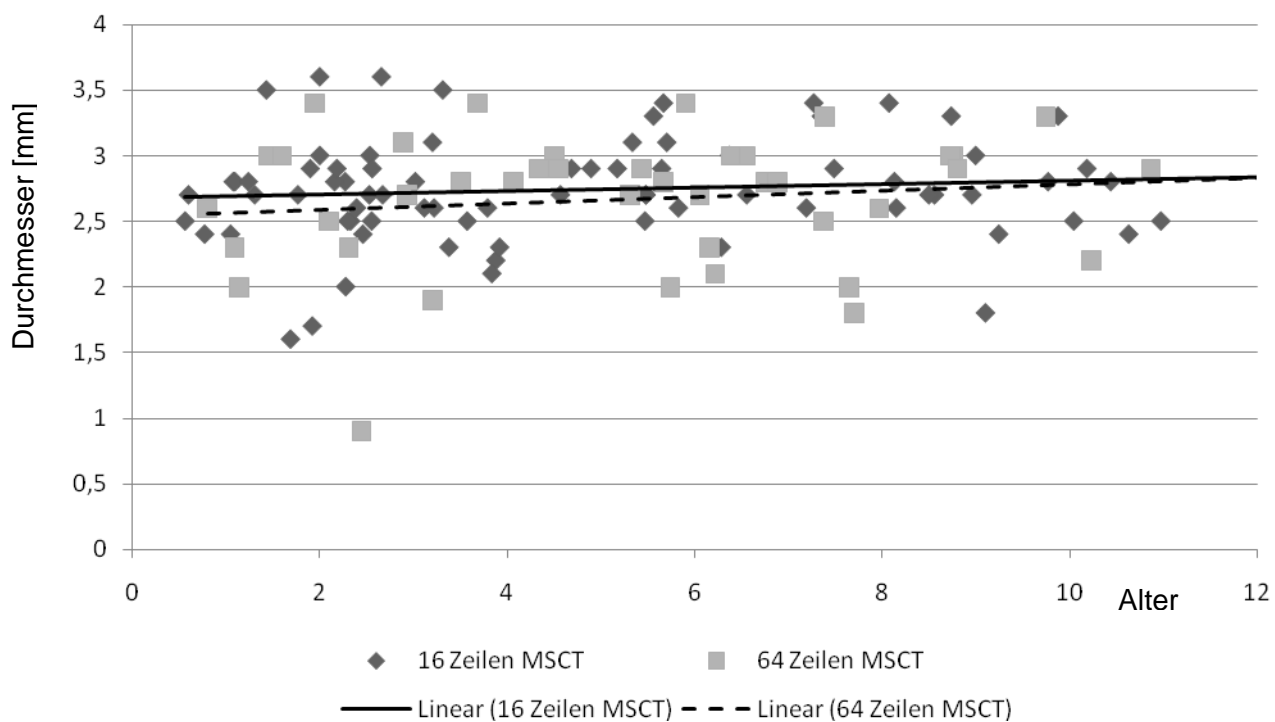


Abb. 51 Durchmesser der Cochlea Spitze rechts

5.4 Regressionen auf das Alter

Mittels linearer Regression ($p=0,05$) wurden alle Variablen des petromastoidalen Kanals, des inneren Gehörgangs, des vestibulärem Aquädukts, des Canalis facialis und der Cochlea auf ihre lineare Abhängigkeit vom Alter der Kinder untersucht.

5.4.1 Petromastoidaler Kanal

Die Länge des petromastoidalen Kanals nimmt mit steigendem Alter zu. Links steigt die Länge mit jedem Jahr um durchschnittlich 0,5 mm, rechts um durchschnittlich 0,29 mm.

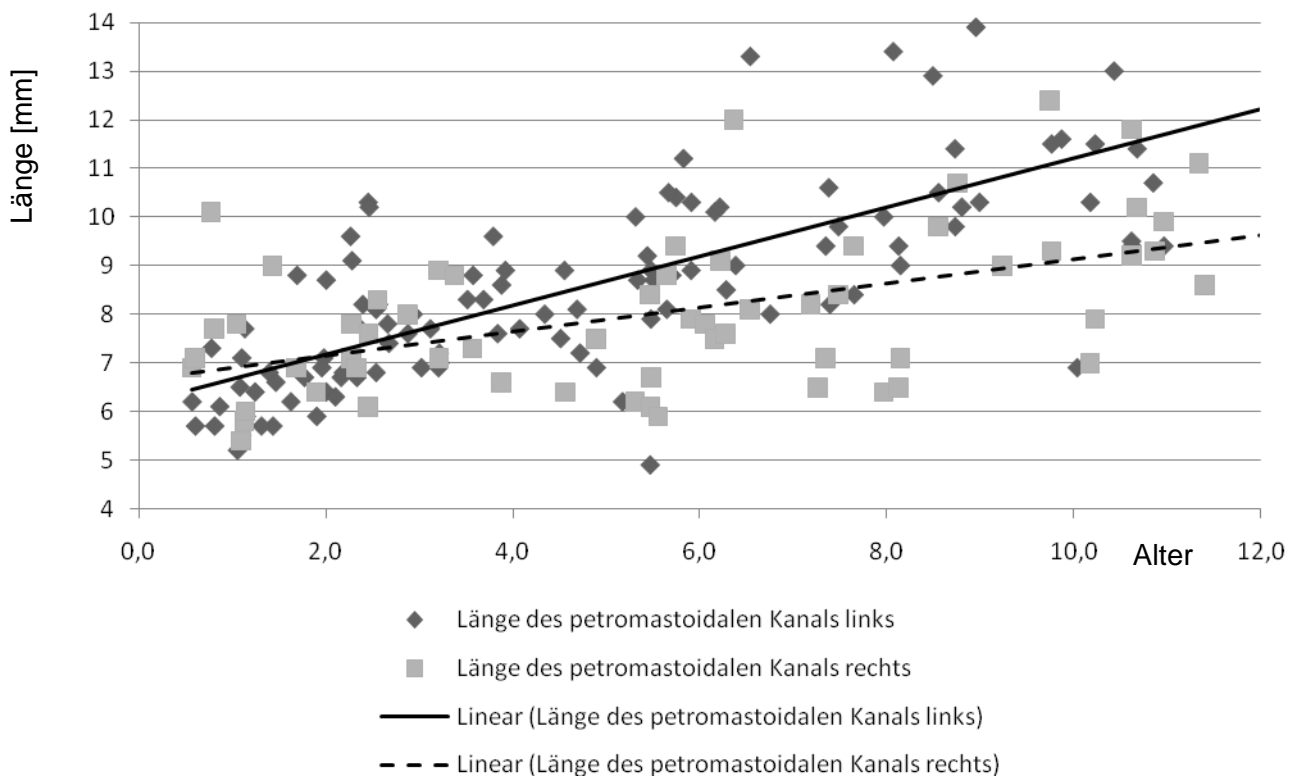


Abb. 52 Abhängigkeit der Länge des petromatoidalen Kanals vom Alter im Seitenvergleich

Auch hier ist das signifikante Wachstum in Abhängigkeit vom Alter zu erkennen. Die lineare Darstellung der rechten Seite verläuft entsprechend der Ergebnisse deutlich flacher als auf der linken Seite.

Weniger stark steigt links im Durchschnitt der Durchmesser der Fossa subarcuata (Länge) um 0,24 mm pro Jahr. Rechts findet sich für diese Größe kein Zusammenhang mit dem Alter.

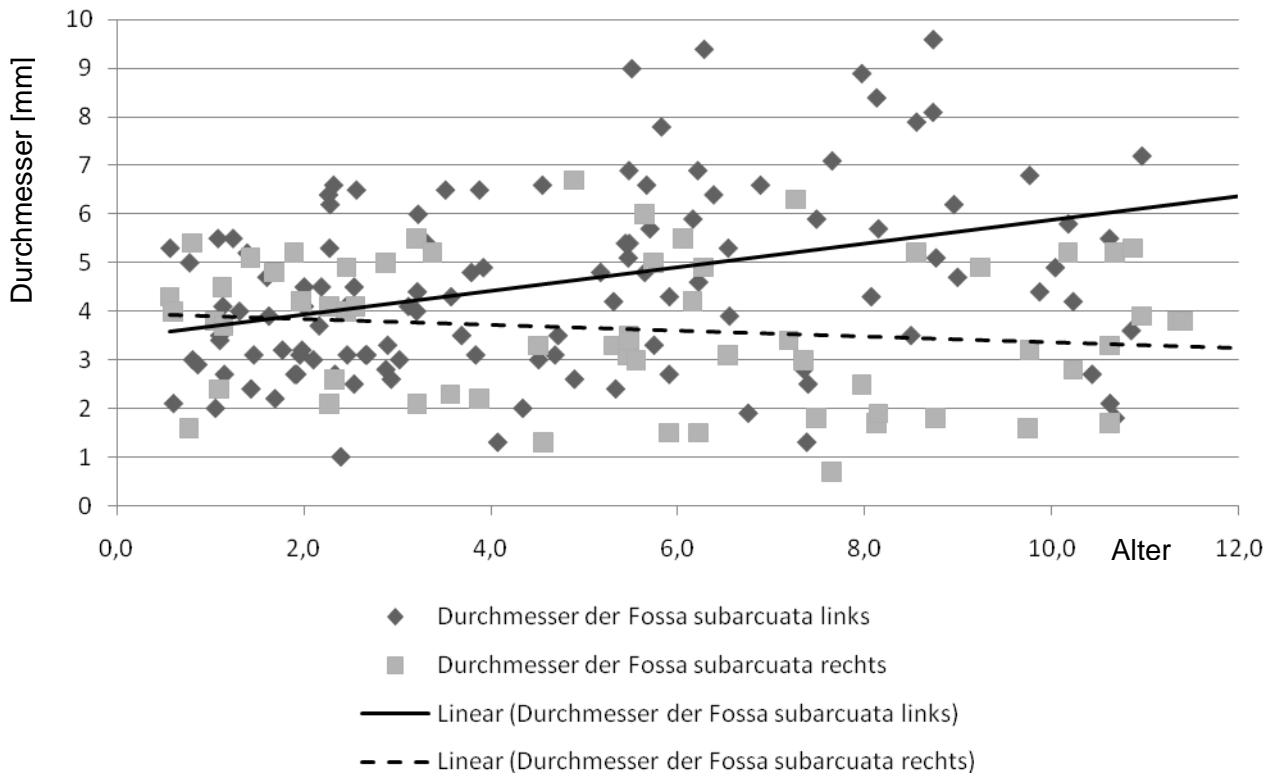


Abb. 53 Abhängigkeit des Durchmessers der Fossa subarcuata vom Alter im Seitenvergleich

In der Abb. 53 wird das deutliche einseitige signifikante Wachstum des Durchmessers der Fossa subarcuata auf der linken Seite in Abhängigkeit vom Alter der Kinder sichtbar.

Die Distanz des petromastoidalen Kanals zum oberen Bogengang rechts steigt unten (dorsal) im Durchschnitt um 0,04 mm. Links findet sich für diese Größe kein signifikanter Zusammenhang mit dem Alter.

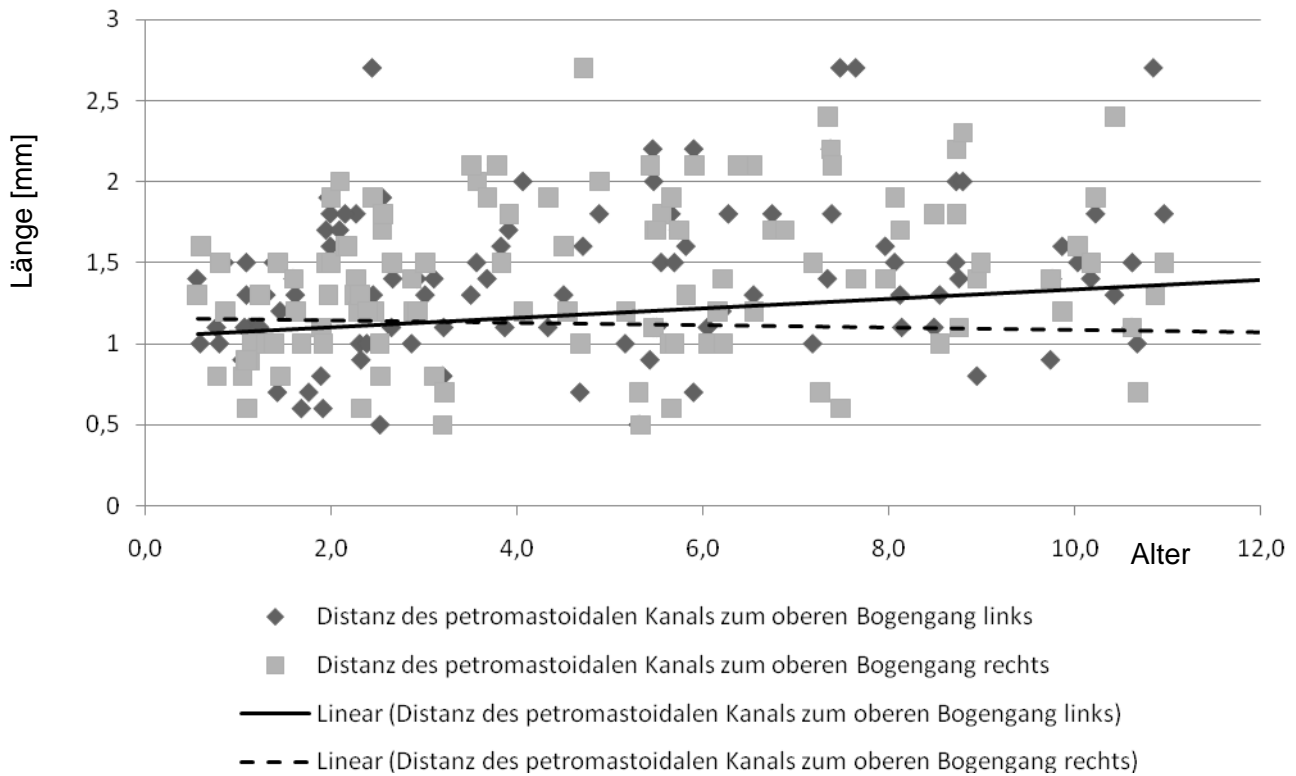


Abb. 54 Distanz des petromastoidalen Kanals zum oberen Bogengang im Seitenvergleich

Der Abstand des oberen Bogengangs zum petromastoidalen Kanal zeigt auf der linken Seite im Gegensatz zu rechts (---) ein signifikantes Ansteigen mit zunehmendem Alter der Kinder. Die Graphik zeigt seitengetreunt sowohl die Messwerte der Jungen als auch die der Mädchen, da kein geschlechtsspezifischer Unterschied besteht.

Die Durchmesser des petromastoidalen Kanals links innen und Mitte reduzieren sich signifikant mit zunehmendem Alter (0,04 mm und 0,05 mm pro Jahr). Rechts verringert sich lediglich der Durchmesser außen signifikant im Durchschnitt um 0,16 mm pro Lebensjahr.

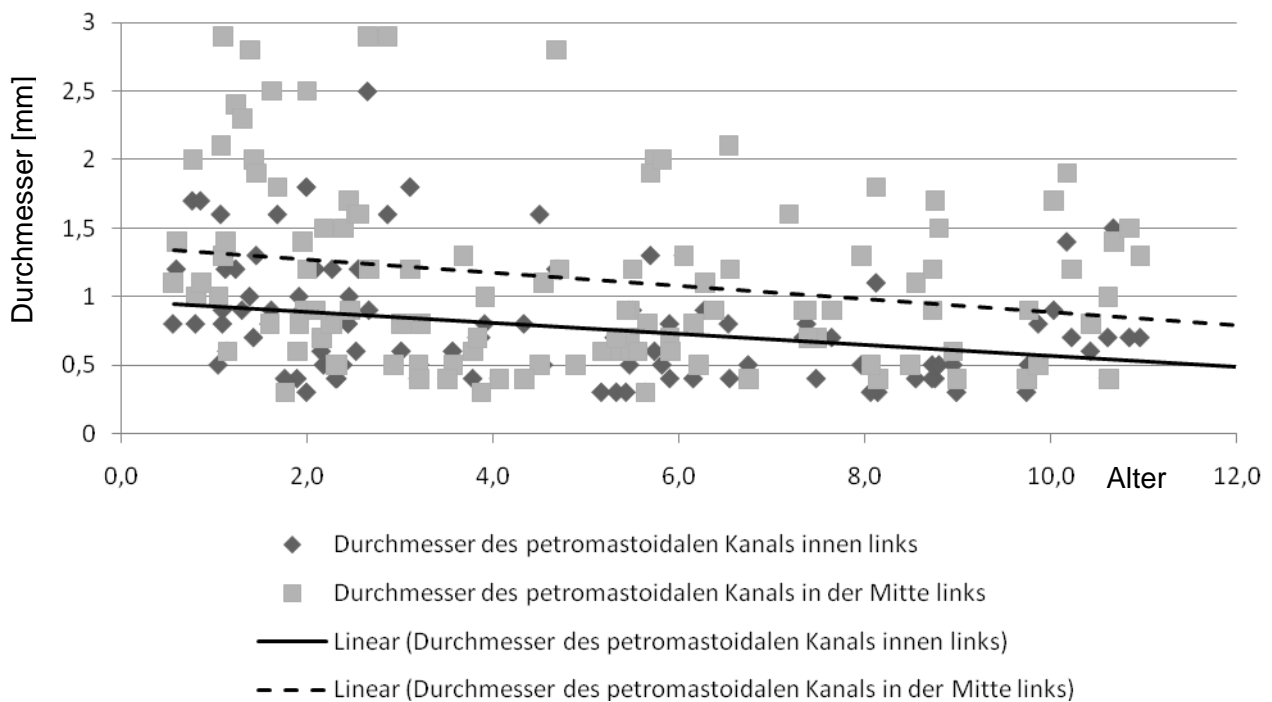


Abb. 55 Durchmesser des petromastoidalen Kanals links

In Abb. 55 werden nur die signifikant abnehmenden Messwerte des petromastoidalen Kanals in der Mitte und innen der linken Seite dargestellt. Da rechts kein signifikanter Unterschied der Durchmesser auftritt, wurde auf die Abbildung der Gegenseite verzichtet.

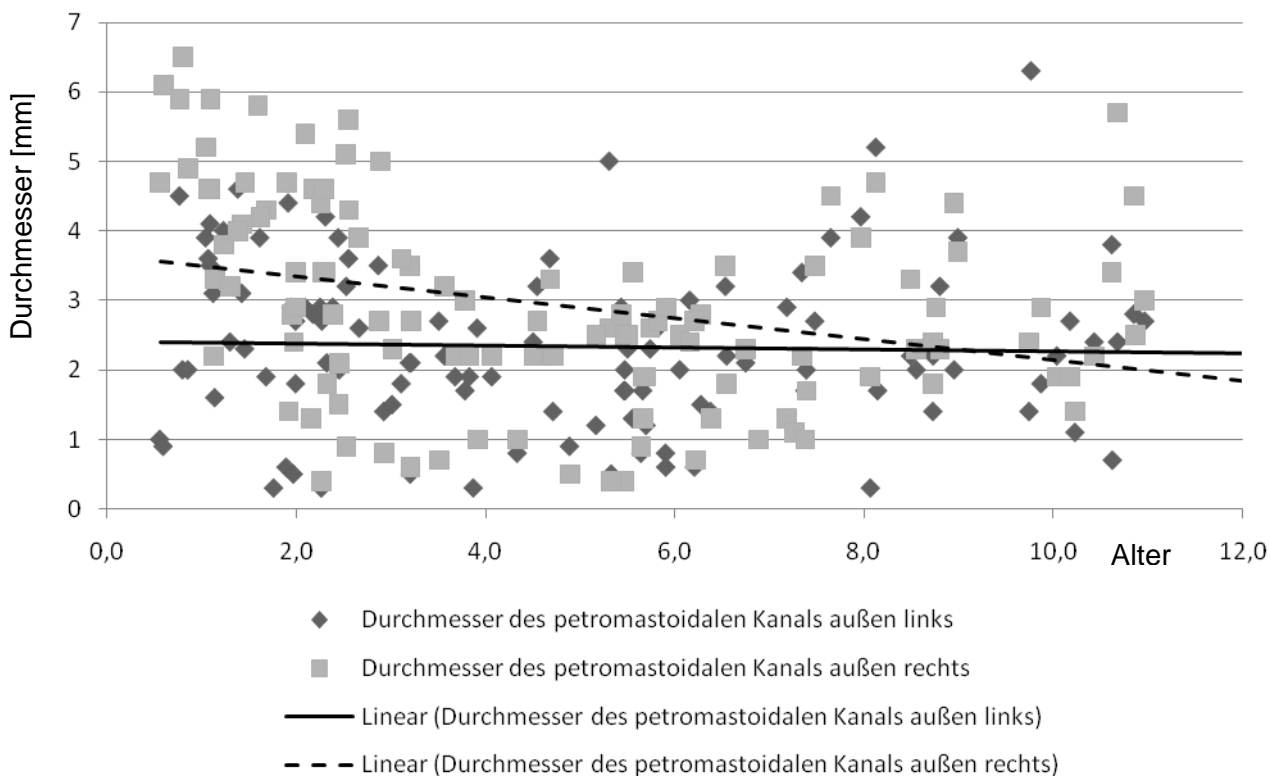


Abb. 56 Durchmesser des petromastoidalen Kanals außen im Seitenvergleich

Im Gegensatz zum mittleren und inneren Durchmesser zeigt der äußere Durchmesser nur rechts die in Abb. 56 erkennbare signifikante negative Korrelation mit dem Alter.

Auf der rechten Seite findet sich ein signifikanter Rückgang der Tiefe der Fossa subarcuata um 0,1 mm pro Jahr und eine Verkleinerung des Winkels des petromastoidalen Kanals um 0,77°.

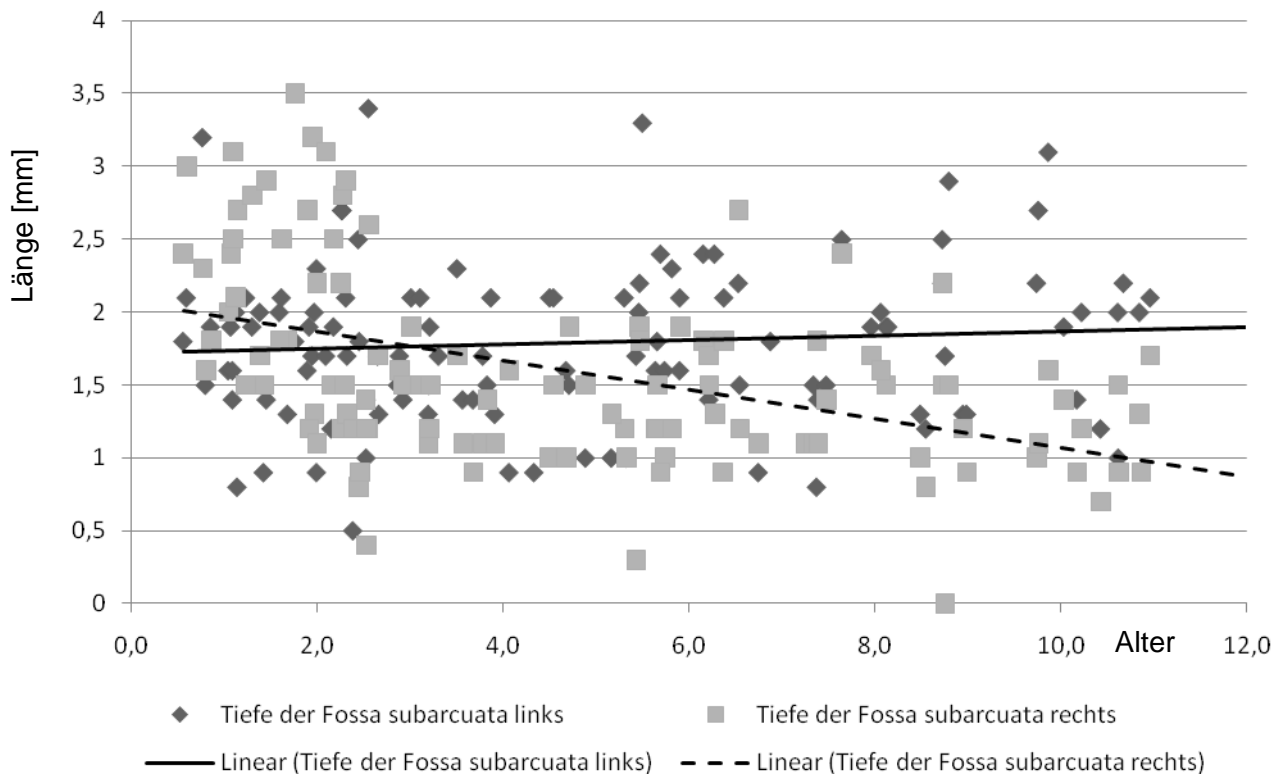


Abb. 57 Tiefe der Fossa subarcuata im Seitenvergleich

Das Diagramm zeigt die deutliche signifikante Reduktion der durchschnittlichen Tiefe der Fossa subarcuata auf der rechten Seite (---) um 1 mm über 10 Lebensjahre.

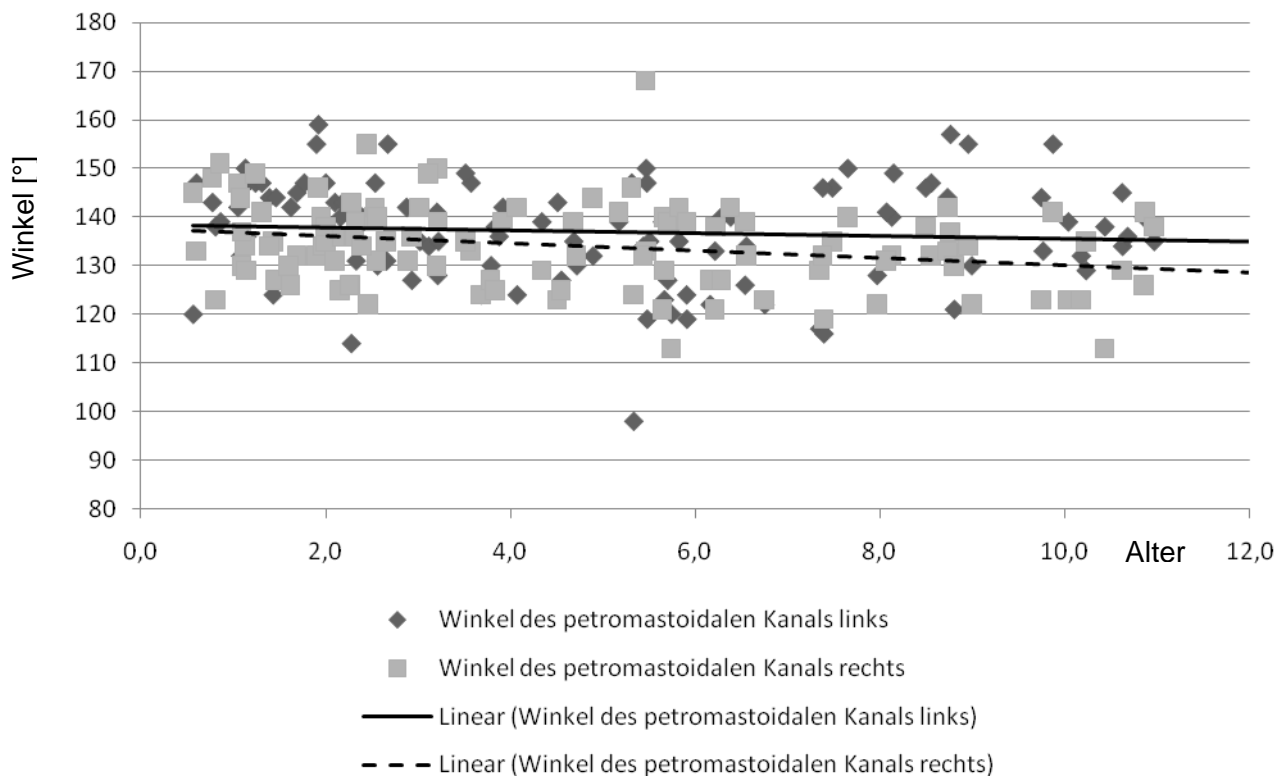


Abb. 58 Winkel des petromastoidalen Kanals im Seitenvergleich

Der Rückgang des Winkels bis über das zehnte Lebensjahr hinaus ist zwar sowohl links als auch rechts erkennbar, aber nur rechts (---) statistisch signifikant im untersuchten Kollektiv auftretend.

Für die restlichen Variablen des petromastoidalen Kanals besteht keine statistisch signifikante Abhängigkeit vom Alter ($p=0,05$).

5.4.2 Innerer Gehörgang

Mit jedem Jahr verlängert sich der Gehörgang links um 0,44 mm, rechts um 0,35 mm. Die lineare Regression wird hier durch den Pearsonschen Korrelationskoeffizienten R^2 (Varianzaufklärung) anschaulich.

Die Länge des inneren Gehörgangs wird links zu 49% ($R^2=0.491$) vom Alter des Kindes erklärt, rechts zu 41% ($R^2=0.411$), d.h. die Länge hängt links zu 51% und rechts zu 59% von anderen Einflussfaktoren ab, was trotzdem einem starken Zusammenhang entspricht.

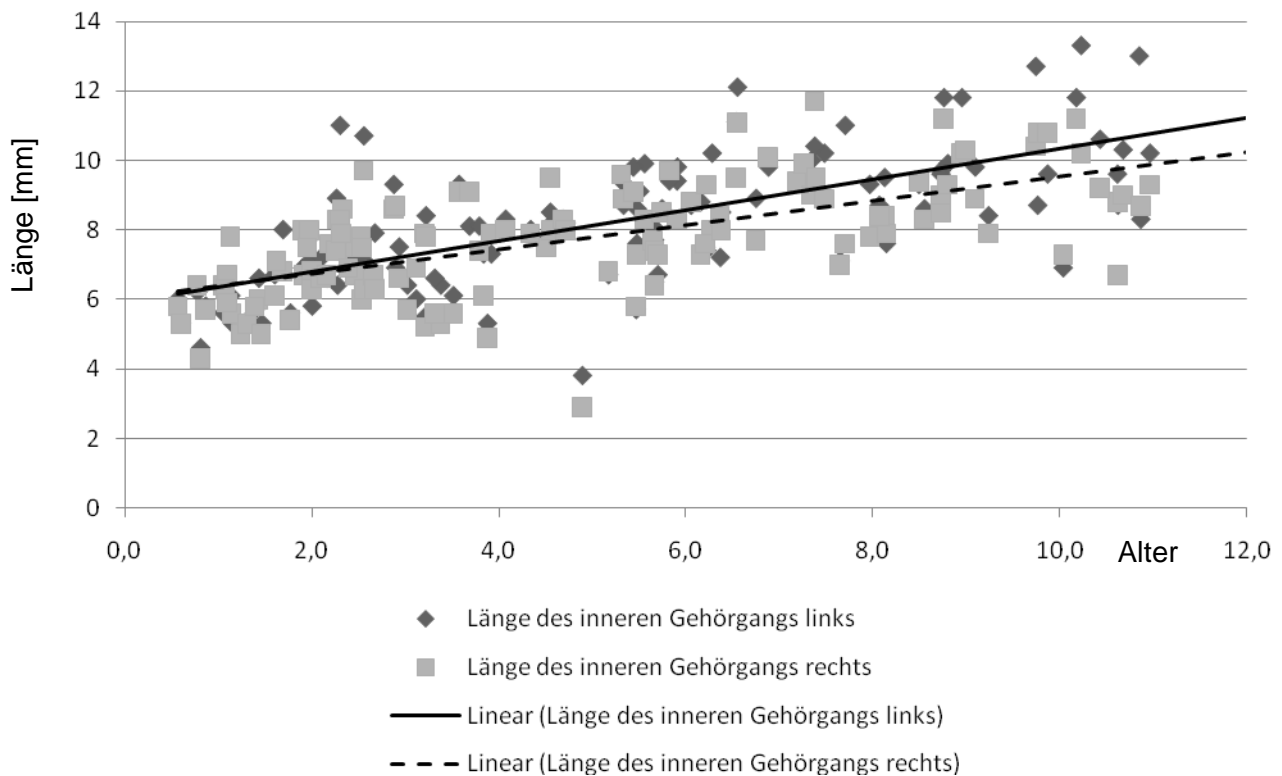


Abb. 59 Länge des inneren Gehörgangs im Seitenvergleich

Der innere Gehörgang zeigt eine fast symmetrische Zunahme seiner Länge in Abhängigkeit vom Alter der untersuchten Kinder.

Der Durchmesser des inneren Gehörgangs innen nimmt links im Schnitt um 0,15 mm, rechts um 0,17 mm pro Jahr zu, was einem signifikanten Zusammenhang (Signifikanzniveau $\alpha=0,05$) entspricht. Für den Durchmesser außen und in der Mitte besteht links keine Abhängigkeit vom Alter, rechts lediglich für den Durchmesser außen (-0.05 mm pro Jahr). Der Durchmesser außen verringert sich signifikant mit zunehmendem Alter (Signifikanzniveau $\alpha=0,05$).

Der in Abbildung 60 kaum sichtbare Unterschied zwischen den Steigungen der linearen Darstellung der Messwerte bedingt trotzdem nur eine einseitig auftretende Korrelation rechts.

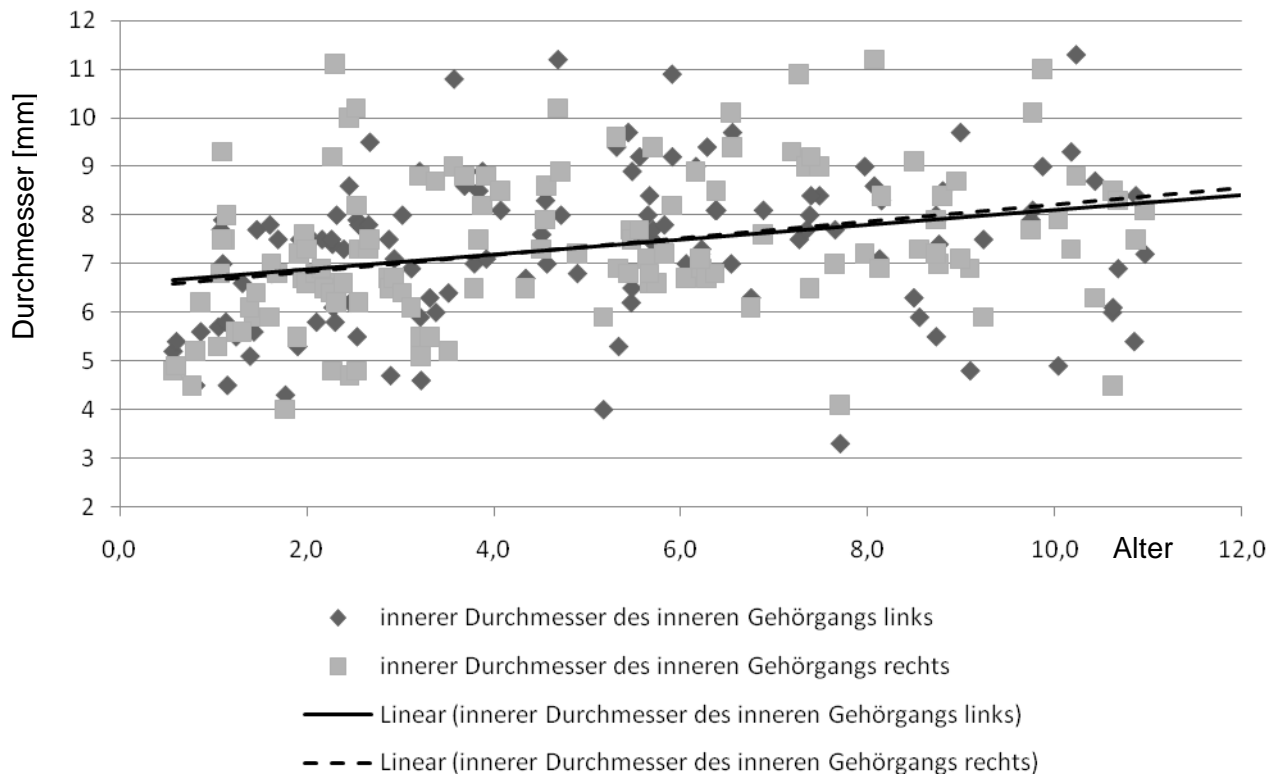


Abb. 60 Durchmesser des inneren Gehörgangs innen im Seitenvergleich

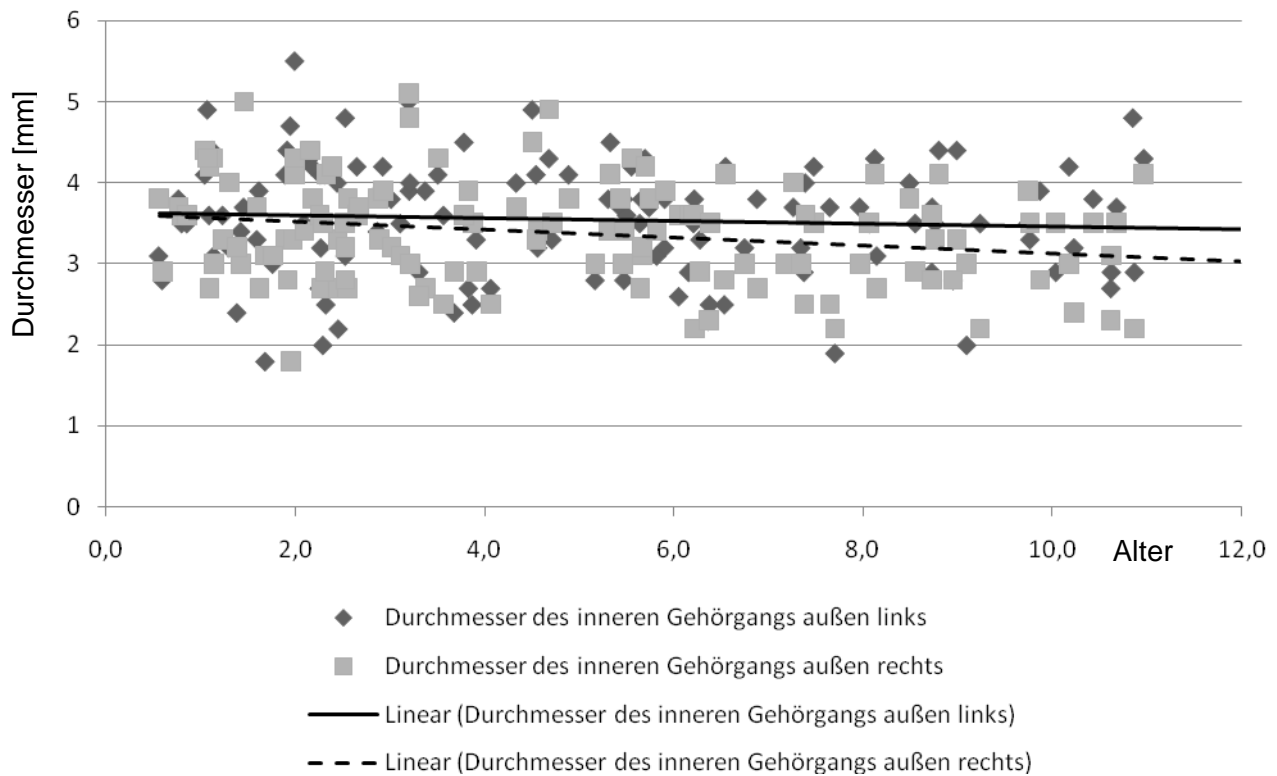


Abb. 61 Durchmesser des inneren Gehörgangs außen im Seitenvergleich

Die zunehmende Seitendifferenz des äußeren Durchmessers des inneren Gehörgangs ist im Gegensatz zu den anderen Durchmessern derselben Struktur dagegen wie in Abb. 61 dargestellt deutlich sichtbar.

Bei der Beurteilung des Winkels des Gehörgangs zeigt sich eine zunehmende Verringerung des Winkels um $0,64^\circ$ pro Lebensjahr auf der linken Seite. Auf der rechten Seite verringert sich der Winkel nur um $0,53^\circ$ pro Jahr. Bei der statistischen Betrachtung im intraindividuellen Seitenvergleich zeigt sich kein statistisch signifikanter Unterschied. Beim statistischen Vergleich zwischen dem ersten und dem zehnten Lebensjahr war eine statistisch signifikante Verringerung nur auf der linken Seite nachweisbar ($p=0,05$).

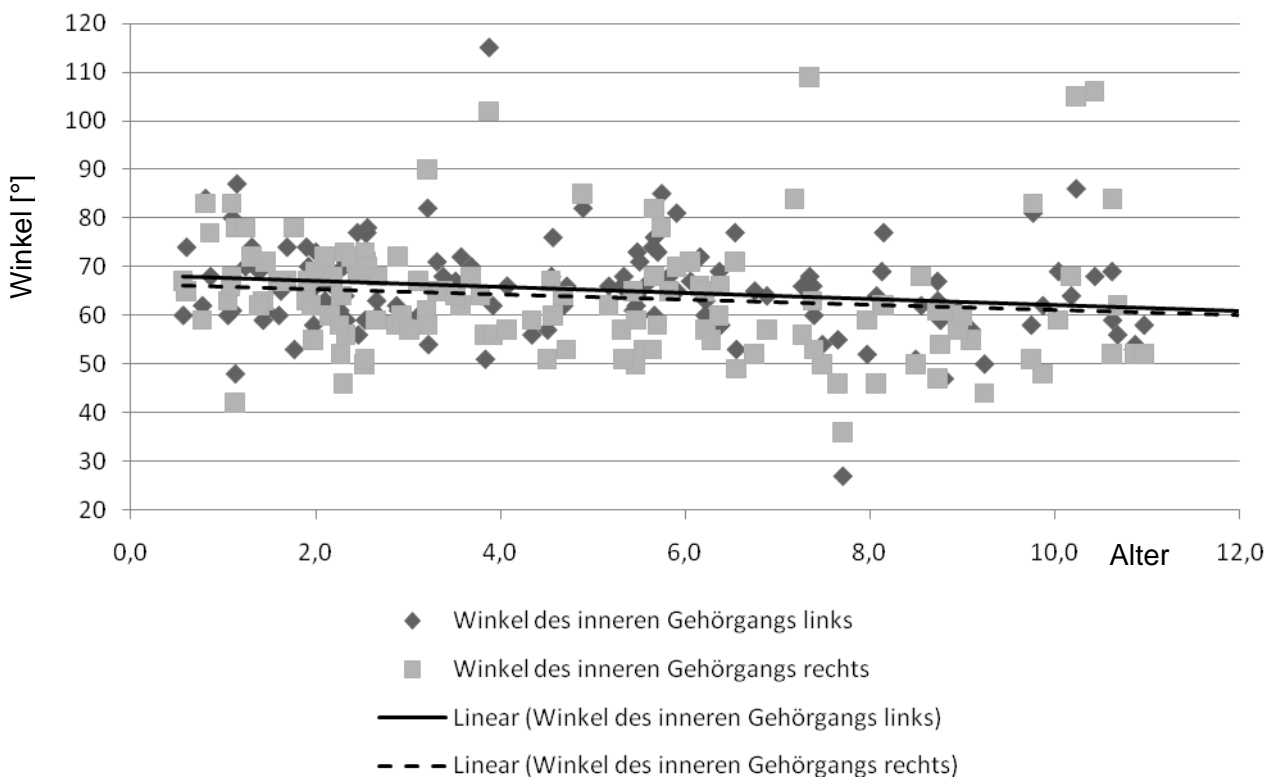


Abb. 62 Winkel des inneren Gehörgangs im Seitenvergleich

5.4.3 Aquaeductus vestibuli

Die Variablen des Aquaeductus vestibuli, links wie rechts, hängen nicht vom Alter des Kindes ab.

5.4.4 Canalis facialis

Links hängt der Durchmesser des Canalis facialis im Bereich des Labyrinths signifikant positiv vom Alter ab. Mit jedem Jahr wächst der Durchmesser um 0,015 mm. Hier liegt die Varianzaufklärung bei 3,3% entsprechend einem sehr schwachen Zusammenhang, da der Durchmesser links zu 96,7% von anderen Einflussfaktoren abhängt. Trotzdem ist eine deutliche Seitendifferenz in der Altersentwicklung gegeben.

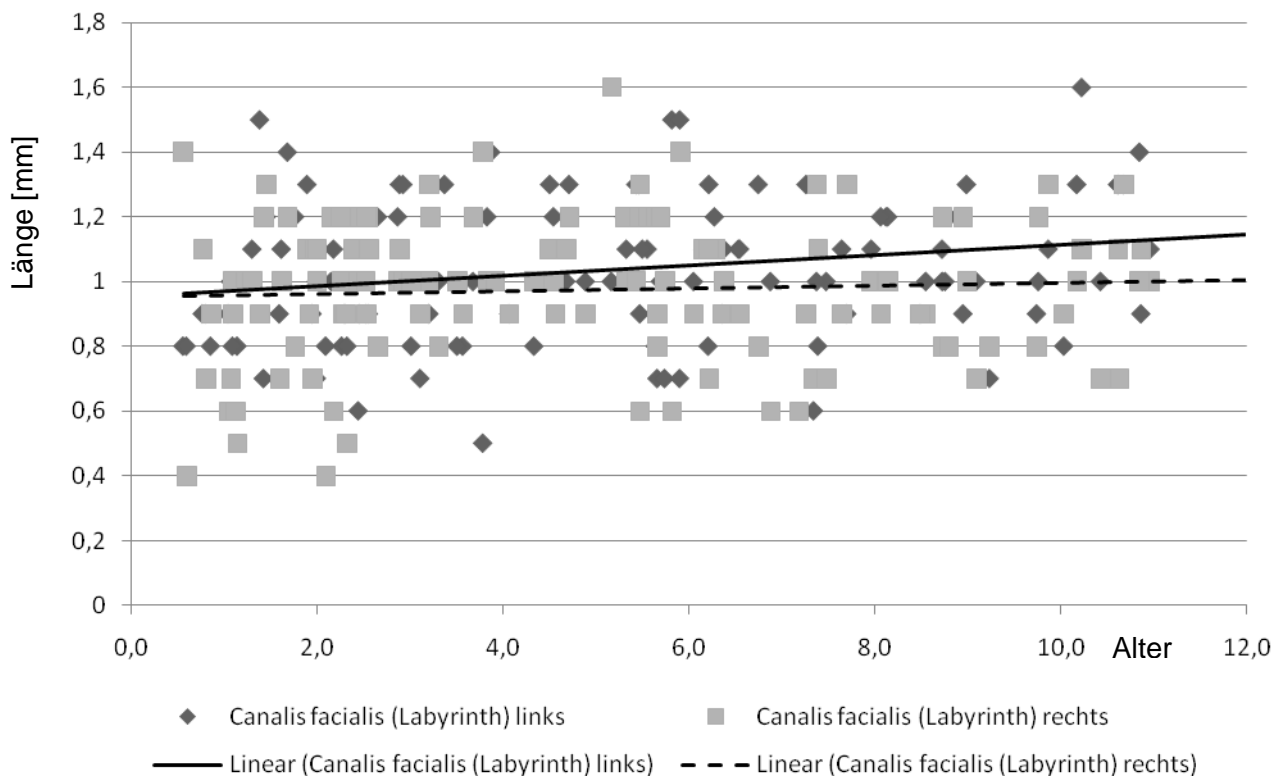


Abb. 63 Durchmesser des Canalis facialis im Bereich der Labyrinths im Seitenvergleich

Rechts hängen dagegen die Durchmesser des Canalis facialis im Bereich des Tympanon und des Mastoids signifikant positiv vom Alter ab, nicht jedoch, wie links, für den Bereich des Labyrinths ($p=0,05$). Die Durchmesser im Bereich des Tympanon und Mastoids wachsen um 0,016 und 0,03 mm pro Jahr.

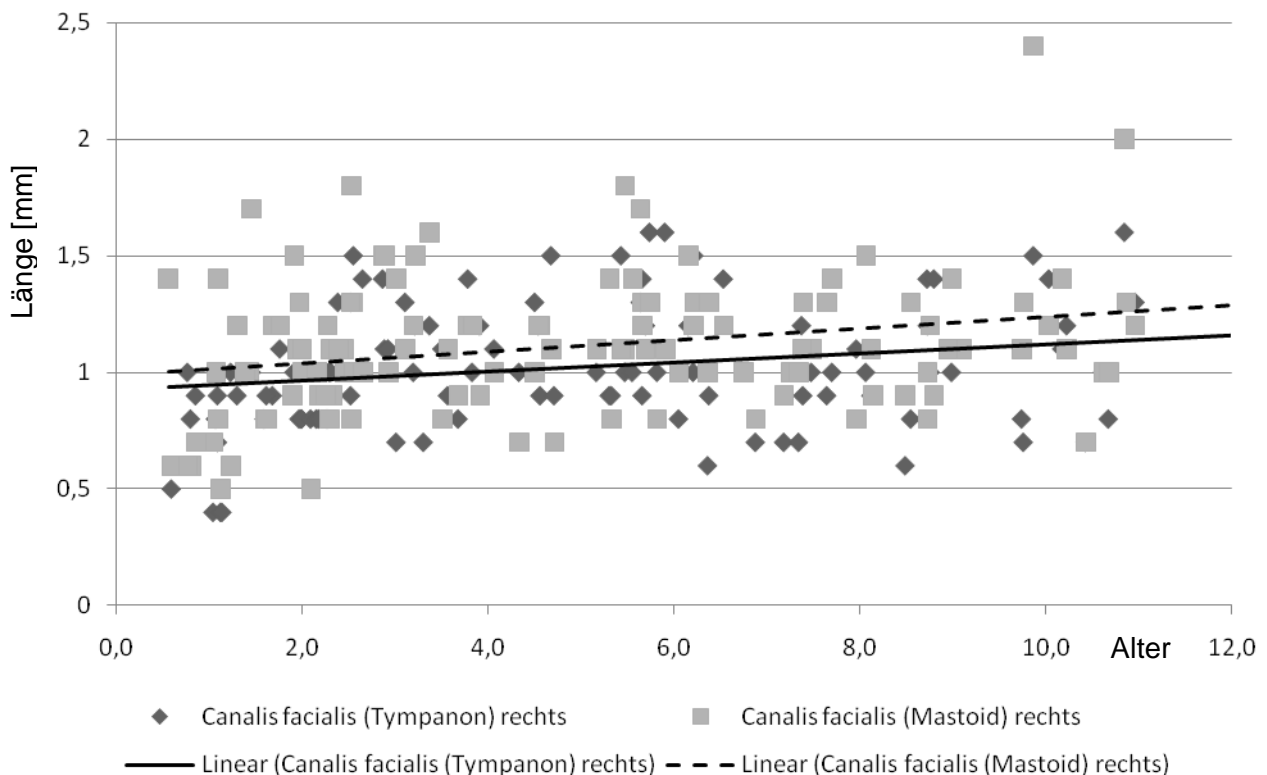


Abb. 64 Durchmesser des Canalis facialis im Bereich des Tympanons und des Mastoids rechts

Das vorgehende Diagramm zeigt nur die Werte der linken Körperhälfte des Canalis facialis im Bereich des Tympanons und des Mastoids (---). Auf der rechten Seite ist der hier dargestellte signifikante Anstieg in Abhängigkeit vom Alter nicht zu sehen.

5.4.5 Cochlea

Alle drei Größen der Cochlea (Höhe, Durchmesser Spitze, Durchmesser basal) hängen links wie rechts nicht vom Alter ab ($p=0,05$).

5.5 Korrelationen des petromastoidalen Kanals

Es wurden Korrelationen (Spearman's parameterfreier Korrelationskoeffizient) zwischen allen Werten des petromastoidalen Kanals und allen Werten des inneren Gehörgangs, des Aquaeductus vestibuli, des Canalis facialis und der Cochlea berechnet ($r=0,05$; $p<0,05$). Die Korrelationskoeffizienten werden jeweils in Klammern { } angegeben

5.5.1 Innerer Gehörgang

Es besteht ein starker Zusammenhang zwischen der Länge des inneren Gehörgangs und der Länge des petromastoidalen Kanals. Die beiden Größen korrelieren links mit {0,81} und rechts mit {0,57}, d.h. ein langer Gehörgang geht mit einem langen petromastoidalen Kanal einher.

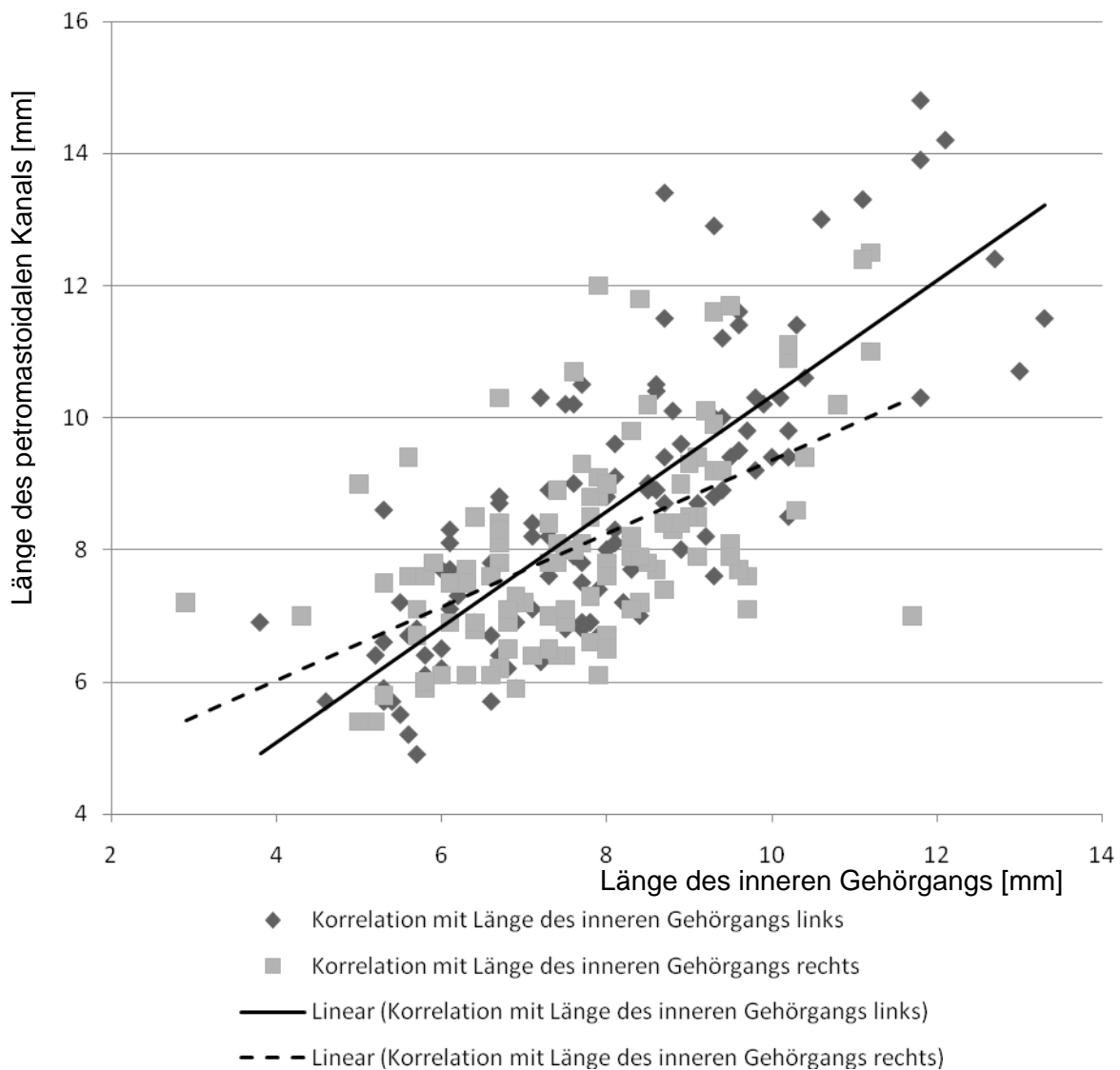


Abb. 65 Korrelation der Länge des inneren Gehörgangs mit der Länge des petromastoidalen Kanals

Die stärkste in dieser Untersuchung aufgetretene Korrelation mit einem Korrelationskoeffizienten von 0,81 wird in Abb. 65 durch die Steigung der Geraden der Werte der linken Seite deutlich hervorgehoben.

Der Durchmesser des inneren Gehörgangs innen hängt sowohl links mittelstark $\{0,47\}$ als auch rechts $(---)$ schwach $\{0,26\}$ signifikant mit der Länge des petromastoidalen Kanals zusammen. Findet man einen langen petromastoidalen Kanal, so findet man im Durchschnitt auch einen breiteren inneren Gehörgang.

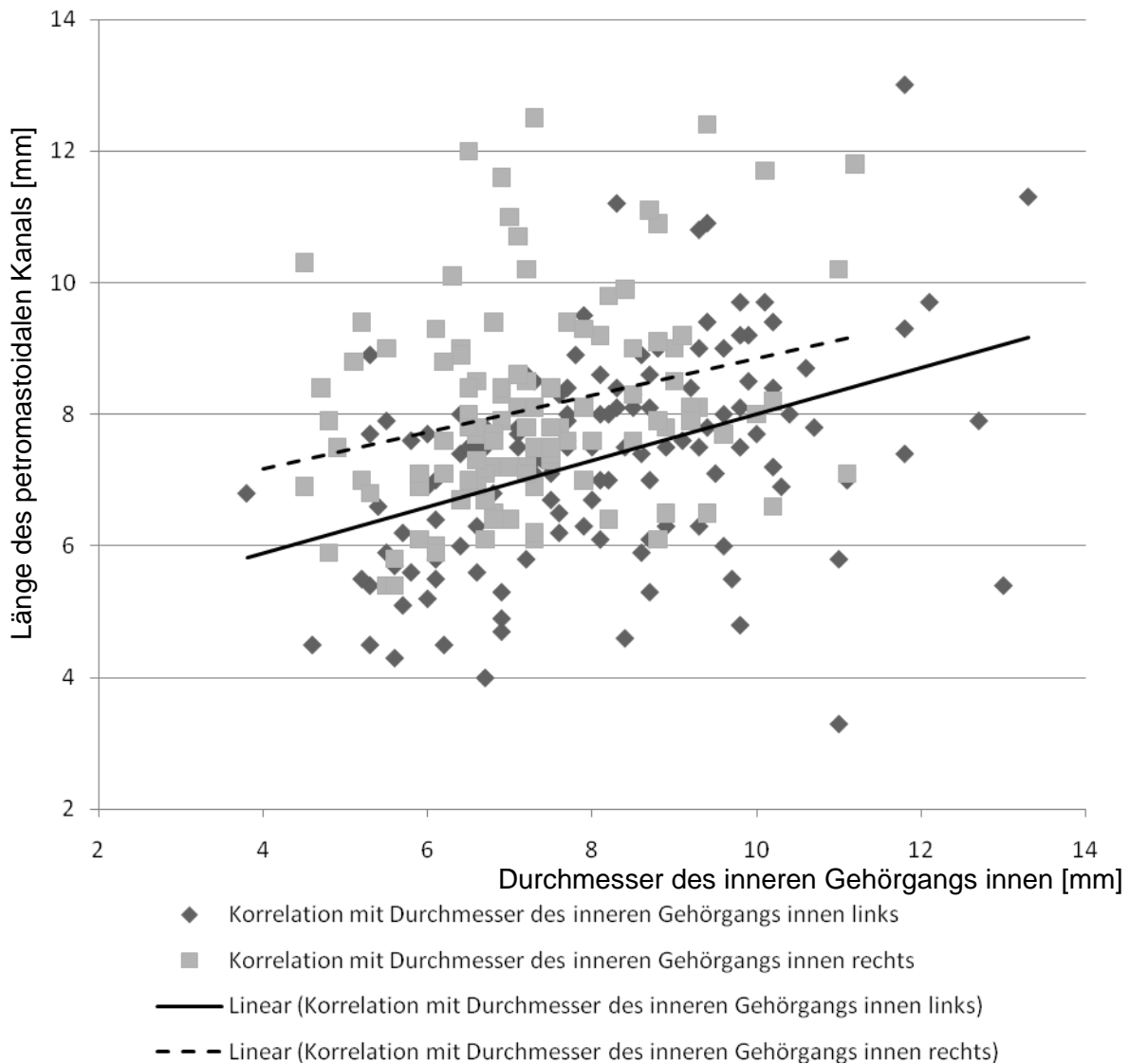


Abb. 66 Korrelation des inneren Durchmessers des Gehörgangs mit der Länge des petromastoidalen Kanals

Es werden in Abb. 66 die gemessenen Werte des inneren Gehörgangs auf der Abszisse gegen die Werte desselben Probanden die Länge des petromastoidalen Kanals entsprechend aufgetragen.

Auf der rechten Seite tritt ein größerer Durchmesser des Gehörgangs innen im Schnitt eher mit geringerer Tiefe der Fossa subarcuata {0,25} und kleinerem Durchmesser des petromastoidalen Kanals außen {0,25} auf. Beide Korrelationen sind nur schwach ausgeprägt.

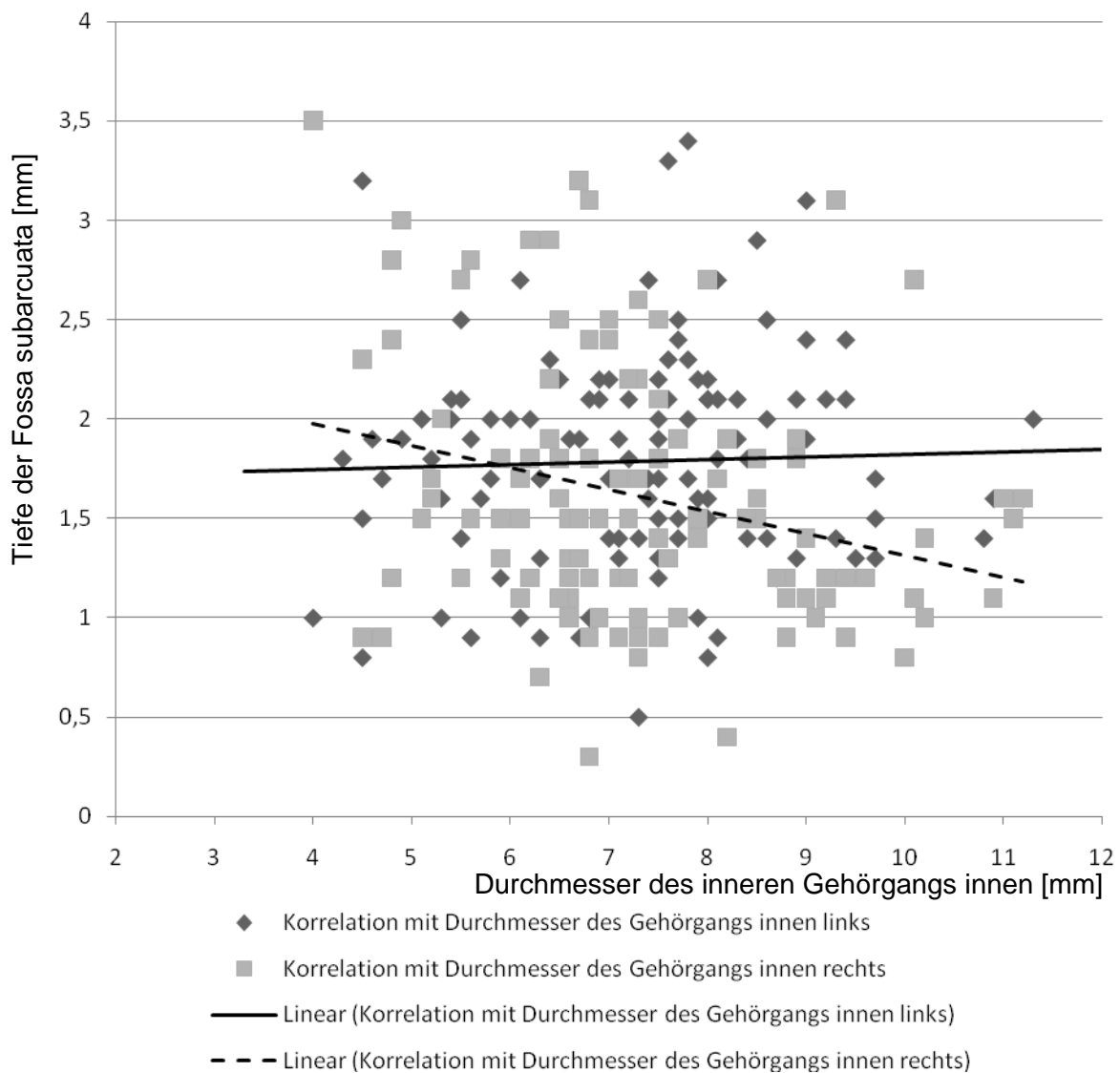


Abb. 67 Korrelation des inneren Durchmessers des Gehörgangs mit der Tiefe der Fossa subarcuata

Auch hier kann nur die einseitig signifikante Änderung der Tiefe der Fossa subarcuata (Ordinate) in Zusammenspiel mit dem inneren Durchmesser des inneren Gehörgangs gezeigt werden. Die Korrelation wird trotz des niedrigen Korrelationskoeffizienten von nur 0,25 aufgrund der Skalierung der Ordinate zur übersichtlichen Darstellung der Messwerte überdeutlich.

Entsprechendes zeigt sich in der folgenden Abbildung für den äußeren Durchmesser des petromastoidalen Kanals.

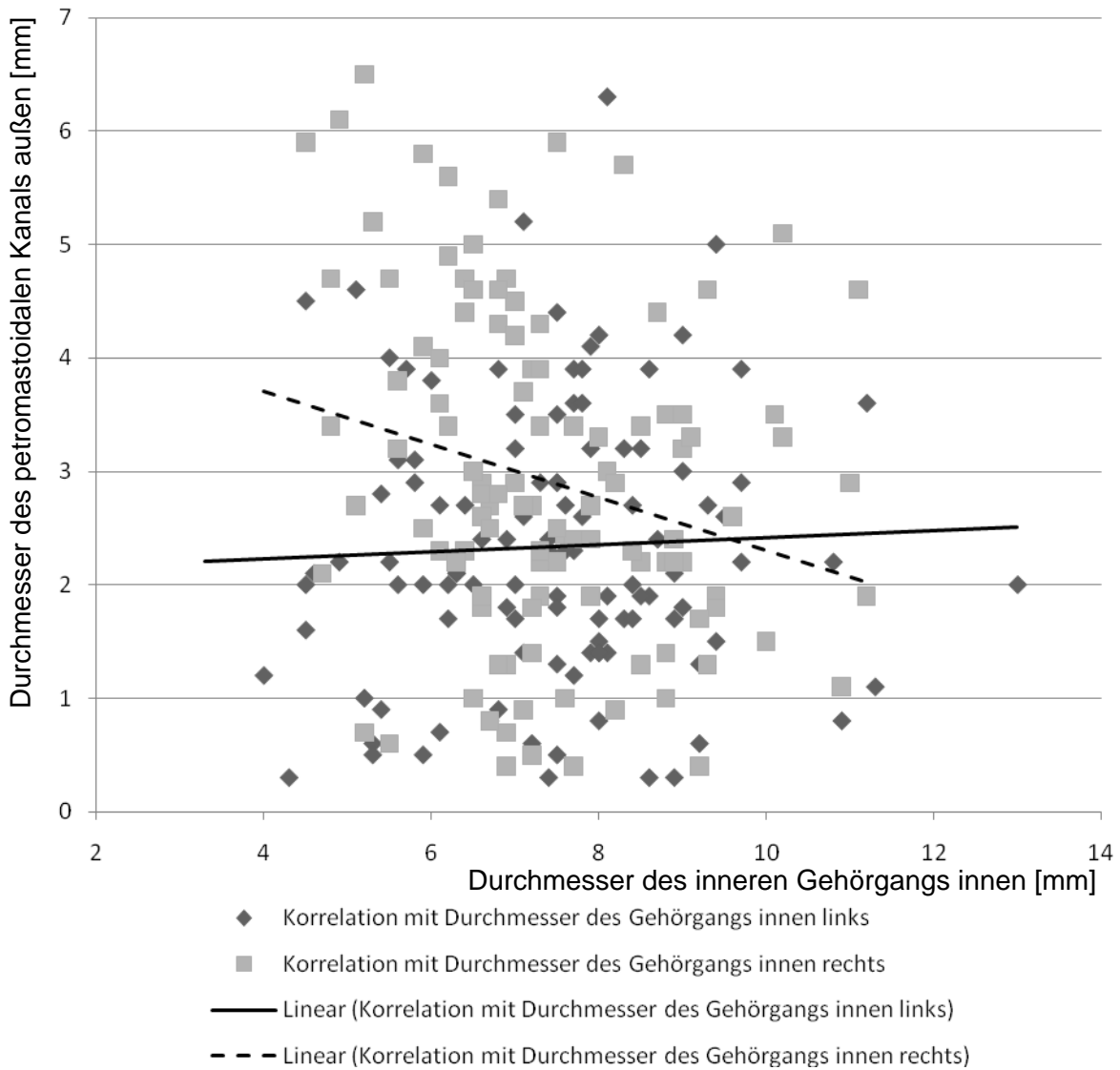


Abb. 68 Korrelation des äußeren Durchmessers des Gehörgangs mit dem Durchmesser des petromastoidalen Kanals außen

5.5.2 Aquaeductus vestibuli

Ebenfalls nur rechts findet sich ein schwacher signifikanter Zusammenhang zwischen dem Durchmesser des Aquaeductus vestibuli und dem Durchmesser des petromastoidalen Kanals in der Mitte {0,29}. Je größer der Durchmesser des Aquaeductus vestibuli, desto größer ist der Durchmesser des petromastoidalen Kanals in der Mitte.

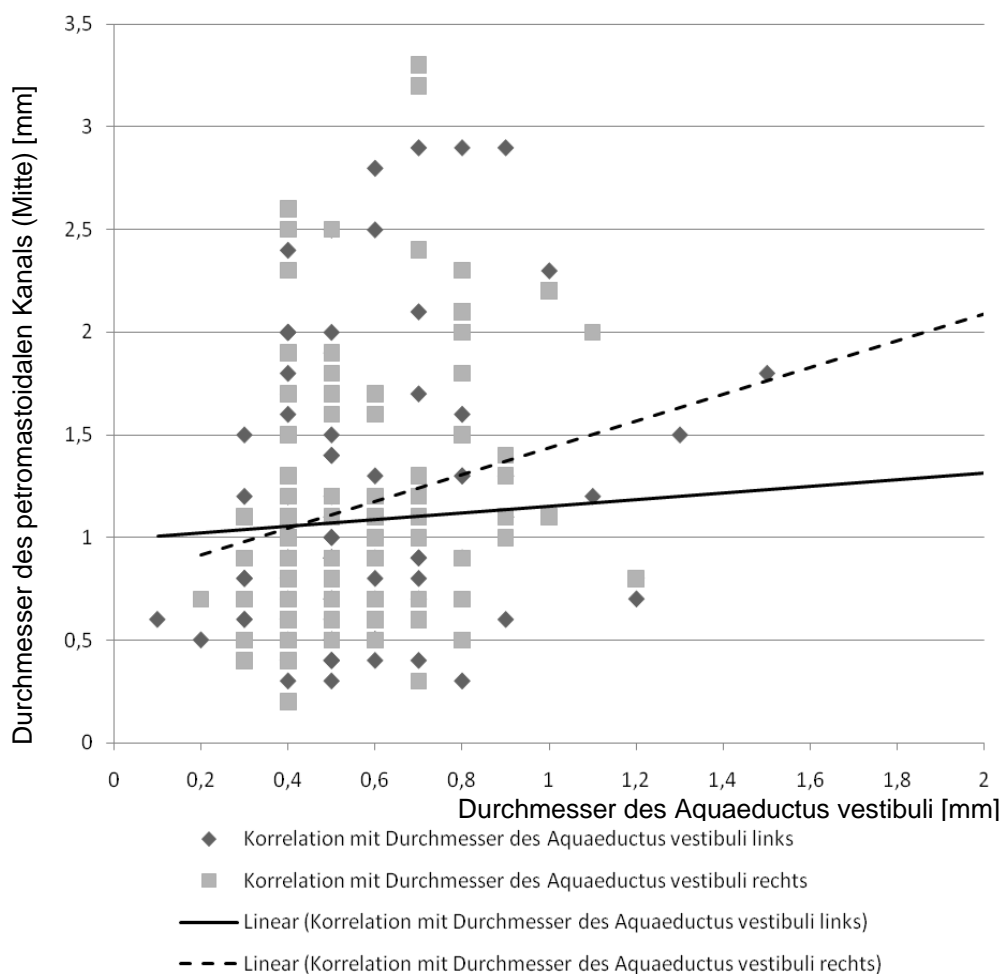


Abb. 69 Korrelation des Durchmessers des Aquaeductus vestibuli mit dem Durchmesser des petromastoidalen Kanals (Mitte)

Es zeigt sich in den gemessenen Werten eine (sichtbare) Tendenz zur positiven Korrelation auch auf der linken Seite. Diese war nicht signifikant. Auf der linken Seite ist die schwache Korrelation zwischen den in der Funktion nicht direkt miteinander korrespondierenden Strukturen ersichtlich.

Es besteht rechts ein schwacher Zusammenhang zwischen dem Winkel des Aquaeductus vestibuli und der Länge des petromastoidalen Kanals {0,30}. Je länger der petromastoidale Kanal, desto größer ist der Winkel.

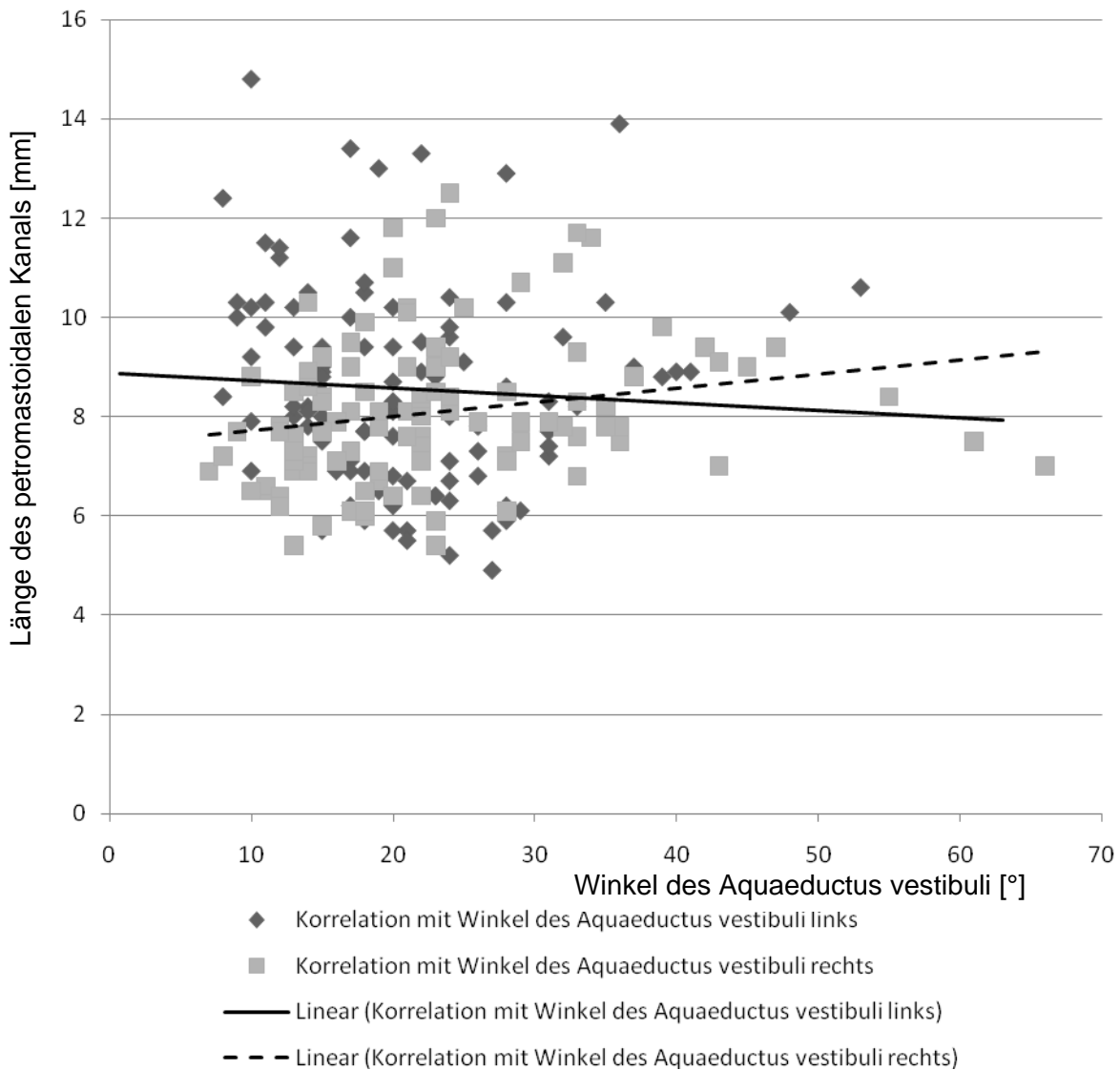


Abb. 70 Korrelation des Winkels des Aquaeductus vestibuli mit der Länge des petromastoidalen Kanals

Die Winkel des Aquaeductus vestibuli bildet fast ein Gegensatzpaar im Seitenvergleich. Auf der linken Seite ist bei größerer Länge des petromastoidalen Kanals tendenziell eher ein kleinerer Winkel den Daten zu entnehmen. Auf der rechten Seite ist dagegen ein signifikanter, positiver Zusammenhang nachweisbar.

Zudem hängt rechts der Winkel des Aquaeductus vestibuli positiv mit der Distanz des petromastoidalen Kanals zum Bogengang unten zusammen {0,30}. Je größer die Distanz zum Bogengang, desto größer ist der Winkel.

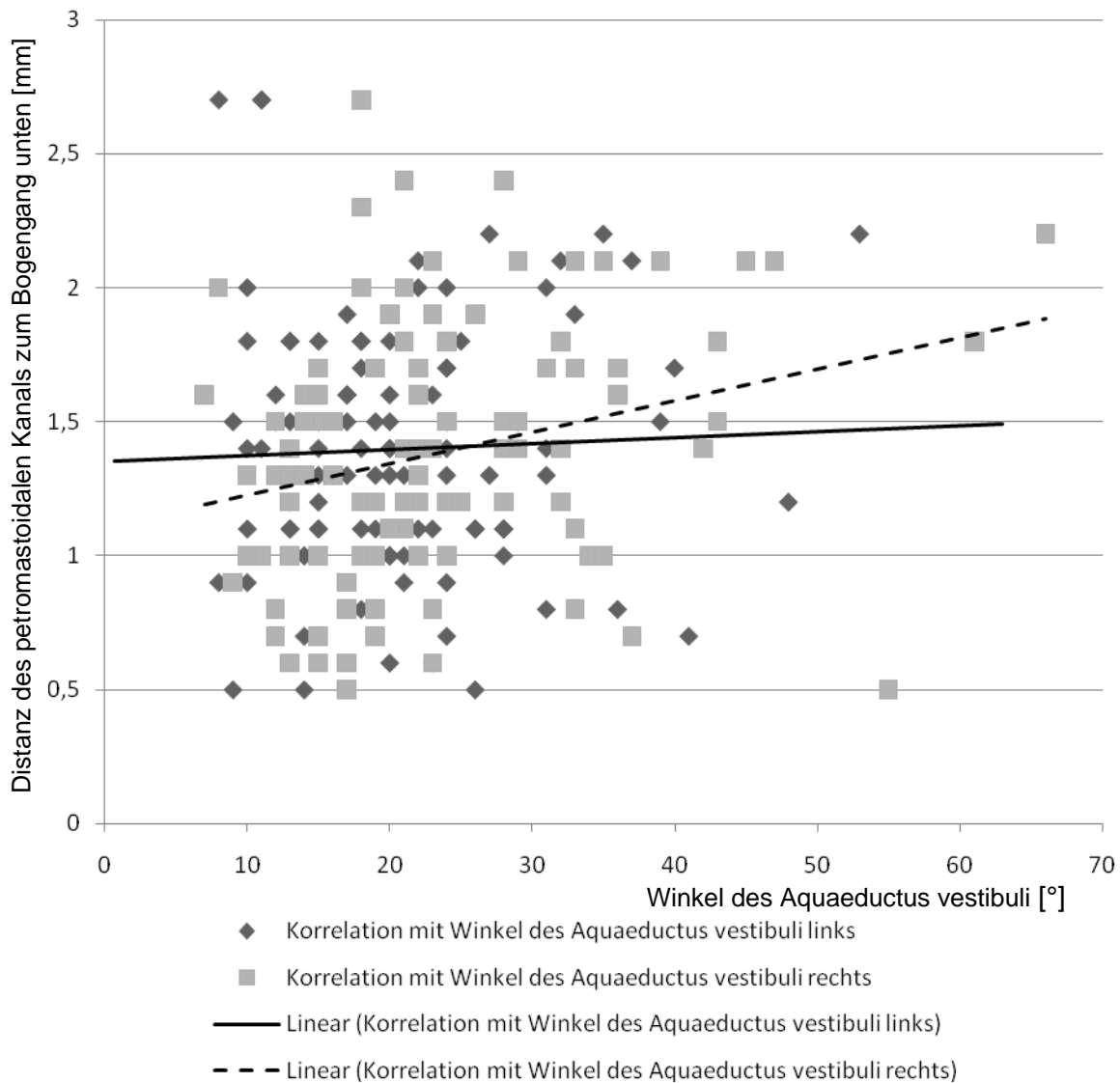


Abb. 71 Korrelation des Winkels des Aquaeductus vestibuli mit der Distanz des petromastoidalen Kanals zum Bogengang unten

In Abbildung 71 zeigt sich nur einseitig rechts der beschriebene Zusammenhang zwischen den in der Funktion nicht direkt gekoppelten anatomischen Strukturen.

5.6 Korrelationen des inneren Gehörgangs

Für alle Größen des Gehörgangs wurden für links und rechts Korrelationen berechnet (Spearman's parameterfreier Korrelationskoeffizient). Berichtet werden Zusammenhänge, die auf 1%-Niveau signifikant sind, da bei einem Signifikanzniveau von 5% aufgrund der Größe der vorliegenden Korrelationsmatrix das zufällige Auftreten signifikanter Zusammenhänge häufig (ca. 8-9 x) zu erwarten wäre.

5.6.1 Innerer Gehörgang

Ein längerer Gehörgang zeigt einen signifikant größeren Durchmesser innen ($\{0,42\}$ links und $\{0,46\}$ rechts), nicht jedoch außen oder in der Mitte. Der Zusammenhang ist mittelstark ausgeprägt.

Der fast parallele Verlauf der linearen Darstellung der Werte zeigt den fast identischen Korrelationskoeffizienten. Auf der linken Seite sind die gemessenen Werte tendenziell höher als rechts, obwohl für beide Parameter kein Unterschied im Seitenvergleich auffiel.

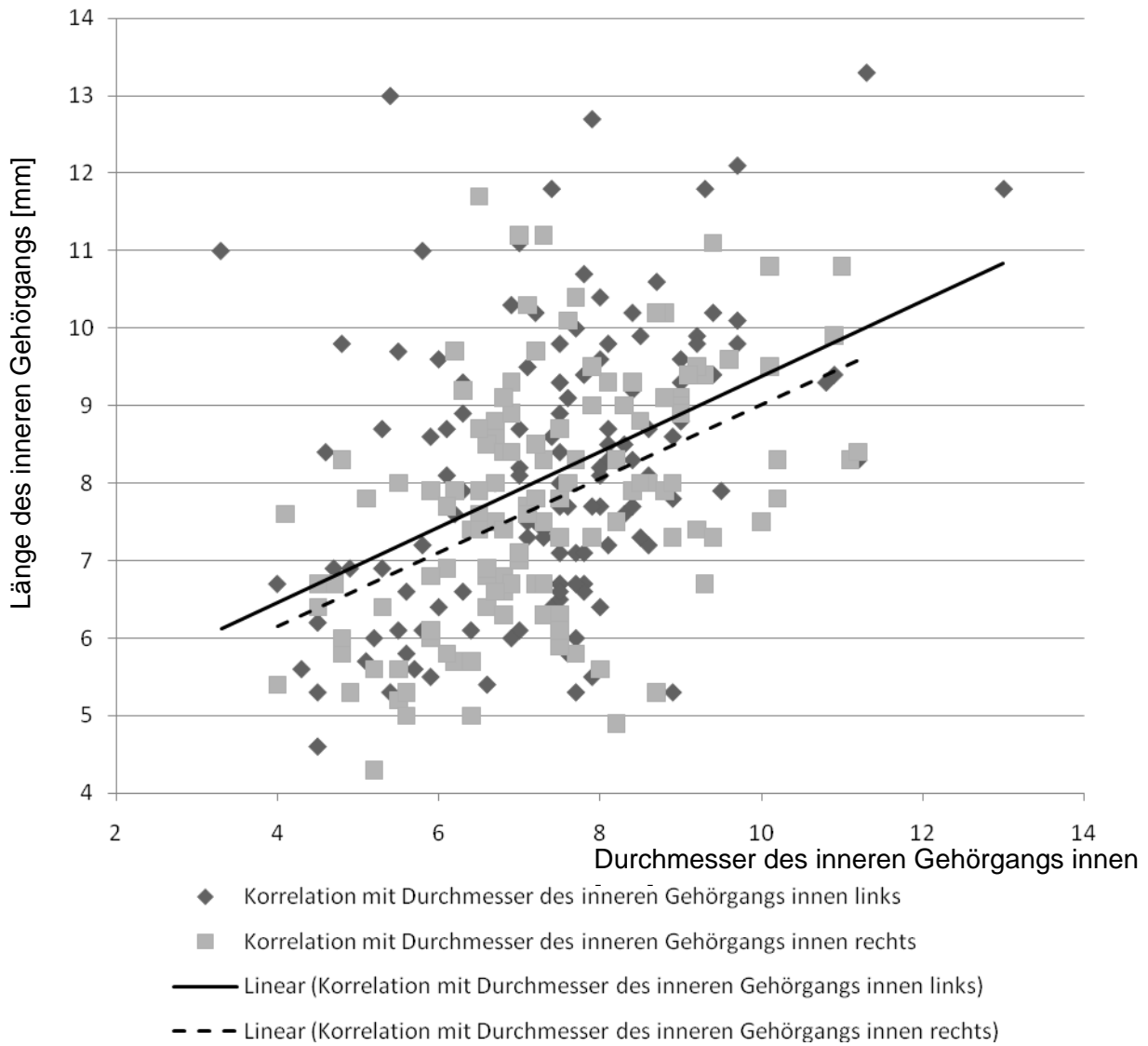


Abb. 72 Korrelation des Durchmessers des inneren Gehörgangs innen mit der Länge des inneren Gehörgangs

Ein mittelstarker Zusammenhang besteht auch zwischen dem Durchmesser des Gehörgangs innen und dem Durchmesser des Gehörgangs in der Mitte (links {0,44}, rechts {0,5}).

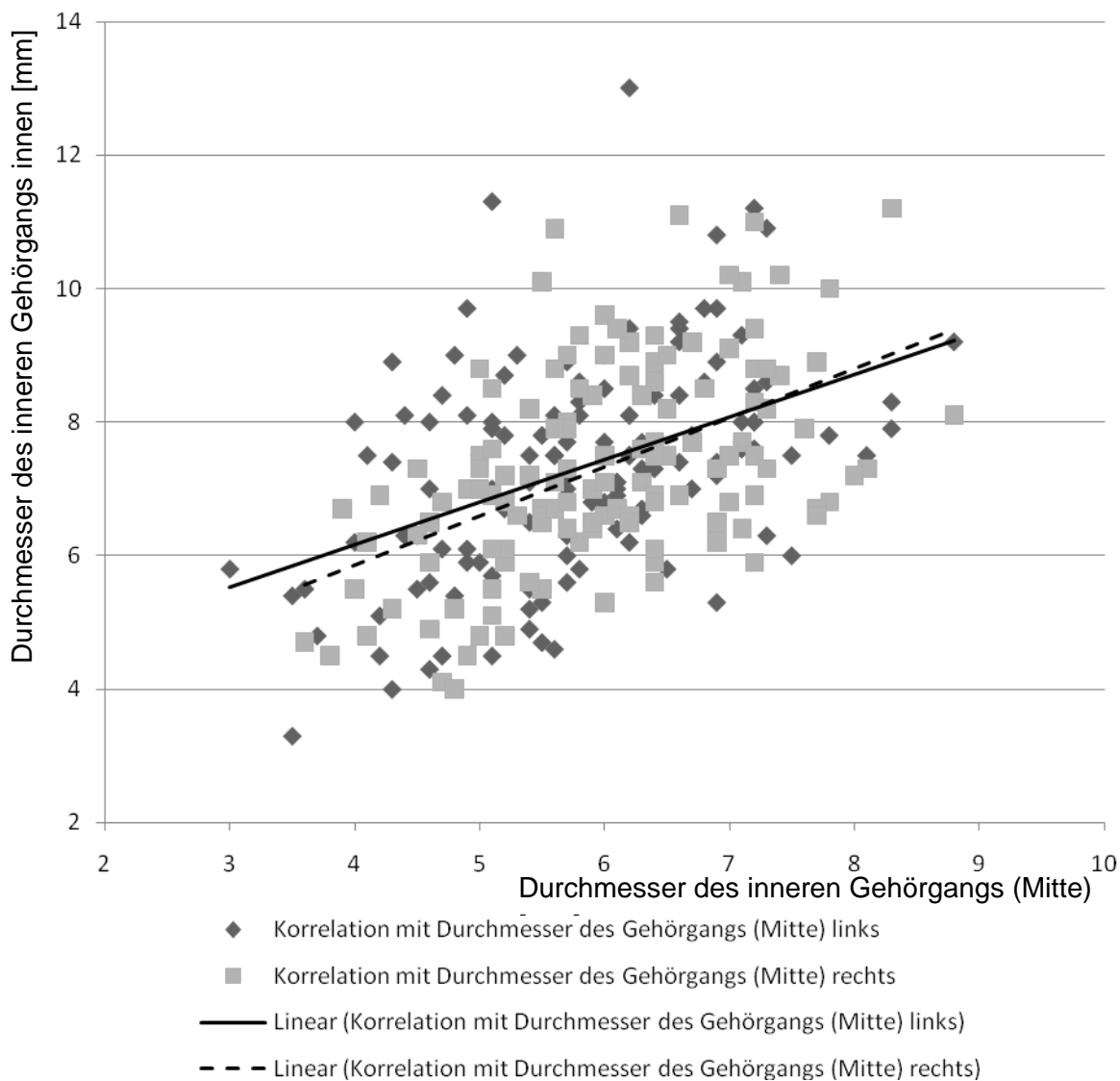


Abb. 73 Korrelation der Durchmesser des inneren Gehörgangs innen und Mitte

Obwohl der mittlere Durchmesser des inneren Gehörgangs im Seitenvergleich signifikant anders verteilt war (Kap. 5.2, Abb. 43), fällt dies bei Korrelation mit dem inneren Durchmesser graphisch nicht auf. Der fast parallele Linienvverlauf zeigt wieder die Nähe der Korrelationskoeffizienten links und rechts.

Mit Zunahme des Durchmessers des Gehörgangs in der Mitte nimmt auch der Durchmesser außen zu (links mittelstarke $\{0,54\}$, rechts schwache Korrelation $\{0,36\}$).

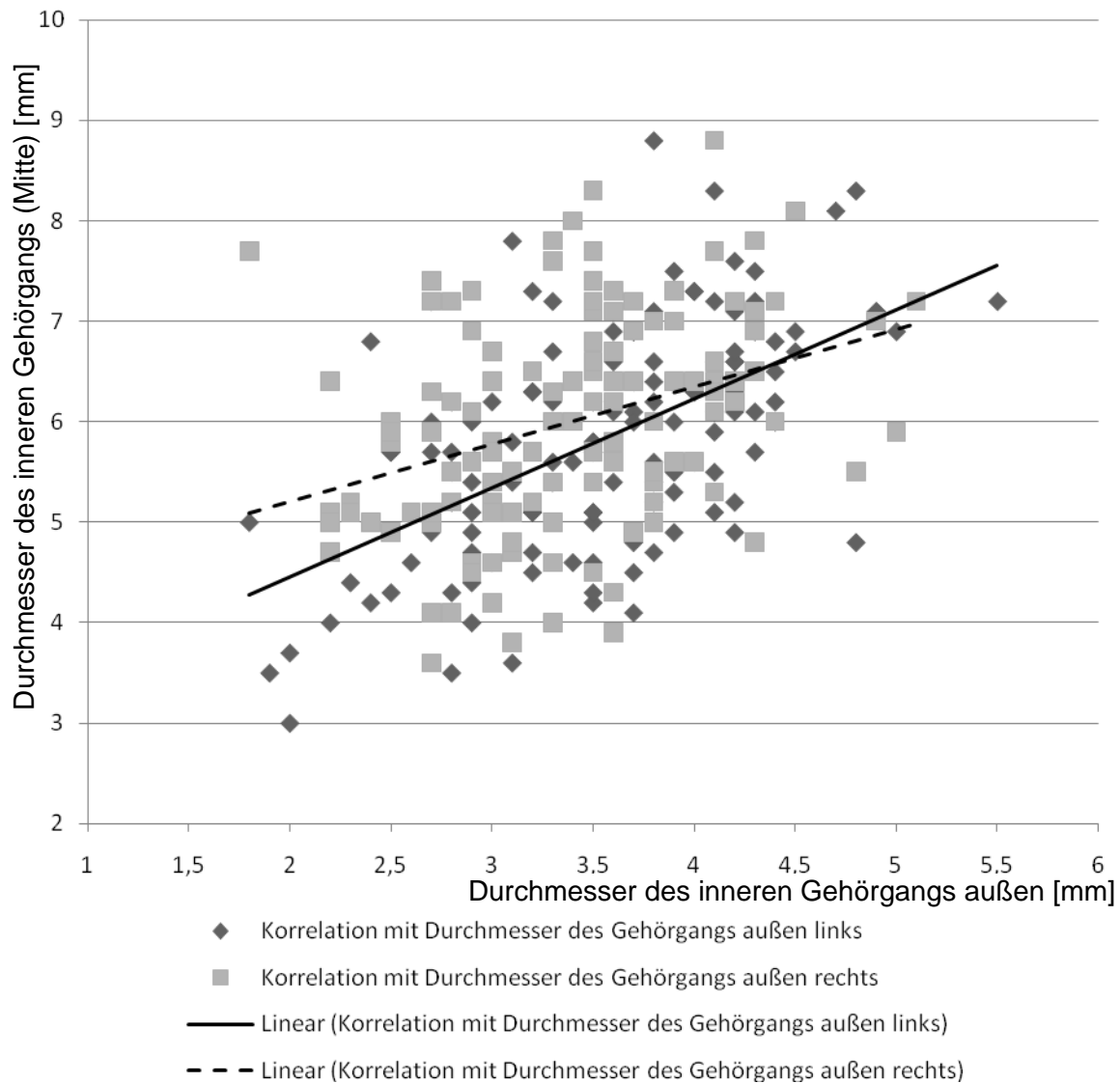


Abb. 74 Korrelation der Durchmesser des inneren Gehörgangs außen und Mitte

In Abbildung 74 ist wieder der mittlere Durchmesser des inneren Gehörgangs beteiligt. Auch hier ist die signifikant unterschiedliche Werteverteilung im Seitenvergleich (Kap. 5.2, Abb. 43) zu beachten.

Die Durchmesser des inneren Gehörgangs innen und außen unterliegen keiner Korrelation.

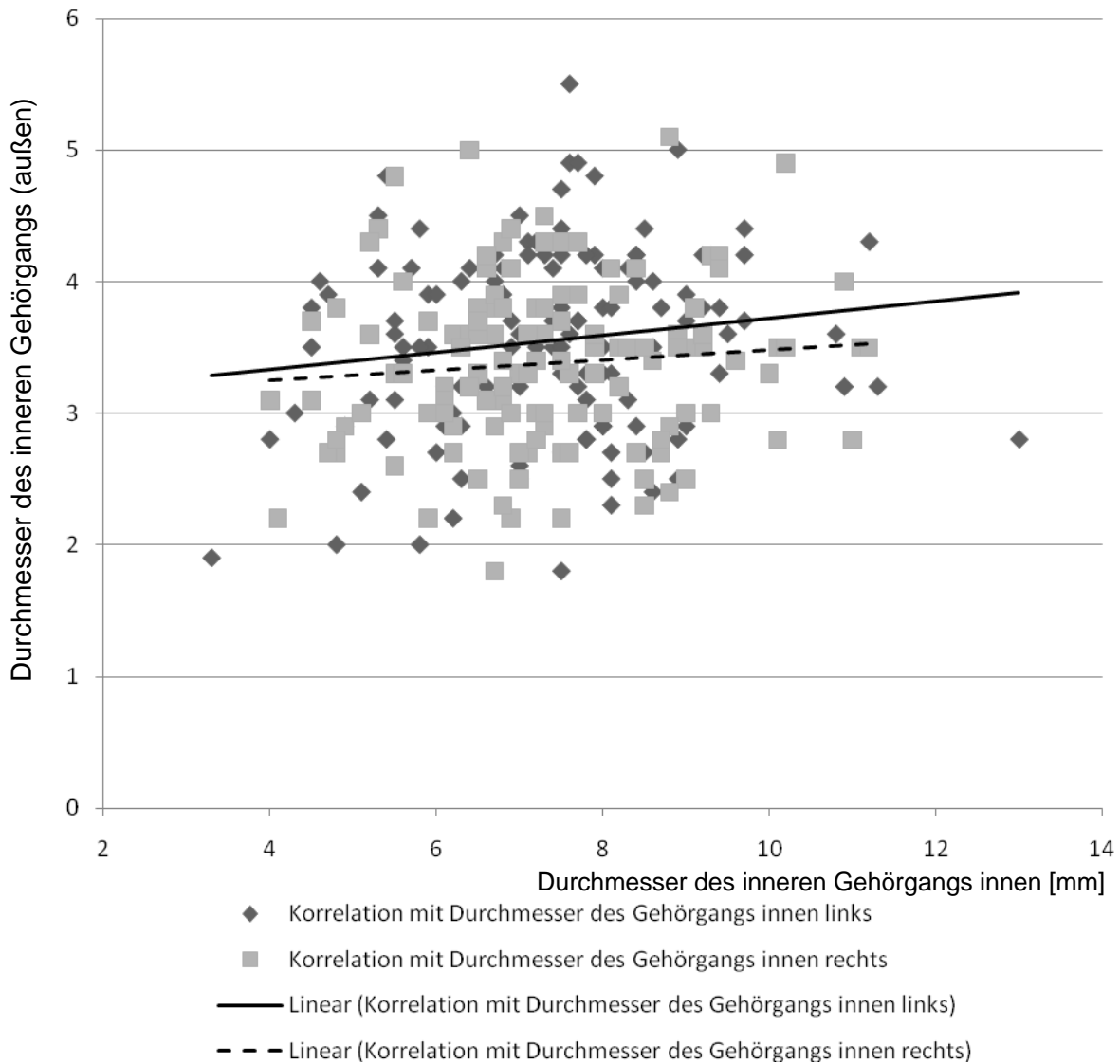


Abb. 75 Korrelation der Durchmesser des inneren Gehörgangs innen und außen

Die Abbildung zeigt zwar tendenziell eine positive Korrelation, diese war aber unter den gegebenen Voraussetzungen nicht signifikant.

Auf der rechten Seite findet sich ein im Schnitt größerer medialer Durchmesser des inneren Gehörgangs zusammen mit einem im Schnitt kleineren Winkel im Gehörgang (schwache Korrelation {0,24}).

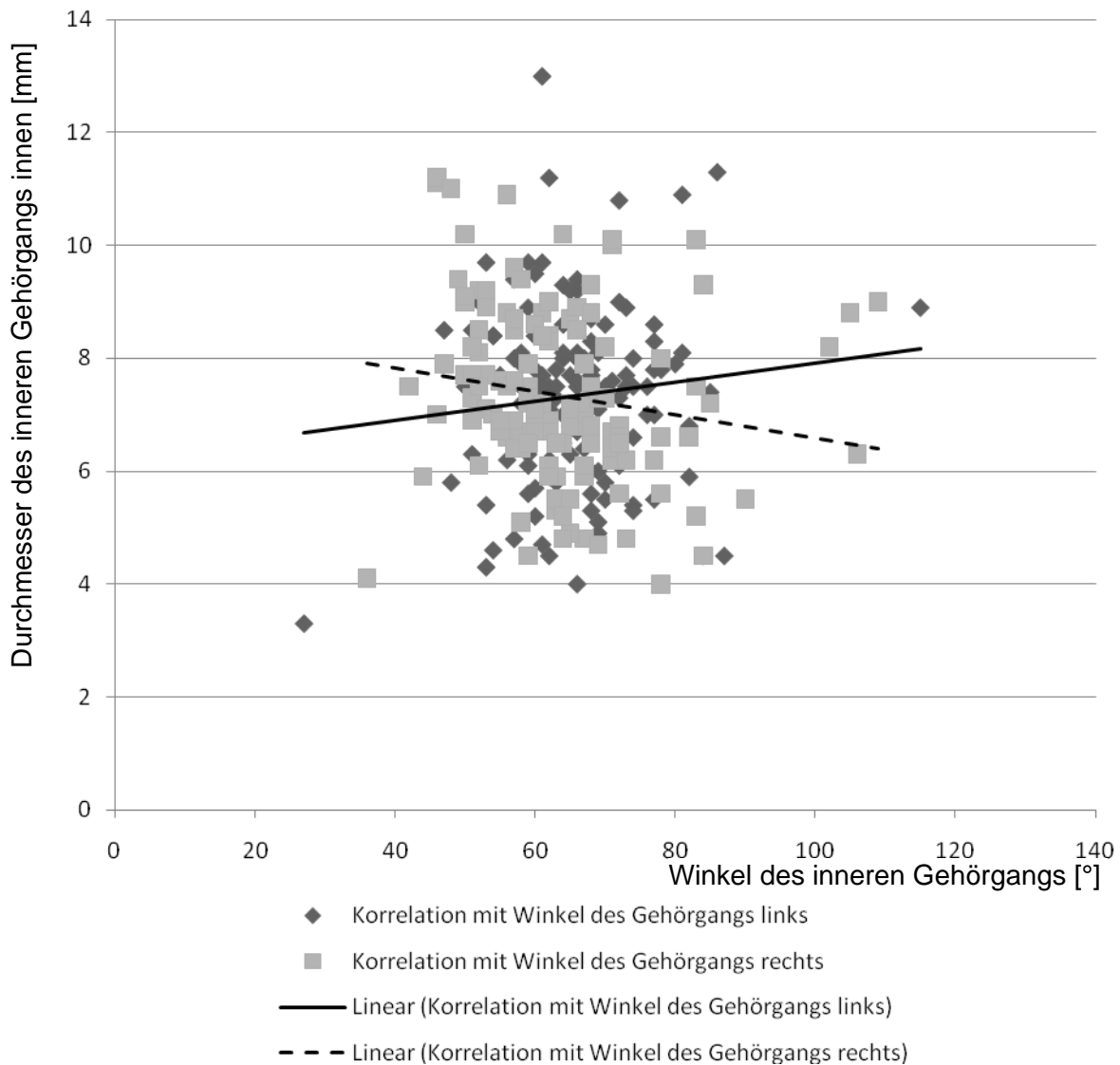


Abb. 76 Korrelation des Winkels des inneren Gehörgangs mit dem Durchmesser des inneren Gehörgangs innen

Auch hier werden wieder deutliche Unterschiede im Seitenvergleich sichtbar, obwohl für keinen der beiden Parameter ein signifikanter Unterschied im Seitenvergleich nachweisbar war.

5.6.2 Petromastoidaler Kanal

Im Gegensatz zur linken Seite ist auf der rechten Seite auch ein signifikanter, negativer Zusammenhang zwischen der Länge des inneren Gehörgangs und dem Durchmesser der Fossa subarcuata ($\{0.44\}$ mittelstark) und dem Durchmesser des petromastoidalen Kanals innen ($\{0.32\}$ schwach) beobachtbar. Mit langem Gehörgang geht rechts eine kürzere Fossa subarcuata und ein kleinerer Durchmesser des petromastoidalen Kanals innen einher.

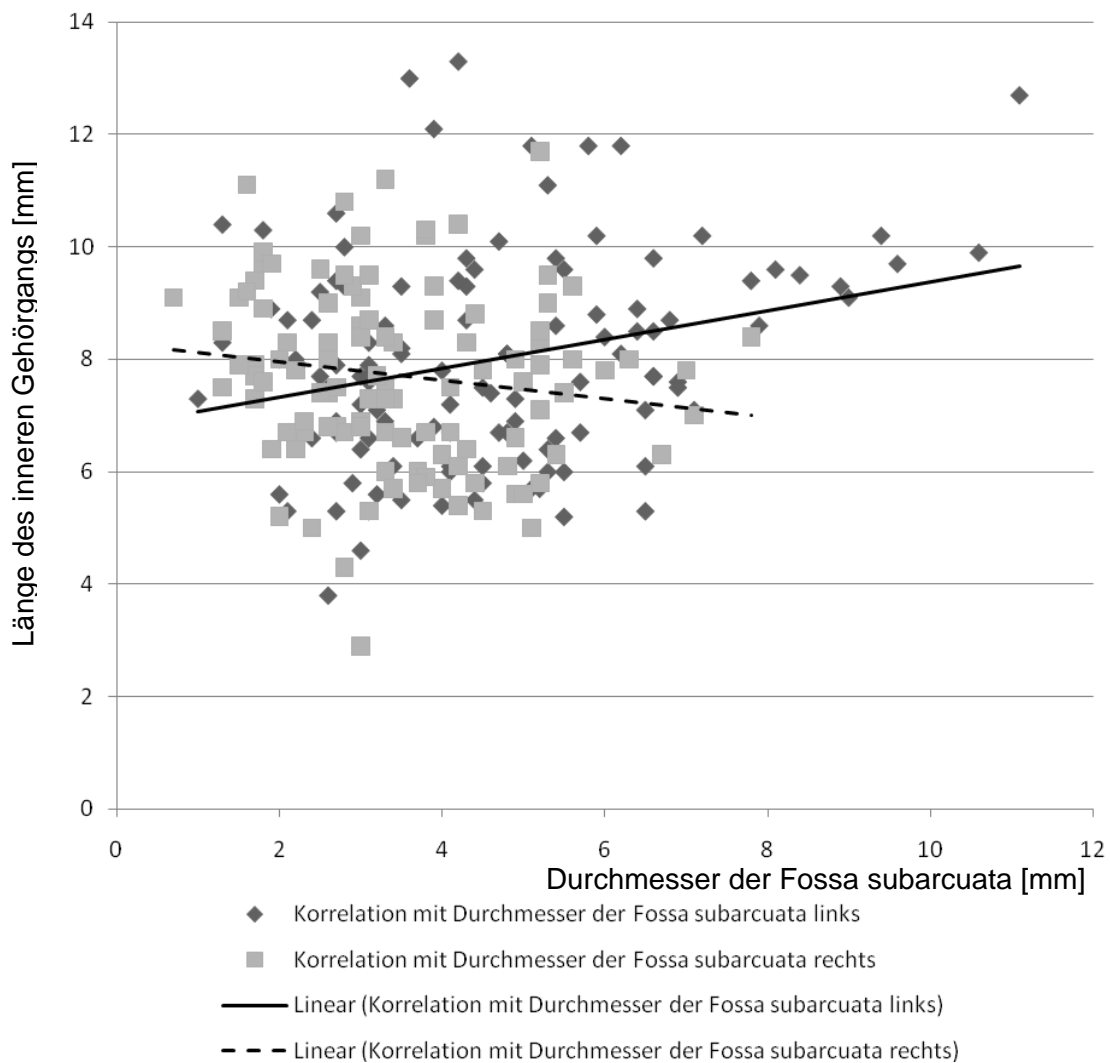


Abb. 77 Korrelation des Durchmessers der Fossa subarcuata mit der Länge des inneren Gehörgangs

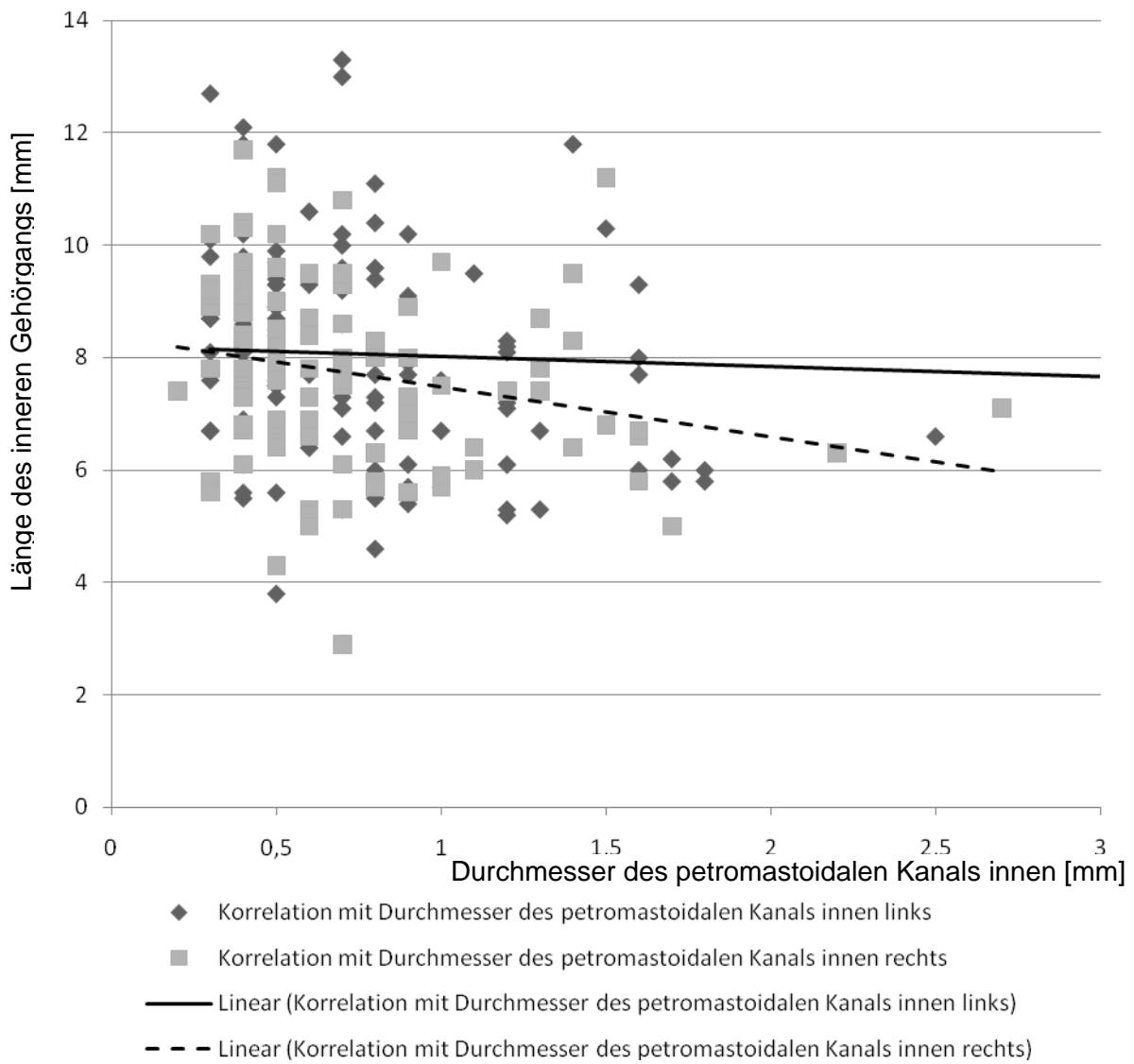


Abb. 78 Korrelation des Durchmessers des petromastoidalen Kanals innen mit der Länge des inneren Gehörgangs

5.6.3 Cochlea

Auf der rechten Seite findet sich mit größerem Durchmesser des Gehörgangs in der Mitte auch eine schwach signifikante Zunahme der Höhe der Cochlea {0,24}.

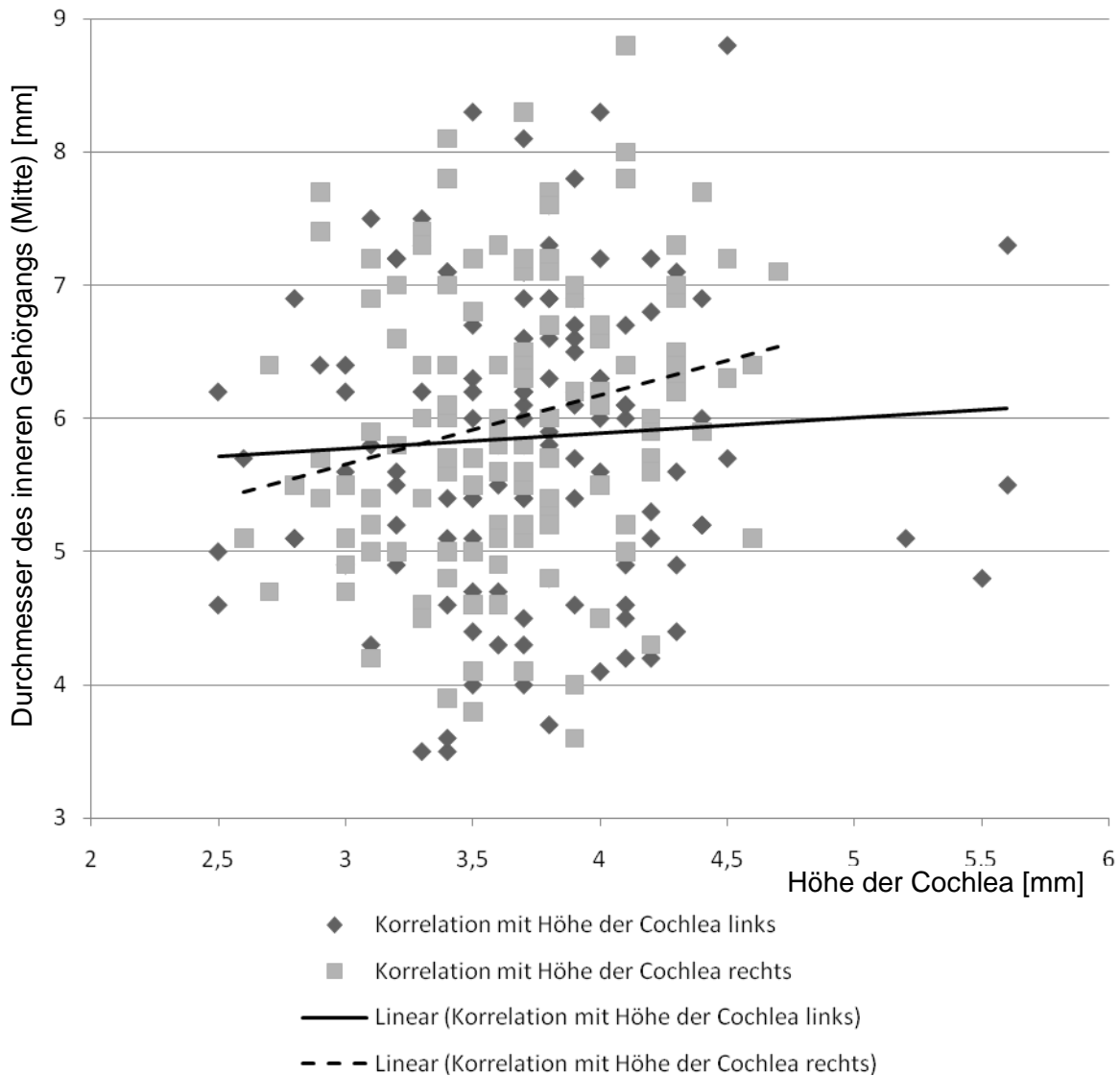


Abb. 79 Korrelation der Höhe der Cochlea mit dem Durchmesser des inneren Gehörgangs (Mitte)

Auch der Durchmesser der Cochlea auf der rechten Seite nimmt bei größerem Durchmesser des Gehörgangs in der Mitte schwach signifikant zu (basale Windung {0,26}, obere Windung {0,23}).

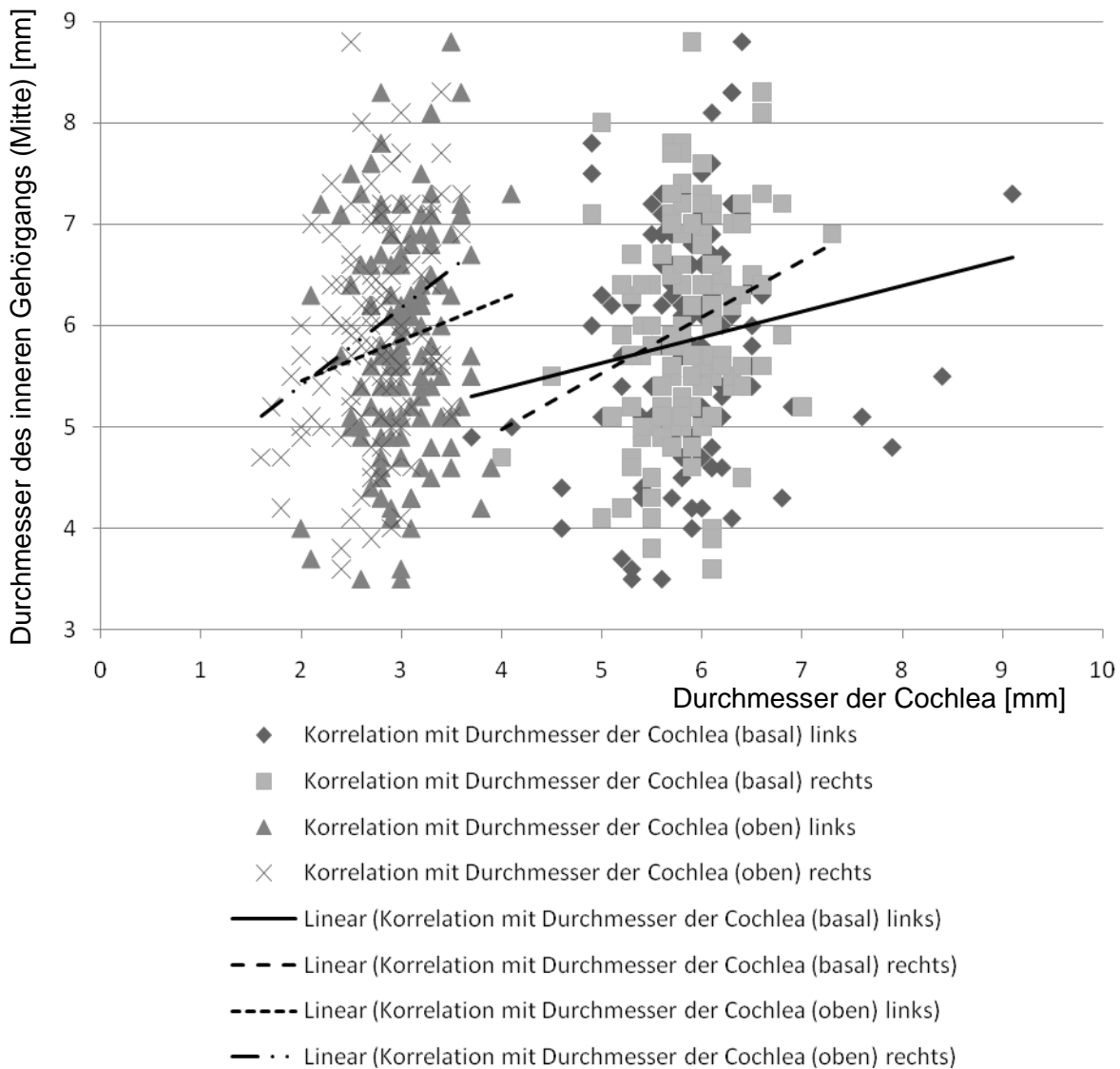


Abb. 80 Korrelation der Durchmesser der Cochlea mit dem Durchmesser des inneren Gehörgangs (Mitte)

In Abbildung 80 werden die Korrelationen des Durchmessers des inneren Gehörgangs mit den Durchmessern der basalen und oberen Windung der Cochlea dargestellt. Auf der linken Seite der Graphik bilden sich aufgrund des geringeren Durchmessers die Werte der oberen Windung ab.

Mit Zunahme des Durchmessers des inneren Gehörgangs außen kommt es auch zu einer jeweils schwach signifikanten Zunahme der Höhe der Cochlea (links: {0,31}, rechts: {0,38}) und dem Durchmesser der basalen Windung (links: {0,37}, rechts: {0,37}).

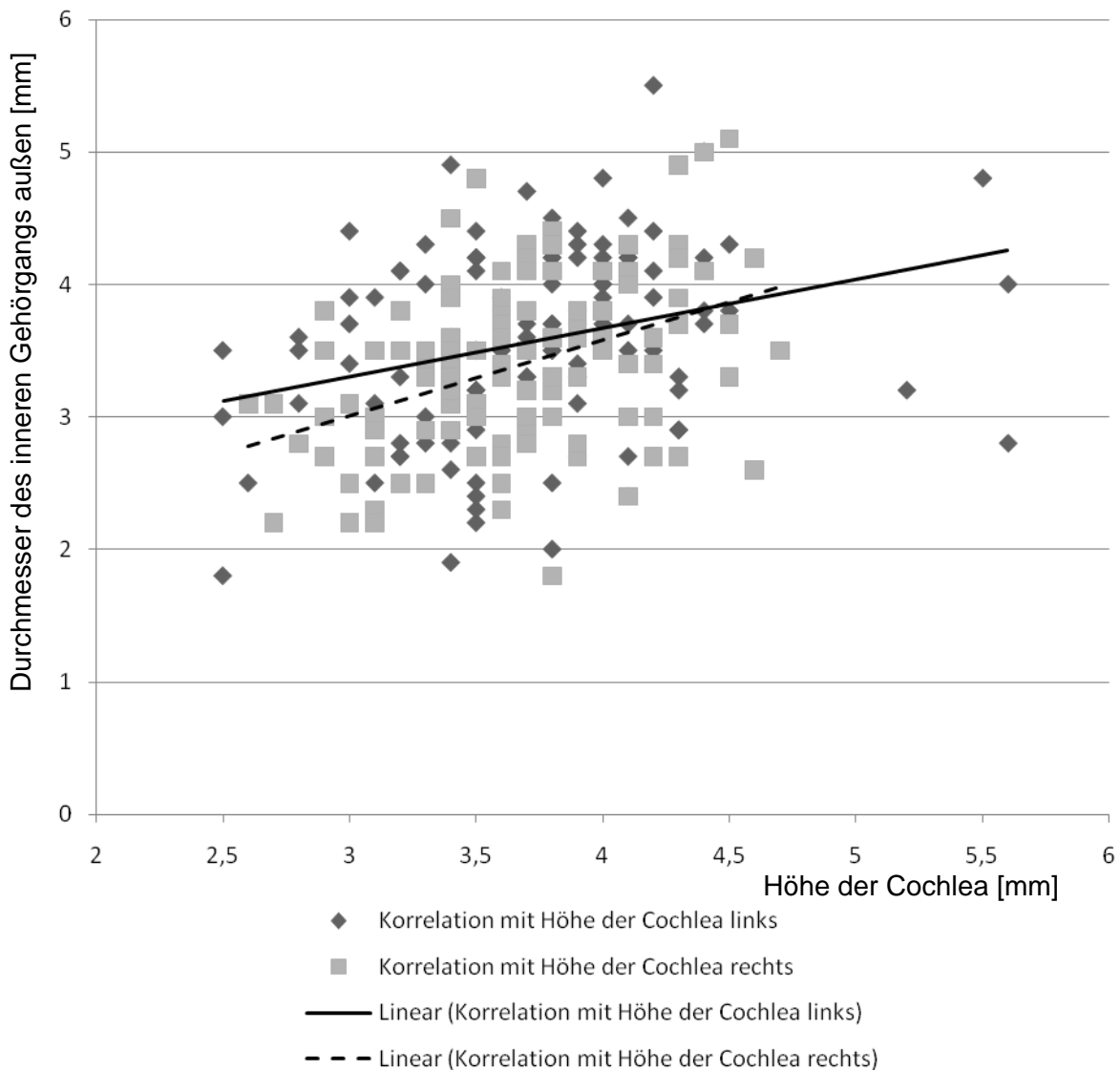


Abb. 81 Korrelation der Höhe der Cochlea mit dem Durchmesser des inneren Gehörgangs außen

Die beiden Abbildungen 81 und 82 zeigen die Korrelationen der Cochlea mit dem äußeren (lateralen) Durchmesser des inneren Gehörgangs.

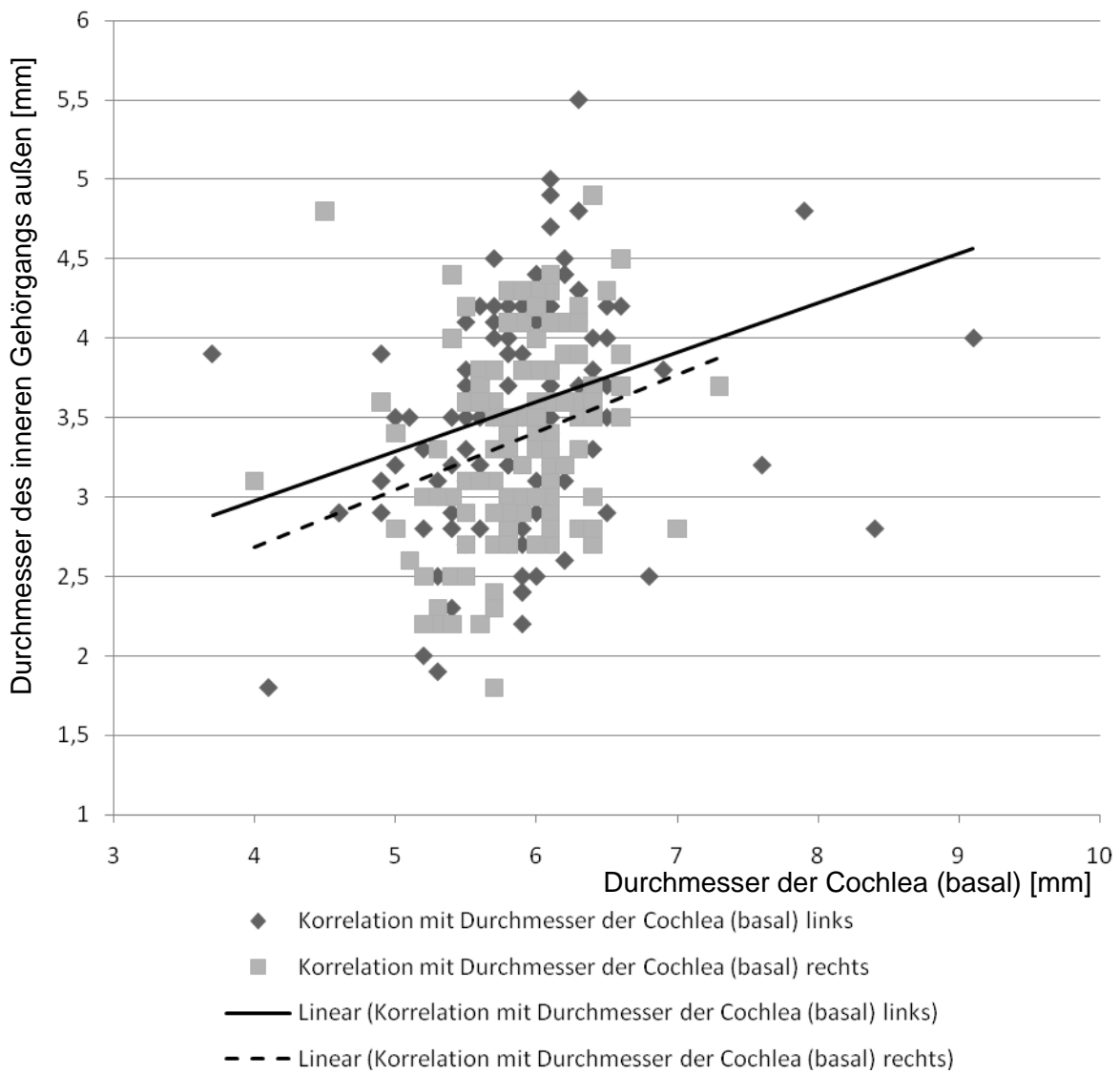


Abb. 82 Korrelation des Durchmessers der Cochlea (basal) mit dem Durchmesser des inneren Gehörgangs außen

5.7 Korrelationen des Canalis facialis

Für alle Größen des Canalis facialis wurden für links und rechts Korrelationen berechnet (Spearman's parameterfreier Korrelationskoeffizient). Berichtet werden Zusammenhänge, die auf 1%-Niveau signifikant sind, da bei einem Signifikanzniveau von 5% aufgrund der Größe der vorliegenden Korrelationsmatrix das zufällige Auftreten signifikanter Zusammenhänge häufig (ca. 8-9 x) zu erwarten wäre.

5.7.1 Canalis facialis

Alle drei Durchmesser des Canalis facialis (Tympanon, Labyrinth, Mastoid) sind schwach positiv miteinander korreliert (zwischen {0,31} und {0,38}).

In den folgenden drei Diagrammen werden die möglichen Korrelationen der einzelnen Durchmesser miteinander dargestellt. Abb. 83 zeigt die Korrelation der Durchmesser im Bereich des Tympanons mit dem Bereich des Labyrinths, Abb. 84 die Korrelation der Durchmesser des Tympanon in Bezug zu den Durchmessern des Mastoid, Abb. 85 ergänzt die Korrelationsmatrix um die Darstellung der letzten Kombination aus labyrinthärem mit mastoidalem Durchmesser.

Aufgrund der ähnlichen Korrelationskoeffizienten zeigen sich deutliche Parallelen bei Darstellung der Zusammenhänge.

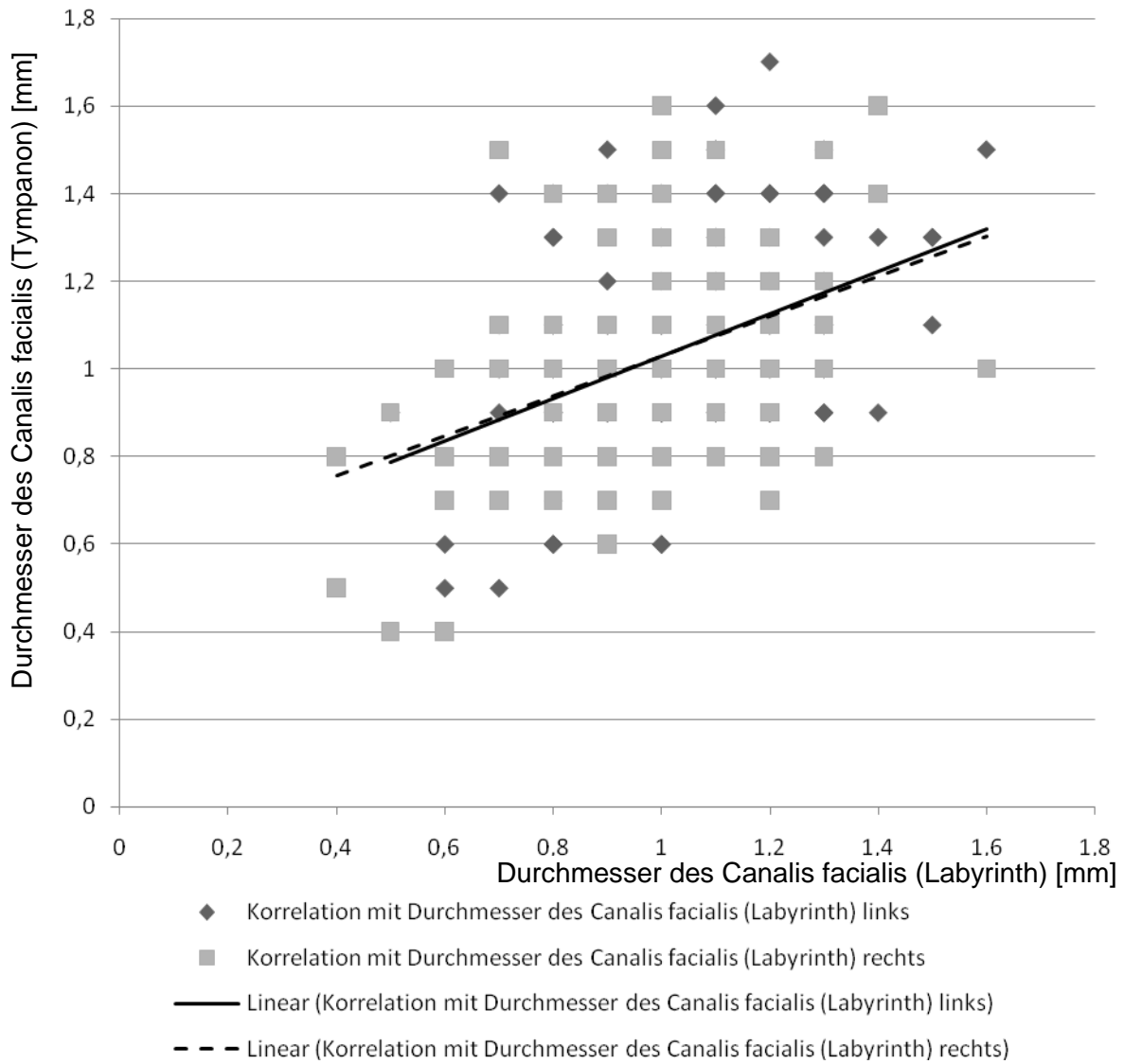


Abb. 83 Korrelation des Durchmessers des Canalis facialis (Labyrinth) mit dem Durchmesser des Canalis facialis (Tympanon)

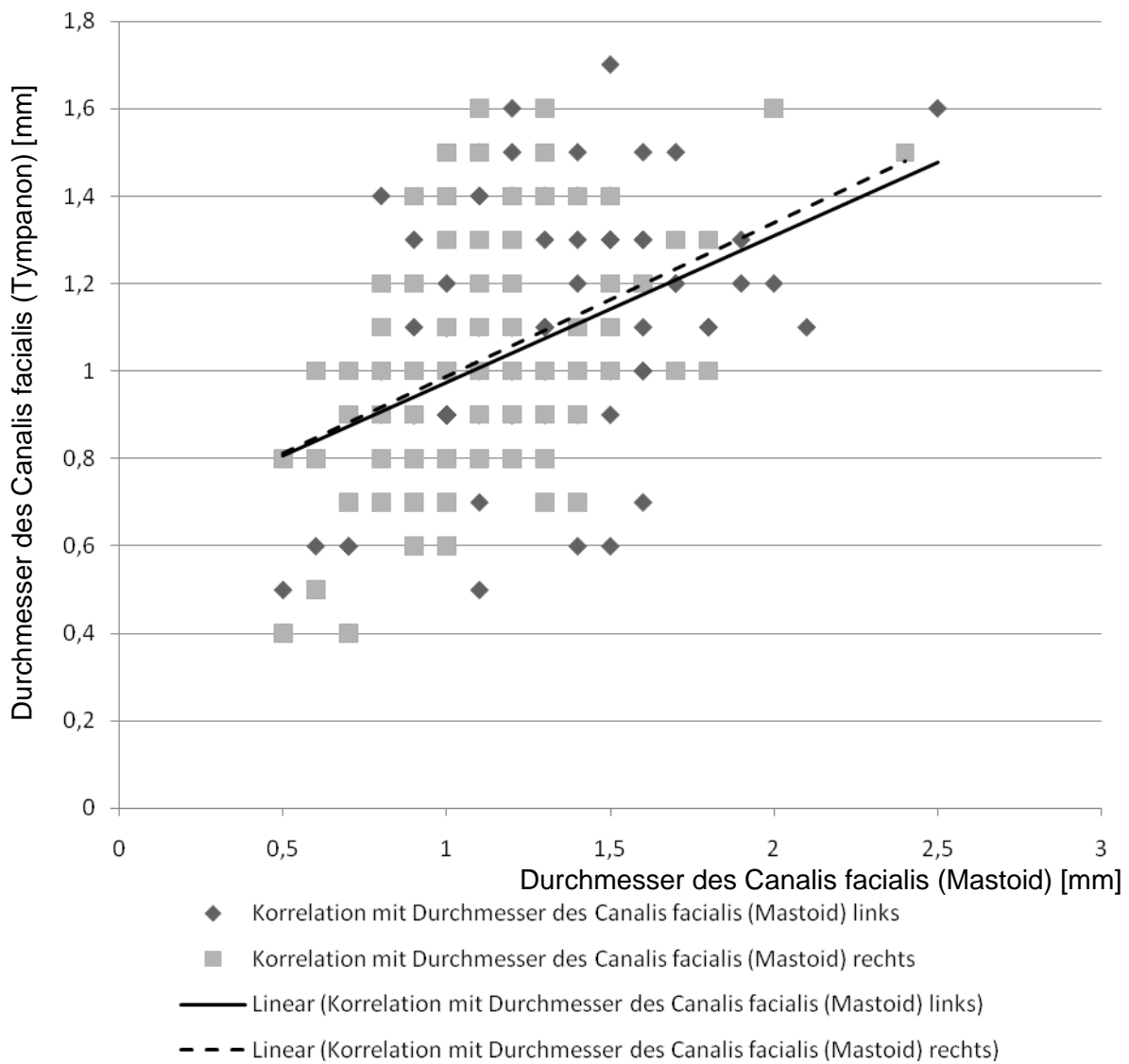


Abb. 84 Korrelation des Durchmessers des Canalis facialis (Mastoid) mit dem Durchmesser des Canalis facialis (Tympanon)

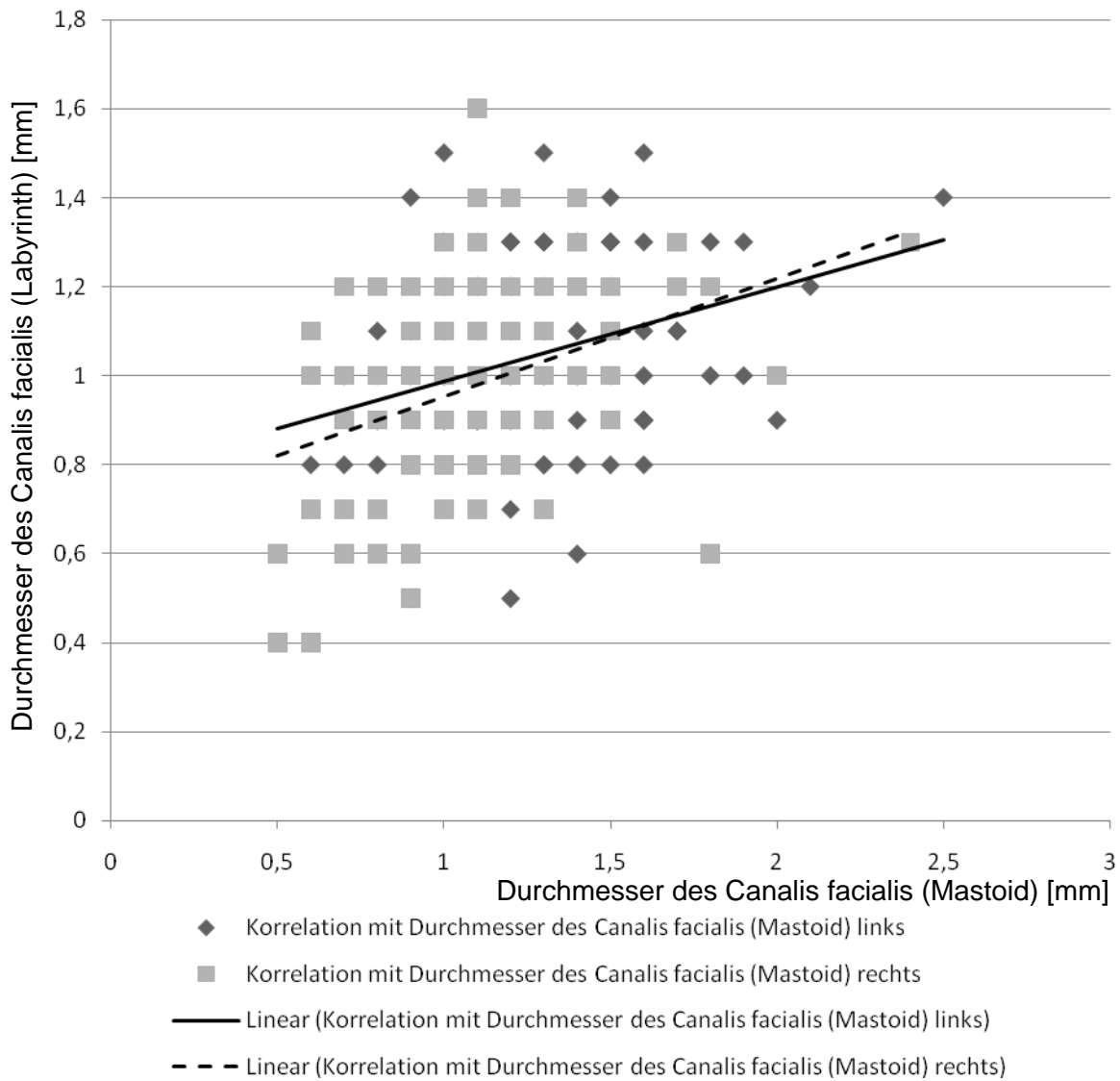


Abb. 85 Korrelation des Durchmessers des Canalis facialis (Mastoid) mit dem Durchmesser des Canalis facialis (Labyrinth)

5.7.2 Cochlea

Ein sehr schwacher positiver Zusammenhang besteht links zwischen dem Durchmesser des Canalis facialis im Bereich des Labyrinths und dem Durchmesser der oberen Windung der Cochlea {0,27}.

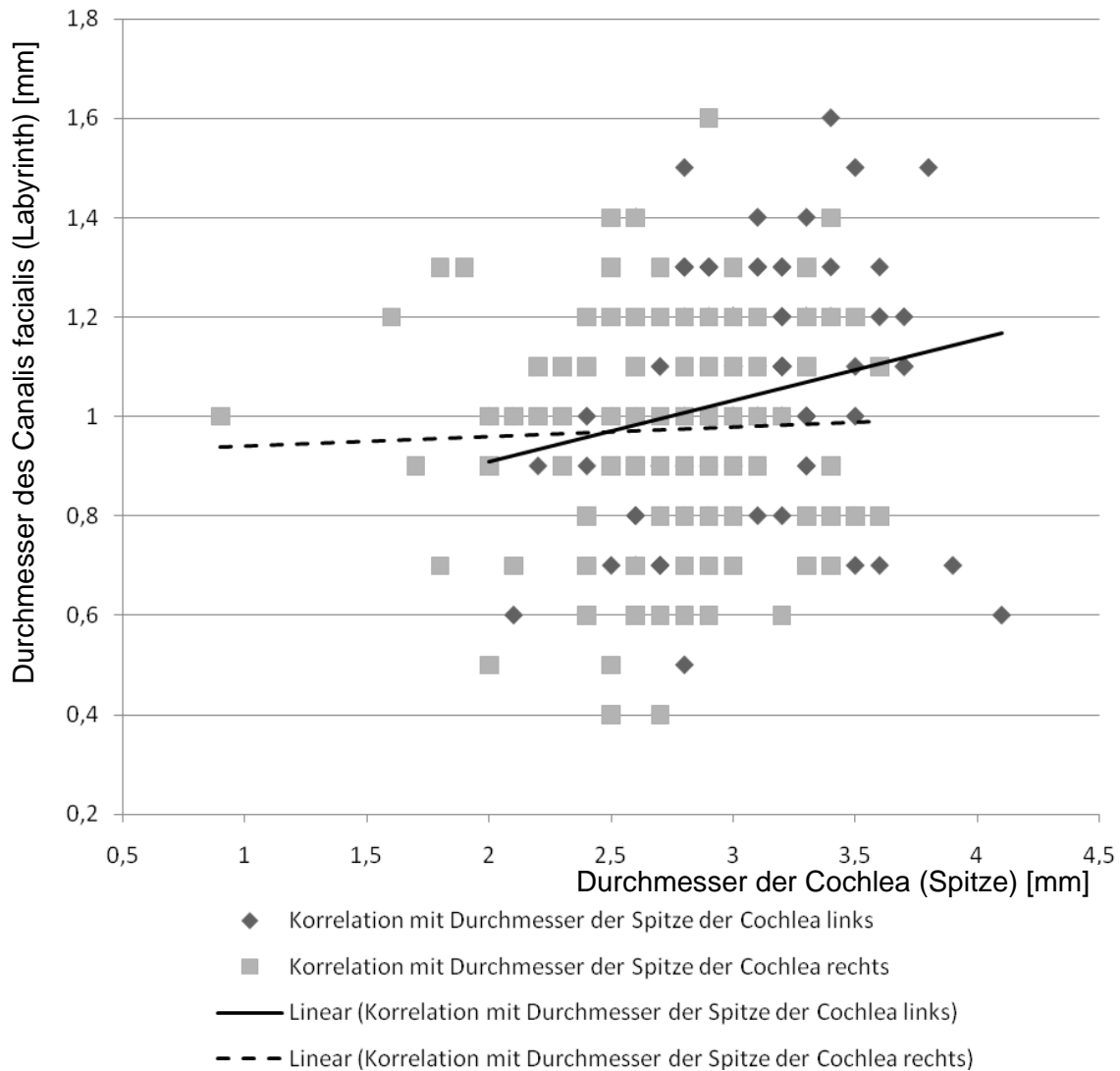


Abb. 86 Korrelation des Durchmessers der Cochlea (Spitze) mit dem Durchmesser des Canalis facialis (Labyrinth)

In Abbildung 86 wird die schwache Korrelation aufgrund der Skalierung der Ordinate deutlich hervorgehoben. Es zeigen sich einzelne Ausreißer (1 / 1) der erhobenen Datenwerte. Diese haben keinen Einfluss auf die fehlende Korrelation der rechten Seite.

5.8 Korrelationen der Cochlea

Berichtet werden Zusammenhänge, die auf 1%-Niveau signifikant sind, da bei einem Signifikanzniveau von 5% aufgrund der Größe der vorliegenden Korrelationsmatrix das zufällige Auftreten signifikanter Zusammenhänge häufig (ca. 8-9 x) zu erwarten wäre.

Die Höhe der Cochlea hängt jeweils schwach signifikant zusammen mit dem Durchmesser der Cochlea basal (links: {0,32}, rechts: {0,28}) und mit dem Durchmesser der oberen Windung der Cochlea (jedoch nur rechts: {0,32}).

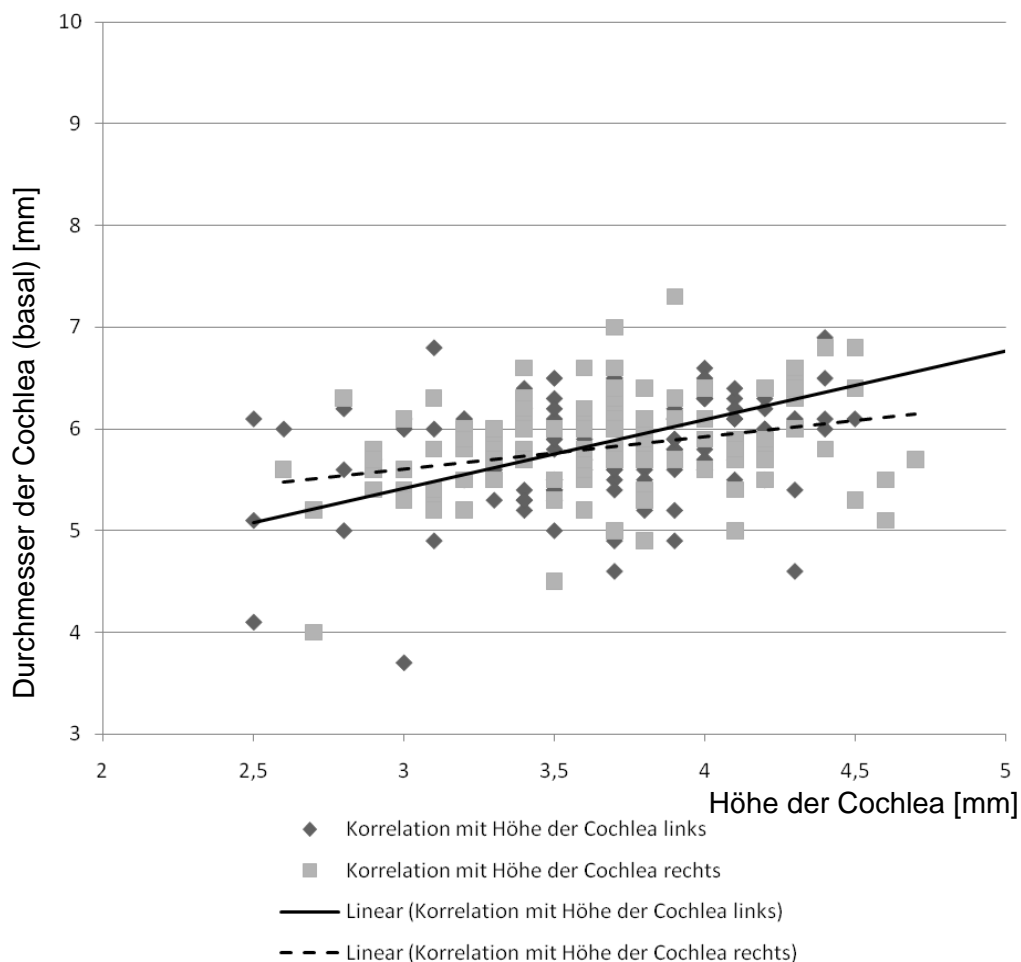


Abb. 87 Korrelation der Höhe der Cochlea mit dem Durchmesser der Cochlea (basal)

In Abbildung 87 zeigt sich entsprechend der Korrelationskoeffizienten der im Durchschnitt größere Betrag der Höhe der Cochlea bei zunehmendem Durchmesser auf der linken Seite bei geringerem Anstieg rechts (---).

Der basale Durchmesser und der Durchmesser der Spitze der Cochlea sind ebenfalls schwach signifikant voneinander abhängig (links: {0,44}, rechts: {0,34}).

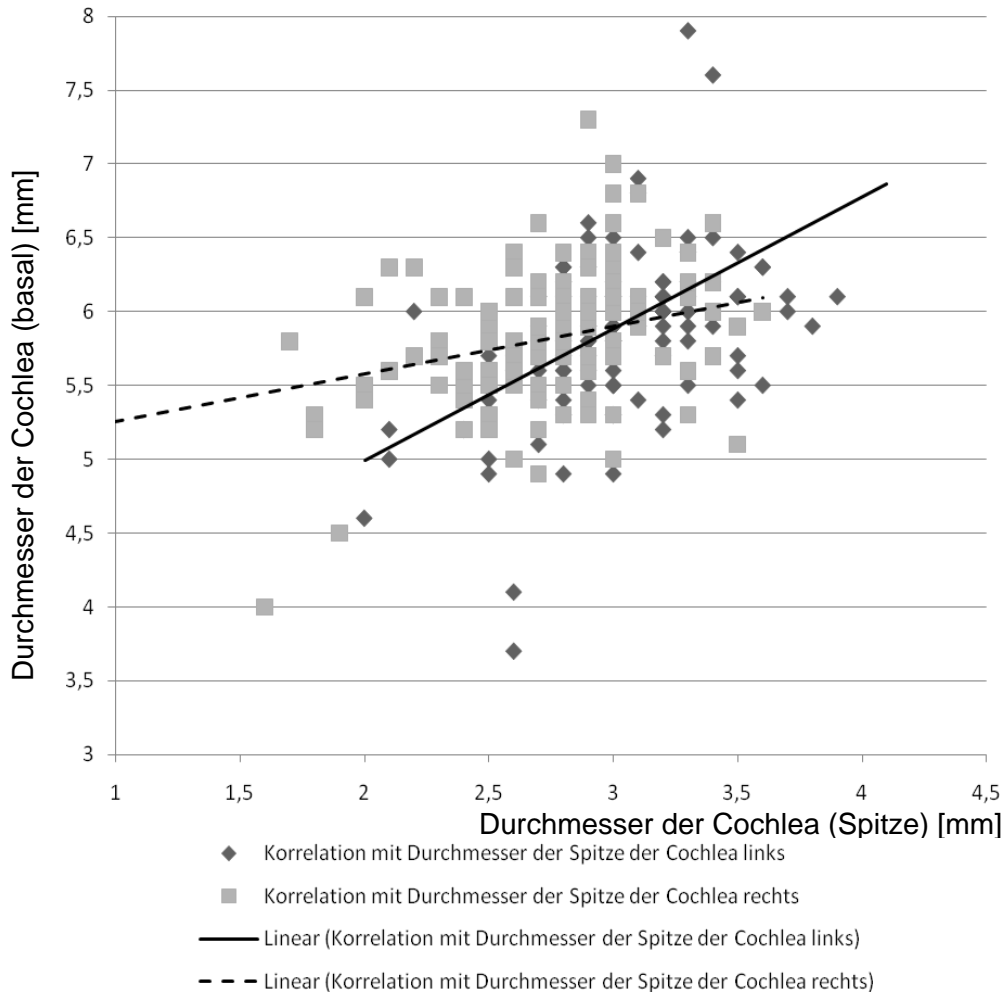


Abb. 88 Korrelation des Durchmessers der Cochlea (Spitze) mit dem Durchmesser der Cochlea (basal)

Auch hier zeigt sich im Seitenvergleich die unterschiedliche Ausprägung der gefundenen Korrelation. Der Durchmesser der Spitze der Cochlea ist bei gleichen Werten der basalen Windung auf der linken Seite im Durchschnitt größer.

Eine Bewertung der gefundenen Unterschiede der einzelnen Korrelationen wird in der Diskussion vorgenommen.

6 Diskussion

Die Computertomographie ist eine Standarduntersuchungstechnik zur Darstellung des Felsenbeins. Die konventionellen Röntgen-Übersichtsaufnahmen nach Schüller sind im Hinblick auf Detailerkennbarkeit der Strukturen des Felsenbeins naturgemäß der Computertomographie unterlegen und durch diese weitgehend verdrängt. Die großen Unterschiede der Röntgendichte von Knochen, Weichteilstrukturen, Flüssigkeit und Luft erleichtern die Beurteilung von Pathologien im überlagerungsfreien Schichtbild [10].

Die Entwicklung von Mehrzeilen-Detektor-Spiral-Computertomographen mit Subsekundenspirale erlaubt die Akquirierung sehr dünner (0,5 - 1 mm), sich überlappender Schichten. Diese liefern auch in multiplanaren Rekonstruktionen in allen Ebenen eine exzellente Detailgenauigkeit. Bei Anwendung von 2 mm Schichtbildern treten Einschränkungen der Detailerkennbarkeit auf [18]. Die multiplanare Rekonstruktion ist notwendig zur korrekten Diagnosestellung von Trauma, Entzündung, Neoplasie oder Malformation [7, 39]. Die Dünnschichttechnik erlaubt die Darstellung der teilweise nur millimetergroßen Strukturen des Felsenbeins [42].

Die Verwendung der Mehrzeilen-Detektor-Spiral-Computertomographie mit primär axial akquirierten und sekundär coronar multiplanar rekonstruierten Schnittbildern führt durch wesentlich bessere Abgrenzbarkeit anatomischer Strukturen zu einer geringeren Abhängigkeit von der Erfahrung des Auswerters bei der Diagnostik der Felsenbeinregion [32].

Die in der Mehrzeilen-Detektor-Spiral-Computertomographie erhobenen Messwerte der anatomischen Strukturen weisen eine ausreichend hohe Präzision auf. Die Untersuchungen von Parlier-Cuau zeigt, dass selbst kleinste Details wie die Knochenkanäle der einzelnen im Felsenbein verlaufenden Nerven (z.B. Chorda tympani) leicht zu identifizieren sind [54]. Cavalcanti konnte im direkten Vergleich zwischen Bildgebung und direkter Messung der identischen Parameter an Präparaten keinen statistisch signifikanten Unterschied finden [40].

Neben Fehlbildungen des Felsenbeins finden sich auch Normvarianten. Diese Entwicklungsanomalien treten häufig in der bildgebenden Diagnostik auf und müssen bei fehlendem Krankheitswert von echten Fehlbildungen mit Funktionseinschränkung der betroffenen Struktur abgegrenzt werden [64].

Das Fehlen einer anatomischen Struktur in der computertomographischen Bildgebung muss in Bezug zum klinischen Befund gesetzt werden um zwischen der korrekten Darstellung einer Pathologie und einer Pseudopathologie durch Partialvolumeneffekte oder Nachverarbeitungsartefakte unterscheiden zu können [41].

Im klinischen Alltag erleichtert eine aus den zweidimensionalen Schichtbildern gewonnene dreidimensionale Rekonstruktion die Vorstellung der räumlichen Beziehung der anatomischen Strukturen zueinander. Als Routinemethode konnte jedoch keine statistisch signifikante Verbesserung der Diagnosestellung nachgewiesen werden [41, 38]. Die bisherigen Möglichkeiten der dreidimensionalen Rekonstruktion erlauben die intraoperative computergestützte Navigation der chirurgischen Instrumente. Trotzdem fehlen bisher noch Studien zum Nachweis ausreichender Korrelation dreidimensionaler Rekonstruktionen mit histologischen Präparaten [48]. Dreidimensionale Rekonstruktionen wie das ‚Direct Volume Rendering‘ erlauben die interaktive Darstellung der Strukturen des Felsenbeins ohne zeitaufwendige auswerterabhängige Segmentation des Datensatzes. Dabei werden hohe Ansprüche an die vorhandene Hardware und Software gestellt um eine diagnostisch verwertbare resultierende Qualität der Abbildung zu erhalten [51]. Standardisierte Parameter zur Vergleichbarkeit der virtuellen dreidimensionalen Darstellung werden u.a. für die Cochlea in aktuellen Arbeiten erstellt [68].

Da neben Symmetrie auch Lateralität (z.B. der inneren Organe) in jedem Menschen als Folge asymmetrischer Genexpression in der Embryonalentwicklung anzutreffen ist [56], sind auch signifikante Größenunterschiede im Seitenvergleich, die die Funktion nicht beeinträchtigen, bei paarig angelegten Strukturen zu erwarten und in der Schädelübersichtsaufnahme auch nachweisbar [57]. Vereinzelt sind in der vorliegenden Untersuchung signifikante Unterschiede zwischen links und rechts aufgetreten.

Erwartungsgemäß zeigten die Messwerte mit wenigen Ausnahmen keinen signifikanten Unterschied zwischen den Geschlechtern (parameterfreier Mann-Whitney Rangsummentest). Ein Einfluss auf die Ausprägung verschiedener Schädelknochen durch sekundäre Sexualhormone ist zwar gegeben, tritt aber in der Regel erst nach der Pubertät auf. Damit war das untersuchte Kollektiv entsprechend zu jung [55].

Die Verwendung unterschiedlicher hochauflösender Mehrzeilen-Computertomographen mit unterschiedlicher Detektorzeilenzahl führt bei identischer Bildrekonstruktion mit Schichtdicken unter 1 mm nicht zu signifikanten Unterschieden bei der Erhebung der standardisierten vorgegebenen Messparameter mit Ausnahme eines erfassten Unterschieds im Bereich der Cochlea. Die Bewertung findet sich im Folgenden.

6.1 Petromastoidaler Kanal

Der petromastoidale Kanal ist eine direkte anatomische Verbindung zwischen Mittelohr und hinterer Schädelgrube. Infektionen des Mittelohrs können über den petromastoidalen Kanal auf die Dura übergreifen und zur Meningitis führen. Eine genaue radiologische Darstellung ist einerseits mit verbesserten Möglichkeiten der chirurgischen Versorgung korreliert, andererseits erlaubt erst die Kenntnis der radiologischen Darstellung die klinische Bewertung von Pathologien [54]. Die Kenntnis des genauen Verlaufes in der computertomographischen Bildgebung ist notwendig um die Abgrenzung von einer möglichen Frakturlinie zu ermöglichen [14].

Der petromastoidale Kanal weist signifikante Unterschiede in der Verteilung der Messwerte im Seitenvergleich zwischen links und rechts auf. Sowohl die Länge, der äußere Durchmesser und der Winkel des petromastoidalen Kanals sind in ihrem Betrag rechts und links unterschiedlich verteilt. Die Möglichkeit der Seitendifferenz einzelner Parameter ist aufgrund entwicklungsbedingter Asymmetrie gegeben. Eine Pathologie ist daraus nicht abzuleiten. Als Anhaltspunkt bei weiteren Untersuchungen muss der Auswerter davon ausgehen, dass eine signifikante

Seitendifferenz ohne klinisches Korrelat kein Hinweis auf eine zukünftige Ausprägung einer relevanten Pathologie darstellen muss.

Der petromastoidale Kanal zeigt beidseits eine signifikante Längenzunahme mit zunehmendem Alter (li > re). Die Vergrößerung des Schädelknochens bedingt das Längenwachstum. Die Länge des petromastoidalen Kanals ist mit der Länge des inneren Gehörgangs positiv gekoppelt. Da beide Strukturen altersabhängig zunehmen ist dieser Zusammenhang zu erwarten. Auch die Zunahme des medialen Durchmessers des inneren Gehörgangs bei Längenzunahme des petromastoidalen Kanals ist aufgrund der entsprechenden Korrelation zur Länge des inneren Gehörgangs nicht überraschend. Dieser Zusammenhang beschreibt die stärkste in der vorliegenden Untersuchung aufgetretene Korrelation. Die Korrelationskoeffizienten betragen rechts 0,57 und links sogar 0,81. Ob ein Zusammenhang bspw. mit der Händigkeit der Probanden besteht, konnte aufgrund der retrospektiven Datenerhebung nicht untersucht werden.

Die Zunahme der Knochensubstanz führt auch im unterschiedlichen Ausmaß zur signifikanten Reduktion des Querdurchmessers des petromastoidalen Kanals. Ein entsprechendes Auftreten größerer Durchmesser bei Kindern unter fünf Jahren im Vergleich zu älteren Patienten wurde auch in der Studie von Migirov beschrieben [24]. Ein Hinweis auf die nur einseitige signifikante Reduktion des Durchmessers außen ist schon durch die unterschiedliche Verteilung der Messwerte im Seitenvergleich aufgetreten. Die Durchmesser innen und in der Mitte des petromastoidalen Kanals schrumpfen nur links signifikant mit zunehmendem Alter der Kinder (innen um 0,04 mm, in der Mitte um 0,05 mm pro Jahr).

Auf der rechten Seite ist der Durchmesser des lateralen petromastoidalen Kanals negativ mit dem medialen Durchmesser des Gehörgangs und der mediale Durchmesser des petromastoidalen Kanals negativ mit der Länge des Gehörgangs verbunden. Ein kleinerer Durchmesser des lateralen petromastoidalen Kanals tritt in Kombination mit einem größeren medialen Durchmesser des Gehörgangs auf. Ein kleinerer Durchmesser des medialen petromastoidalen Kanals tritt in Kombination mit einem längeren Gehörgang auf. Die Seitendifferenz ist anatomisch oder physiologisch nicht zu erklären. Möglicherweise liegt die Ursache in der oben beschriebenen unterschiedlichen Verteilung der Messwerte im Seitenvergleich. Die

vorhandene Korrelation ist in der Literatur bisher nicht beschrieben oder begründet. Ein Nachweis an einem größeren Kollektiv wäre daher interessant.

Der Abgangswinkel des petromastoidalen Kanals von der Oberfläche der Felsenbeinpyramide reduziert sich altersabhängig bei den untersuchten Kindern bis zum 11 Lebensjahr signifikant nur rechts um $0,77^\circ$ pro Jahr. Die Reduktion des Winkels ist unter Berücksichtigung der Knochenzunahme im Rahmen des Wachstums vorstellbar. Unter Berücksichtigung des Vollwinkels von 360° fällt die zwar signifikante Veränderung mit $0,77^\circ$ pro Jahr sehr dezent aus.

6.2 Fossa subarcuata

Die Messwerte des Durchmessers und der Tiefe der Fossa subarcuata sind im Seitenvergleich unterschiedlich verteilt. Auch hier ist die asymmetrische Verteilung einer paarig angelegten anatomischen Struktur mit identischer Funktion unerwartet aber nicht pathologisch. Eine unterschiedliche Verteilung der Messwerte mit entsprechendem anatomischem Korrelat bedingt keine Pathologie.

Die Fossa subarcuata als Ursprung des petromastoidalen Kanals zeigt nur links eine signifikante Zunahme des Durchmessers mit zunehmendem Alter bis zum 11 Lebensjahr. Auf der rechten Seite sinkt die gemessene Tiefe um $0,1$ mm pro Jahr.

Auch im Abstand des petromastoidalen Kanals zum oberen Bogengang dorsal zeigt sich nur einseitig eine signifikante Größenzunahme. Auf der rechten Seite steigt die Distanz um $0,04$ mm pro Jahr mit zunehmendem Alter.

Die Tiefe der Fossa subarcuata ist auf der rechten Seite negativ mit dem cochlearen Durchmesser des inneren Gehörgangs korreliert. Ebenso nur auf der rechten Seite zeigt sich ein negativer Zusammenhang zwischen dem Durchmesser der Fossa subarcuata und der Länge des inneren Gehörgangs. Die Seitendifferenz ist aufgrund des erhobenen Datenmaterials nicht ausreichend zu erklären. Die Korrelation könnte jedoch hinweisend sein bei Erkrankungen, die mit Veränderungen des petromastoidalen Kanals einhergehen. Beim Auftreten eines signifikanten Zusammenhangs beim Gesunden, besteht das Risiko eines gleichzeitigen Auftretens

von Pathologien des inneren Gehörgangs bei morphologischen Veränderungen der Fossa subarcuata mit Beteiligung der umschlossenen Strukturen.

6.3 Knochendichte

Die Knochendichte des Felsenbeins medial des oberen Bogengangs liegt zwischen 1733 und 1814 HU. Im untersuchten Patientenkollektiv zeigt sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Geschlechtern. Auch eine Änderung der Verknöcherung mit zunehmendem Alter ließ sich nicht nachweisen. Die enchondrale Ossifikation [63] ist zum Untersuchungszeitpunkt nach der Geburt offensichtlich schon abgeschlossen, da keine Änderung mehr auftritt. Richards und Mitarbeiter konnten an fetalen Computertomogrammen zeigen, dass die Ossifikation zwar in verschiedenen Bereichen des Felsenbeins mit unterschiedlicher Geschwindigkeit erfolgt, aber in der Regel in der 39 Schwangerschaftswoche abgeschlossen ist [69]. Es lässt sich erwartungsgemäß keine Korrelation zu anderen Strukturen des Felsenbeins nachweisen. Alle anderen vermessenen Strukturen bilden die knöcherne Hülle um Weichteilstrukturen, die der Träger der eigentlichen Funktion sind. Der Betrag der Verknöcherung ist beim Gesunden per se Ausdruck der Funktion.

Die vorliegenden Daten können hinweisend sein auf Erkrankungen, die mit Knochendystrophien einhergehen. Ein Vergleich des vorliegenden Normalkollektivs mit Patienten mit Verdacht auf Otosklerose kann in der Diagnosestellung hilfreich sein. Bei einer Otosklerose kommt es zum Knochenumbau der Labyrinth- oder Cochleakapsel mit Knochenauflockerungen und Knochenverdichtungen [43]. Auch eine Osteogenesis imperfecta manifestiert sich am Felsenbein und zeigt einen identischen Befund zur cochleären Otosklerose. Ein Morbus Paget stellt sich zusätzlich mit Entkalkung nichtlabrynthärer Felsenbeinabschnitte dar.

In einer histologischen Untersuchung konnte Micheals und Mitarbeiter nachweisen, dass es bei Morbus Menière zum apoptotischen Verlust von Osteoblasten im Bereich des vestibulären Aquaeducts kommt [66]. Inwiefern dieser Verlust eine in der Computertomographie messbare Reduktion der Knochendichte verursacht ist aus

der vorhandenen Datenlage nicht abzuleiten. Verschiedene Erkrankungen (Osteopetrosis, fibröse Dysplasie oder kranio-metaphysäre Dysplasie) führen im Rahmen einer Sklerosierung des Felsenbeins zur Einengung pneumatisierter und flüssigkeitsgefüllter Räume. Die Zunahme der Knochensubstanz und die Lumeneinengung sind im hochauflösenden Computertomogramm nachzuweisen [10]. Bei klinischem Verdacht auf eine Knochendystrophie bietet sich unter Berücksichtigung der Beschränkungen unserer Untersuchung in Bezug auf die Größe des Patientenkollektivs und die Altersgrenze ein Vergleich mit dem vorliegenden, im begrenzten Rahmen alters- und geschlechtsunabhängigen, Normalkollektiv an.

6.4 Innerer Gehörgang

Die Darstellung und Vermessung des inneren Gehörgangs kann wichtige Hinweise auf klinisch relevante Pathologien geben. Veränderungen in diesem Bereich bedingen vor korrigierenden Operationen einen Nachweis der Funktion der umschlossenen neuralen Strukturen. Eine Schädigung oder Funktionslosigkeit des Nervus vestibulocochlearis stellt eine je nach vorhandener Restfunktion relative oder absolute Kontraindikation zur Einbringung eines Cochlea-Implantats dar [64].

Warren und Mitarbeiter konnten bei drei Patienten mit nachgewiesener Taubheit im Neugeborenen-Hörscreening jedoch trotz des Fehlens einer radiologisch nachweisbaren neuralen Innervation der Cochlea durch den inneren Gehörgang nach Implantation eines Cochlea-Implantats Reaktionen auf akustische Stimuli nachweisen. Die Autoren verweisen bei diesen Patienten auf die Notwendigkeit der Hirnstammaudiometrie zur Selektion des geeigneten Patientenguts [58]. Da die zum jetzigen Zeitpunkt sehr aktuelle Untersuchung an nur sehr wenigen Patienten durchgeführt wurde, ist die weitere Bewertung und Relevanz vor allem in Bezug auf die zukünftige Rolle der Bildgebung mit Computertomographie zur Indikationsstellung eines Cochlea-Implantats abzuwarten.

Die Länge des inneren Gehörgangs ist altersabhängig. Auf beiden Seiten kommt es zu einer statistisch signifikanten Zunahme. Mit Erreichen des Erwachsenenalters ist

dieser Zusammenhang nicht mehr zu erwarten. Änderungen der Morphologie können dann nur noch traumatisch bedingt sein.

Der Durchmesser des inneren Gehörgangs liegt im untersuchten Patientenkollektiv zwischen 3,34 und 9,19 mm. In der Literatur wird eine Stenose des inneren Gehörgangs mit üblicherweise auftretender Schwerhörigkeit bei Fehlbildung des Nervus cochlearis bei einem Querdurchmesser unter 2 mm definiert [71].

Altersabhängig steigt der Durchmesser des inneren Gehörgangs medial signifikant auf beiden Seiten. Der Durchmesser in der Mitte zeigt sich nicht altersabhängig, während rechtsseitig eine signifikante Reduktion des lateralen Durchmessers mit zunehmendem Alter auftritt. Außerdem tritt ein größerer medialer Durchmesser in Verbindung mit einem längeren Gehörgang auf. Die anderen beiden Durchmesser sind unabhängig von der Länge des Gehörgangs.

Der Durchmesser des inneren Gehörgangs in der Mitte stellt in der vorliegenden Untersuchung eine seltene Ausnahme dar. Es konnte ein signifikanter Unterschied des Durchmessers zwischen Jungen und Mädchen festgestellt werden. Nur auf der linken Seite setzt sich dieser Unterschied auch im Durchmesser des inneren Gehörgangs lateral (cochlea-nah) fort. Die vorhandene Literatur beschreibt bisher nur einen Geschlechtsdimorphismus für die Länge der Windungen der Cochlea [67]. Eine anatomische oder physiologische Ursache ist nicht nachzuvollziehen. Es wäre wünschenswert festzustellen, ob dieser Unterschied im Erwachsenenalter fortbesteht und ob die Signifikanz dem Vergleich mit einem größeren Kollektiv standhält.

Der mediale Durchmesser des inneren Gehörgangs unterscheidet sich dagegen signifikant in der Verteilung der Messwerte zwischen links und rechts. Die Messwerte und die Erhebung der ‚most extreme differences‘ im Rahmen des Kolmogorov-Smirnov-Tests zeigen dass die erhobenen Werte regelhaft links kleiner sind als rechts. Die Möglichkeit des entwicklungsbedingten Auftretens von Seitendifferenzen wurde schon beschrieben. Eine größere Ausprägung des rechtsseitigen Schädelknochens bei Erwachsenen wird schon von Richter an einer kleinen Fallserie von Schädelübersichtsaufnahmen eindrucksvoll und einfach radiologisch nachgewiesen [57].

Auch tritt nur einseitig eine altersabhängige signifikante Reduktion des Winkels des

inneren Gehörgangs auf. Der Unterschied im Seitenvergleich und im Betrag der Änderung (über 10 Lebensjahre $6,4^\circ$ links und $5,3^\circ$ rechts bei 360° Vollwinkel) ist sehr gering, so dass die Signifikanz an einem größeren Kollektiv überprüft werden sollte.

Der mediale Durchmesser des inneren Gehörgangs weist eine negative Korrelation zum Abgangswinkel des Gehörgangs auf der linken Seite auf. Auf der rechten Seite besteht eine tendenziell positive Verknüpfung ohne nachweisbaren Zusammenhang. Auch hier stellt sich die Bewertung des funktionellen oder anatomischen Zusammenhangs als schwierig dar.

Die Durchmesser des inneren Gehörgangs sind positiv miteinander korreliert. Mit Zunahme des Durchmessers in der Mitte treten auch höhere Werte innen und außen auf. Keine Korrelation ist zwischen den Durchmessern innen und außen nachweisbar. Anatomisch gesehen weitet sich der innere Gehörgang im Rahmen der durchgeführten Messung in der Mitte und bedingt jeweils einen größeren Anfangs- und Enddurchmesser.

6.5 Aquaeductus vestibuli

Die Länge des vestibulären Aquaeducts beträgt ca. 10 mm [59]. Auf eine neuerliche Messung wurde hier verzichtet, da aufgrund des Verlaufs von der Öffnung in der Felsenbeinpyramide zur medialen Wand des Vestibulums keine planare Rekonstruktionsebene reproduzierbar dargestellt werden konnte. Eine ‚curved MPR‘ (gebogene multiplanare Rekonstruktion) entlang einer vorgegebenen räumlichen anatomischen Struktur stellt hohe Ansprüche an die Rekonstruktionssoftware, ist zeitlich sehr aufwendig und nicht sicher mit der tatsächlichen Länge der dargestellten Struktur validierbar.

Die Möglichkeiten zur Vermessung beschränkten sich folglich auf den Winkel mit dem der vestibuläre Aquaeduct in die Felsenbeinpyramide eintritt und den Querdurchmesser in axialer Ebene.

Die gemessenen Größen (Durchmesser zwischen 0,64 und 0,86 mm, Winkel zwischen 21,57 und 28,14°) des vestibulären Aquaeducts sind sowohl alters- als auch geschlechtsunabhängig. Legeais und Mitarbeiter konnten dies in Bezug auf den Durchmesser schon bei 200 Computertomographien von Kindern zwischen 0 und 16 Jahren nachweisen. Trotz des auftretenden Schädelwachstums bleibt der Durchmesser des vestibulären Aquaeducts beim Gesunden stabil. Ein Unterschied ist auch nach der Pubertät zwischen den Geschlechtern nicht nachweisbar [61].

Bei Dysplasien des vestibulären Aquaeducts treten erwartungsgemäß spezifisch bestimmte Erkrankungen auf. Lee und Mitarbeiter konnten zeigen, dass im Rahmen eines Aquaeductus-vestibuli-Syndroms regelhaft andere Pathologien auftreten. Am Häufigsten war die Cochlea betroffen. Die Möglichkeit eines gemeinsamen molekularen oder zellulären Defekts wurde impliziert [59]. Dies würde Korrelationen unterschiedlicher Strukturen bei Annahme eines gemeinsamen Ursprungs erklären. Es konnte beim Gesunden keine Korrelation zwischen dem Aquaeductus vestibuli und der Cochlea nachgewiesen werden. Lemmerling und Mitarbeiter konnten zeigen, dass bei einer Erweiterung des vestibulären Aquaeducts nahezu immer diskrete Fehlbildungen der Cochlea bestehen, so dass zumindest bei Vorliegen von pathologischen Veränderungen ein Zusammenhang zu erwarten ist [65].

Yamamoto und Mitarbeiter konnten zeigen, dass ein signifikant geringerer Durchmesser der Öffnung des vestibulären Aquaeducts mit dem Auftreten von Schwindel oder Morbus Menière korreliert ist. Auch bei Patienten, die bisher nur unilateral Symptome zeigten, wurde auf der nicht betroffenen Seite im Vergleich zu Gesunden ein signifikant geringerer Durchmesser nachgewiesen. Dies wurde als Hinweis auf die Pathogenese des Morbus Menière gewertet und bei unilateral bestehendem Morbus Menière ein hohes Risiko der Erkrankung auch des nicht betroffenen Ohres postuliert [49, 50].

In der Literatur wird eine Erweiterung des Aquaeductus vestibuli über 1,5 mm als krankhaft beschrieben [60]. Vijayasekaran und Mitarbeiter postulierten eine Vergrößerung des Aquaeductus vestibuli bei einem Durchmesser jenseits der 95sten Percentile (entsprechend 0,9 mm) eines Normalkollektivs ohne fixen Messpunkt wie Valvassori und Mitarbeiter [62]. Diese Untersuchung erfolgte retrospektiv an 73 Kindern ohne Aquaeductus-vestibuli-Syndrom. Inwiefern der Durchmesser des

Normalkollektivs und damit der Grenzwert der 95sten Percentile durch das Einbeziehen von Patienten, die einen verringerten Durchmesser des Aquaeductus vestibuli aufweisen, aber häufig erst jenseits des 40. Lebensjahres mit einem Morbus Menière symptomatisch werden, beeinflusst wird, muss weiter untersucht werden. Im vorliegenden untersuchten Kollektiv wurden nur vereinzelt Messwerte jenseits der von Vijayasekaran postulierten 95sten Percentile festgestellt. Die Beurteilung der klinischen Relevanz muss aufgrund des zum Untersuchungszeitpunkts jungen Patientenkollektivs zur Bewertung des Langzeitverlaufs einer Nachfolgeuntersuchung überlassen werden.

Der Winkel des Aquaeductus vestibuli mit der Kante der Felsenbeinpyramide wird in keiner bisherigen Untersuchung erfasst oder bewertet. Ob dieser einfach zu erhebende Parameter eine pathognomonische Bedeutung aufweist, wäre ein interessanter Ansatzpunkt weiterer Untersuchungen. Die hier erhobenen Daten können (unter Berücksichtigung der Größe des untersuchten Patientenkollektivs) als Anhalt für ein Normalkollektiv herangezogen werden.

Die Korrelation des Winkels des Aquaeductus vestibuli mit der Distanz des unteren Bogengangs zum petromastoidalen Kanal und mit der Länge des petromastoidalen Kanals auf der rechten Seite ist nur sehr schwach ausgeprägt (jeweils 0,30). Der Unterschied im Seitenvergleich ist möglicherweise entwicklungsbedingt. Die Korrelation kann zumindest versuchsweise rein geometrisch erklärt werden. Bei einer Vergrößerung der Distanz des unteren Bogengangs zum petromastoidalen Kanal ist bei Annahme eines Mindestabstandes des unteren Bogengangs zur Oberfläche des Felsenbeins (dieser wurde nicht vermessen) ein größerer Abstand zwischen der Oberfläche des Felsenbeins und dem Vestibulum vorstellbar. Ein größerer Abstand bedingt bei normalem Verlauf des Aquaeductus vestibuli zwischen der Öffnung in der Felsenbeinpyramide zur medialen Wand des Vestibulums einen größeren Winkel. Entsprechendes gilt für die Länge des petromastoidalen Kanals. Ein längerer petromastoidaler Kanal lässt auf mehr knöchernes Volumen zwischen Felsenbeinoberfläche und Mastoid schließen. Ein größerer Winkel bei einer kürzest möglichen anzustrebenden Kanallänge des Aquaeductus vestibuli ist die logische Konsequenz.

Die sehr schwache Korrelation (0,29) zwischen Durchmesser des Aquaeductus

vestibuli und dem Durchmesser des petromastoidalen Kanals in der Mitte besteht nur auf der rechten Seite. Die möglichen Gründe für eine Seitendifferenz wurden bereits erläutert. Auch hier kann ein entwicklungsbedingter Unterschied im Seitenvergleich aufgrund seitendifferenzierter zeitlicher Genexpression in der Wachstumsphase nicht ausgeschlossen werden. Die Literatur gibt für den in der vorliegenden Untersuchung bestehenden Zusammenhang keinen Hinweis. Eine mögliche statistische Ursache besteht in der vorhandenen Korrelationsmatrix, die Größe des Patientenkollektivs und die untersuchten Korrelationen der vorhandenen Parameter erlauben auch das zufällige Auftreten statistisch signifikanter sehr schwacher Korrelationen. Möglicherweise beruht der Zusammenhang auf einer klinisch radiologisch nicht zu verwertenden mathematischen Einschränkung.

6.6 Cochlea

Die Cochlea zeigt in allen erhobenen Messwerten einen signifikanten Geschlechterunterschied. Sowohl die Höhe der Cochlea (entsprechend der Länge des Modiolus), als auch beide Durchmesser der in axialer Schicht darstellbaren Windungen der Cochlea sind bei Jungen signifikant größer ausgeprägt. Dieser Unterschied wird schon von Sato und Mitarbeiter beschrieben [67]. Die durchschnittliche Länge der Windungen der Cochlea wird mit $37,1 \pm 1,6$ mm bei Männern und $32,3 \pm 1,8$ mm bei Frauen angegeben. Ein entwicklungsgeschichtlicher Vorteil ist nicht offensichtlich. Ein Vergleich mit einem ausreichend großen erwachsenen Normkollektiv ist anzustreben. Sato und Mitarbeiter erhoben die Daten an nur neun altersgematchten Paaren zwischen 0 und 76 Jahren. Ein signifikanter Größenunterschied könnte klinische Relevanz für die Versorgung mit Cochlea-Implantaten besitzen. Außerdem werden aufgrund der unterschiedlichen Länge der Cochlea längere Latenzen der Signaltransduction bei Männern in der Hirnstammaudiometrie und Unterschiede in der Sensitivität verschiedener Frequenzbereiche erklärt [67].

Die gemessenen Werte der Ausdehnung der Cochlea verändern sich nicht in Abhängigkeit vom Alter des Patienten. Dies spricht für einen sehr frühen Abschluss

des Wachstums bei fehlender größenabhängiger Zunahme der Funktionalität. Auch dies wurde von Sato in seiner kleinen Fallserie beschrieben [67]. Richard und Mitarbeiter konnten mittels 3D-microcomputed tomography an Präparaten der Schläfenbeine von Feten im zweiten und dritten Trimenon zeigen, dass bereits ab der 23. Schwangerschaftswoche kein Größenwachstum der Cochlea mehr stattfindet und Werte wie bei Erwachsenen erreicht werden [69].

Die Cochlea zeigt außerdem eine Seitendifferenz zwischen links und rechts bei Vermessung der oberen in axialer Schichtung sichtbaren Windung. Auch hier ist die Seitendifferenz nicht funktionell oder anatomisch zu erklären. Der Verdacht auf einen entwicklungsbedingten Unterschied liegt nahe. Die Literatur liefert keinen Hinweis auf eine funktionelle Notwendigkeit.

Mit Ausnahme des oberen Durchmessers der Cochlea auf der linken Seite zeigt sich in den erhobenen Daten kein signifikanter Unterschied bei Datenauswertung aus Datensätzen eines 16-Zeilen-Computertomographen oder eines 64-Zeilen-Computertomographen. Auch hier ist eine Signifikanz bei sehr kleinem untersuchten Patientenkollektiv (83 Untersuchungen mit 16-Zeilen-CT, 43 Untersuchungen mit 64-Zeilen-CT) und sehr vielen erhobenen Parameter zur Korrelation aus mathematisch-statistischen Gründen leider nicht unbedingt valide. Ein signifikanter Zusammenhang tritt bei entsprechend großer Korrelationsmatrix zufällig mit einer nicht geringen Wahrscheinlichkeit auf. Da die klinische Relevanz nur in Ausnahmefällen bei Verlaufs- oder Vergleichsuntersuchungen eines identischen Patienten nach Datenerhebung an unterschiedlichen Computertomographen und bei vorhandener Klinik mit zu erwartender krankheitsbedingter Änderung der Knochenmatrix gegeben ist, kann nicht auf klinisch relevante Qualitätsunterschiede vor allem bei der präoperativen Planung von Cochlea-Implantaten aufgrund der Anzahl der Detektorreihen geschlossen werden.

Ein größerer lateraler Durchmesser des inneren Gehörgangs geht mit einer Zunahme der Höhe der Cochlea und einem größeren Durchmesser der basalen Windung einher. Dieser Zusammenhang ist auf beiden Seiten vergleichbar ausgeprägt. Im Gegensatz dazu ist ein signifikanter Zusammenhang zwischen dem Durchmesser des inneren Gehörgangs in der Mitte mit der Höhe und beiden Durchmessern der Windungen der Cochlea nur auf der rechten Seite gegeben. Auf der linken Seite ist

dieser Zusammenhang nicht nachweisbar. Da eine reproduzierbar symmetrische Korrelation nur bei Messung des cochlea-nahen Durchmessers auftritt, scheint dies der sinnvollere Parameter in Bezug auf diesen Parameter zu sein.

Aktuelle Untersuchungen beschreiben den Versuch standardisierte dreidimensionale Rekonstruktionen und ein interindividuell übertragbares Koordinatensystem der Cochlea zu generieren mit dem Ziel eine bessere operative Anpassung von Cochlea-Implantaten zu ermöglichen [68].

6.7 Canalis facialis

Der Canalis facialis kann aufgrund seines Z-förmigen Verlaufs im Felsenbein nur abschnittsweise dargestellt werden. In den Standardrekonstruktionen sind vor allem das labyrinthäre und mastoidale Segment abgrenzbar. Der tympanale Abschnitt ist aufgrund seines leicht kraniokaudalen und anterior-posterioren Verlaufs besser in multiplanar angulierten Sekundärrekonstruktionen in einer Ebene mit dem mastoidalen Segment darzustellen. Anderhuber und Mitarbeiter stellten schon 1995 fest, dass aufgrund der Größenordnung der untersuchten Struktur eine maximale Schichtdicke von 1,5 mm zu fordern ist um Qualitätsverluste in der Auflösung zu vermeiden. Damit konnte der gesamte Verlauf des Canalis facialis in allen Untersuchungen erfasst werden [53].

Da eine mehr als ausreichende Bildauflösung schon mit einem ein oder vier-Zeilen-Computertomographen möglich ist, traten auch keine signifikanten Unterschiede weder des Betrags noch der Verteilung der Messwerte bei Datenakquisition mit 16- oder 64-Zeilen-Computertomograph auf (parameterfreier Mann-Whitney Rangsummentest).

In der vorliegenden Untersuchung wurde auf eine Bildrekonstruktion des gesamten Verlaufs des Canalis facialis verzichtet. Damit war eine Längenmessung des Canalis facialis nicht standardisiert reproduzierbar möglich. Die Darstellung des Querdurchmessers in allen Abschnitten erfolgte nach Durchblättern der axialen Schichtbilder in der Rekonstruktionssoftware. Die Vermessung erfolgte jeweils am

besten darzustellenden Querschnitt im tympanalen, labyrinthären und mastoidalen Segment.

Im untersuchten Kollektiv lagen die Querdurchmesser zwischen 0,9 mm (Jungen) bzw. 0,81 mm (Mädchen) im ersten Lebensjahr. Bis zum zehnten Lebensjahr änderten sich die Querdurchmesser auf bis zu 1,43 mm (Jungen) bzw. 1,25 mm (Mädchen). Es zeigte sich kein signifikanter Unterschied in Bezug auf das Geschlecht.

Die Größenzunahme des Querdurchmessers des Canalis facialis bis zum 11 Lebensjahr ist aufgrund des Schädelwachstums zu erwarten. Die sehr diskrete Größenzunahme (zwischen 0,015 mm und 0,3 mm) ist zwar statistisch signifikant, entspricht aber nur einem sehr schwachen Zusammenhang mit dem Alter. Bei einer Varianzaufklärung von 3,3 % hängt der Durchmesser zu 96,7 % von anderen Einflußfaktoren ab.

Die Korrelation der drei Durchmesser des Canalis facialis zueinander ist als anatomische Notwendigkeit zu sehen. Da sich der Durchmesser der umschlossenen Struktur (des Nervus facialis) im Knochenkanal nicht wesentlich ändert, bedingt ein größerer Durchmesser zu Beginn des Canalis facialis einen größeren Durchmesser am Austrittspunkt. Im Bereich des Labyrinths benötigt der Nervus facialis 95 % des zur Verfügung stehenden Raumes [46]. Louryan zeigt in seiner Arbeit Malformationen des Innenohrs in Bezug auf die Embryonalentwicklung. Die knöchernen Wand des Canalis facialis entsteht (neben den Gehörknöchelchen) aus dem Reichertschen Knorpel [44]. Aufgrund desselben Ursprungs ist beim Gesunden der gezeigte Zusammenhang zu erwarten. Eine Erweiterung des Canalis facialis mit tubulärer Raumforderung kann einen Hinweis auf ein Neurinom des Nervus facialis darstellen. Deutliche Unterschiede im Querdurchmesser im Verlauf oder Seitenvergleich sollten diese Differentialdiagnose berücksichtigen [43].

Die signifikante Korrelation zwischen dem Durchmesser des Canalis facialis im Bereich des Labyrinths und dem Durchmesser der oberen Windung der Cochlea auf der linken Seite ist nur sehr schwach ausgeprägt. Ob dieser Unterschied im Seitenvergleich auf einzelnen Ausreißern der Datenwolke, auf Messfehlern oder aufgrund natürlicher Asymmetrie [56] beruht, lässt sich aufgrund der erhobenen Daten nicht differenzieren.

7 Zusammenfassung und Ausblick

Die Beurteilung der Computertomographie des Felsenbeins im Kindesalter stellt einen wichtigen Beitrag zur Diagnosestellung und Diagnosesicherung bei vermuteten oder manifesten Hörstörungen dar. Eine einfache Steigerung der Sensitivität der Computertomographie, um eine eindeutige anatomische Zuordnung der Hörstörung treffen zu können, ist wünschenswert. Die Bewertung in der klinischen Routine einfach und wenig zeitaufwendig zu erhebender Parameter in der Computertomographie des Felsenbeins war ein Ziel der vorliegenden Arbeit.

Es wurden bei 135 Computertomographien des Felsenbeins von Kindern bis zum Lebensalter von 11 Jahren 34 Parameter auf beiden Körperseiten vermessen. Die gemessenen Werte wurden auf Unterschiede zwischen Jungen und Mädchen, auf Abhängigkeit vom Alter und von der Detektorleistung des Computertomographen, auf Korrelationen untereinander und auf Unterschiede im Seitenvergleich überprüft.

Erwartungsgemäß zeigte sich bei einigen Parametern, wie dem petromastoidalen Kanal, eine wachstumsbedingte Größenzunahme mit dem Alter. Im Gegensatz dazu war die Knochendichte nicht altersabhängig. Die Ossifikation ist bei Geburt schon abgeschlossen.

Auch geschlechtsspezifische Unterschiede konnten gezeigt werden. Obwohl die Auswirkungen sekundärer Sexualhormone im untersuchten präpubertären Patientenkollektiv auf die Ausprägung der Schädelknochen noch zu vernachlässigen ist, zeigte sich bei einzelnen Parametern ein signifikanter Dimorphismus.

Es treten signifikante Größenunterschiede im intraindividuellen Seitenvergleich bei symptomlosen Gesunden auf. Die Asymmetrie kann entwicklungsbedingt begründet werden.

Außerdem könnten die gezeigten Korrelationen bei Nachweis dysmorpher Strukturen eine erhöhte Aufmerksamkeit auf mitbetroffene Anteile des Felsenbeins lenken.

Die vorliegenden Daten können, unter Berücksichtigung und Bewertung der begrenzten Patientenzahl, der Alters- und Geschlechtsverteilung, die Grundlage für ein Normalkollektiv bilden.

Abschließend liefert die Auswertung der untersuchten Kinder folgende Richtlinien zur Vermessung und Bewertung der Felsenbeinregion:

- Die technische Ausführung des Computertomographen spielt in der Diagnostik keine Rolle. Sowohl mit einem 16-Zeilen- als auch mit einem 64-Zeilen-Computertomographen lassen sich die anatomischen Strukturen des Felsenbeins in ausreichender Auflösung erfassen. Die entscheidende Komponente ist die Bildrekonstruktion, ein Bildabstand zwischen 0,5 mm und 1 mm resultiert zwar in einem großen Datenvolumen, liefert aber erst die notwendige Detailerkennbarkeit.
- Selbst signifikante Unterschiede im Seitenvergleich bedingen in der vorliegenden Arbeit keine Pathologie, können aber laut Literatur (bspw. den Canalis facialis betreffend) hinweisend sein.
- Das Fehlen einzelner Strukturen in der Bildgebung kann artefaktbedingt sein.
- Es treten signifikante Größenunterschiede der Cochlea in Abhängigkeit vom Geschlecht auf.
- In der präoperativen Diagnostik von Cochlea-Implantaten könnten zweidimensionale Auswertungen in Zukunft durch standardisierte dreidimensionale, koordinatenbasierte Rekonstruktionen verdrängt werden.
- Der Durchmesser des Aquaeductus vestibuli hat große klinische Relevanz. Ein zu kleiner Durchmesser kann ein Hinweis auf das Auftreten eines Morbus Menière sein, ein zu großer Durchmesser das Korrelat eines Aquaeductus-vestibuli-Syndrom mit progredienter Hypakusis.
- Die Knochendichte des Felsenbeins ist nach der Geburt bis zur Pubertät stabil. Abweichungen müssen bis zum Ausschluss als pathologisch gewertet werden.
- Die altersabhängigen Veränderungen sind wachstumsbedingt zu erklären. Ob die auffallenden Unterschiede im Seitenvergleich pathologische Relevanz im Erwachsenenalter haben, müsste im Rahmen einer Verlaufsbeobachtungsstudie untersucht werden.

- Die einseitig auftretenden Korrelationen einzelner anatomischer Strukturen sind sehr schwierig zu bewerten. Wünschenswert wäre die Überprüfung an einem großen, gesunden, erwachsenen Kollektiv. Dies gäbe die Möglichkeit Parallelen zu Patienten mit gesicherter Diagnose zu ziehen und Hinweise auf mitbetroffene Strukturen zu erhalten, die bisher nicht als pathognomonisch angesehen wurden.

Literaturverzeichnis

- [1] Dixon AK. *The appropriate use of computed tomography*. BR J Radiol 1997; 70:98-105
- [2] Mayer TE, Brueckmann H, Siegert R, Witt A, Weerda H. *High-resolution CT of the temporal bone in dysplasia of the auricle and external auditory canal*. AJNR 1997; 18: 53-65
- [3] Struffert T, Grunwald IQ, Papanagiotou P, Politi M, Roth C, Reith W. *Diagnostik des Felsenbeins – Ein Überblick*. Der Radiologe 2005; 45 (9): 816-827
- [4] Brenner D, Elliston C, Hall E, Berdon W. *Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT*. AJR 2001; 176(2): 289-296
- [5] Paterson A, Frush DP, Donnelly LF. *Helical CT of the body: are settings adjusted for pediatric patients?*. AJR 2001; 176 (2): 297-301
- [6] Czerny C, Gstöttner W, Imhof H. *Computertomographie und Magnetresonanztomographie kongenitaler Veränderungen des äußeren Ohrs, Mittel- und Innenohrs sowie des inneren Gehörgangs*. Der Radiologe 2003; 43 (3): 227-233
- [7] Torizuka T, Hayakawa K, Satoh Y, et al. *High-resolution CT of the temporal bone: a modified baseline*. Radiology 1992; 184: 109-111
- [8] Schüller A. *Die Schädelbasis im Röntgenbild*. Lucas Gräfe und Sillern 1905, Hamburg (zitiert bei Mayer EG, Otologische Röntgendiagnostik)
- [9] Hug JE, Pfaltz CR. *X-ray of the temporal bone in Schuller projection*. Arch Otorhinolaryngol 1981; 233: 145-156
- [10] Becker H, Dillo W, Westerho JP. *CT-Pathologie des Felsenbeins*. Clin Neuroradiol 1998; 8: 165-172
- [11] Westerhof JP, Rademaker J, Weber BP, Becker H. *Congenital malformations of the inner ear and the vestibulocochlear nerve in children with*

- sensorineural hearing loss: evaluation with CT and MRI.* J Comput Assist Tomogr. 2001; 25: 719-726
- [12] *Glomustumor des Felsenbeins.* Röntgenpraxis 1997; 50: 253-254
- [13] Ludewig S. *Ergebnisse der CT- Angiographie bei der Diagnostik von Nierenarterienstenosen.* Dissertation, Humboldt Universität Berlin 2000
- [14] Steinbach S, Fitzthum A, Reiser M, Hundt W. *Der petromastoidale Kanal.* HNO 2009; 57: 142-145
- [15] Jäger L, Bonell H, Liebl M, Srivastav S, Hempel M, Reiser M. *CT of the Normal Temporal Bone: Comparison of Multi- and Single-Detector Row CT.* Radiology 2005; 235: 133-141
- [16] Brüning R, Quade R, Keppler V, Reiser M. *3-D-CT reconstructions in fractures of the skull base and facial skeleton.* Fortschr. Röntgenstr 1994; 160: 113-117
- [17] Jäger L, Reiser M. *CT and MR imaging of the normal and pathologic conditions of the facial nerve.* EJR 2001; 40:133-146
- [18] Astinet F, Langer M, Keske U, Zwicker C, Hippel K, Felix R. *Die hochauflösende Computertomographie der Felsenbeine mit zwei- und dreidimensionaler Rekonstruktion.* Fortschritt Röntgenstrahlen 1990; 153; 14-21
- [19] Kalender WA. *Die Computertomographie.* Wiley-VCH, Weinheim, 2000
- [20] Kearney SE, Garvey CJ. *Unravelling the helix – a physician's guide to spiral computed tomography.* Postgrad Med J 1998; 74: 96-100
- [21] Caldemeyer KS, Sandrasegaran K, Shinaver CN, Mathews VP, Smith RR, Kopecky KK. *Temporal Bone: Comparison of isotropic helical CT and conventional direct axial and coronal CT.* AJR 1999; 172: 1675-1682
- [22] Czerny C, Turetschek K, Duman M, Imhof H. *Bildgebung des Mittelohres CT und MRT.* Der Radiologe; 1997; 945-53

- [23] Krombach GA, Schmitz-Rode T, Prescher A, DiMartino E, Weidner J, Günther RW. *The petromastoid canal on computed tomography*. Eur Radiol 2002; 12: 2770-2775
- [24] Migirov L, Kronenberg J. *Radiology of the petromastoid canal*. Otol Neurotol. 2006; 27: 410-413
- [25] Proctor B. *The petromastoid canal*. Ann Otol Rhinol Laryngol 1983; 92:640-644
- [26] Torizuka T, Hayakawa K, Satoh Y, et al. *High-resolution CT of the temporal bone: a modified baseline*. Radiology 1992; 184: 109-111.
- [27] Wilbrand H, Rauschnig W, Ruhn G. *The subarcuate fossa and channel. A radioanatomic investigation*. Acta Radiol Diagn 1986; 27: 637-644.
- [28] Czerny C, Nemeč S, Krestan C, Gstöttner W. *Kleinhirnbrückenwinkel – Benigne und maligne Veränderungen der Innenohr- und Kleinhirnbrückenwinkelregion*. Der Radiologe; 2006; 46: 197-204.
- [29] Gacek RR, Leipzig B. *Congenital cerebrospinal otorrhea*. Ann Otol Rhinol Laryngol 1979; 88: 358-365.
- [30] Hanafée WN, Hermann AJ, Mancuso AA, Winter J. *Computer tomography scanning of the temporal bone*. Ann Otol. 1979; 88: 721-28.
- [31] Tekdemir I, Aslan A, Elhan A *The subarcuate canaliculus and its artery - a radioanatomical study*. Ann Anat 1999; 181: 207-211
- [32] Liebl M. *Die Darstellung des Felsenbeins in der Multi-Slice-CT – ein quantitativer Vergleich mit der Single-Slice-CT*. Dissertation, LMU München 2004
- [33] Luker GD, LeeBCP, Erickson KK. *Spiral CT of the temporal bone in unsedated pediatric patients*. AJNR 1993; 14: 1145-1150
- [34] Reisser C, Schubert O, Forsting M, Sartor K. *Anatomy of the temporal bone: detailed three-dimensional display based on image data from high-resolution helical CT: a preliminary report*. Am J Otol 1996; 17:473-479

- [35] Swartz JD, Harnsberger R. *Imaging of the temporal bone*. Thieme Stuttgart 1998
- [36] Hirai S, Cureoglu S, Schachern PA, Hayashi H, Paparella MM, Harada T. *Large Vestibular Aqueduct Syndrome: A Human Zemporal bone Study*. *Laryngoscope* 2006; 116: 2007-2011
- [37] Marques SR, Smith RL, Isotani S, Alonso LG, Anadão CA, Prates JC, Lederman HM. *Morphological analysis of the vestibular aqueduct by computerized tomography images*. *Eur J Radiol*. 2007; 61: 79-83
- [38] Trojanowska A, Trojanowski P, Olszanski W, Klatka J, Drop A. *How to reliably evaluate middle ear diseases? Comparison of different methods of post-processing based on multislice computed tomography examination*. *Acta Otolaryngol*. 2007; 127: 258-264
- [39] Mazziotti S, Arceri F, Vinci S, Salamone I, Racchiusa S, Pandolfo I. *Role of coronal oblique reconstruction as a complement to CT study of the temporal bone: normal anatomy*. *Radiol Med*. 2006; 111: 607-617
- [40] Cavalcanti MG, Rocha SS, Vannier MW. *Craniofacial measurements based on 3D-CT volume rendering: implications for clinical applications*. *Dentomaxillofac Radiol*. 2004; 33:170-176
- [41] Rodt T, Burmeister HP, Bartling S, Kaminsky J, Schwab B, Kikinis R, Becker H. *3D-Visualisation of the middle ear by computer-assisted post-processing of helical multi-slice CT data*. *Laryngorhinootologie* 2004; 83: 438-444
- [42] Kral F, Freysinger W. *3-D navigation in the petrous bone with submillimeter accuracy*. *HNO* 2004; 52: 699-705
- [43] Greess H, Baum U, Römer W, Tomandl B, Bautz W. *CT and MRI of the petrous bone*. *HNO* 2002; 50: 906-919
- [44] Louryan S. *Modern imaging of petrous bone malformations: improvement for clinical-embryological correlations*. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*. 1999; 49: 213-221

- [45] Alexander AE Jr, Caldemeyer KS, Rigby P. *Clinical and surgical application of reformatted high-resolution CT of the temporal bone*. Neuroimaging Clin N Am. 1998; 8: 631-650
- [46] Casselman JW. *Temporal Bone and Auditory Pathways*. Diseases of the Brain, Head & Neck, Spine. Diagnostic Imaging and Interventional Techniques 40th International Diagnostic Course in Davos (IDKD). Davos, March 30–April 4, 2008
- [47] Chan LL, Manolidis S, Taber KH, Hayman LA. *In vivo measurements of temporal bone on reconstructed clinical high-resolution computed tomography scans*. Laryngoscope. 2000; 110: 1375-1378
- [48] Jun BC, Song SW, Cho JE, Park CS, Lee DH, Chang KH, Yeo SW. *Three-dimensional reconstruction based on images from spiral high-resolution computed tomography of the temporal bone: anatomy and clinical application*. J Laryngol Otol. 2005; 119: 693-698
- [49] Yamamoto E, Mizukami C, Ohmura M. *Investigation of the External Aperture of the Vestibular Aqueduct in Meniere's Disease by Three-dimensional Image Analysis*. Acta Oto-laryngologica 1992; 112: 31-35
- [50] Yamamoto E, Mizukami C, Isono M, Ohmura M, Hirono Y. *Observation of the external aperture of the vestibular aqueduct using three-dimensional surface reconstruction imaging*. Laryngoscope. 1991; 101: 480-483
- [51] Tomandl BF, Hastreiter P, Eberhardt KE, Rezk-Salama C, Naraghi R, Greess H, Nissen U, Huk WJ. *Virtual labyrinthoscopy: visualization of the inner ear with interactive direct volume rendering*. Radiographics. 2000; 20: 547-558
- [52] Tomandl BF, Hastreiter P, Eberhardt KEW, Nimsky C, Greeß H, Huk WJ, Naraghi R. *Schnelle interaktive 3D-Darstellung des Felsenbeins mit "direktem Volume Rendering"*. HNO 2001; 49: 618-625
- [53] Anderhuber W, Weiglein A, Jakse R, Einspieler R. *Multiplanar angulated 2D reconstruction. A new CT technique for imaging the facial nerve canal*. HNO 1995; 43: 76-79

- [54] Parlier-Cuau C, Champsaur P, Perrin E, Rabischong P, Lassau JP. *High-resolution computed tomography of the canals of the temporal bone: anatomic correlations*. Surgical and Radiologic Anatomy 1999; 20: 437-444
- [55] Behrents RG. *Growth in the aging craniofacial skeleton*. 1985 Monograph 17, Craniofacial Growth Series, Center for Human Growth and Development, University of Michigan, Ann Arbor
- [56] Blum M, Fischer A. *Die Links-Rechts-Asymmetrie der Wirbeltiere*. BioSpektrum 2003; 9: 356-359
- [57] Richter H. *Ein röntgenologischer Beitrag zum Studium der Schädelasymmetrie*. European Archives of Oto-Rhino-Laryngology, 1926; 115: 222-228
- [58] Warren FM, Wiggins RH, Pitt C, Harnsberger HR, Shelton C. *Apparent Cochlear Nerve Aplasia: To Implant or Not to Implant?* Otol Neurotol. 2010; Epub ahead of print
- [59] Lee KH, Lee J, Isaacson B, Kutz JW, Roland PS. *Cochlear implantation in children with enlarged vestibular aqueduct*. Laryngoscope. 2010; 120: 1675-1681
- [60] Valvassori GE, Clemis JD. *The Large Vestibular Aqueduct Syndrome*. Laryngoscope 1978; 88: 723-728
- [61] Legeais M, Haguenoer K, Cottier JP, Sirinelli D. *Can a fixed measure serve as a pertinent diagnostic criterion for large vestibular aqueduct in children?* Pediatr Radiol. 2006; 36: 1037-1042
- [62] Vijayasekaran S, Halsted MJ, Boston M, Meitzen-Derr J, Bardo DME, Greinwald J, Benton C. *When Is the Vestibular Aqueduct Enlarged? A Statistical Analysis of the Normative Distribution of Vestibular Aqueduct Size*. Am. J. Neuroradiol., 2007; 28: 1133-1138
- [63] Rauchfuss A. *Zur enchondralen Ossifikation der Labyrinthkapsel: Die Entstehung der Globuli ossei und der Interglobularräume*. European Archives of Oto-Rhino-Laryngology, 1981; 233: 237-250

- [64] Gottschalk S, Gehrking E, Petersen D. *Fehlbildungen des Felsenbeins*. Clinical Neuroradiology 2006; 16: 17-32
- [65] Lemmerling MM, Mancuso AA, Antonelli PJ, Kubilis PS. *Normal modiolus: CT appearance in patients with a large vestibular aqueduct*. Radiology 1997; 204: 213-219
- [66] Micheals L, Soucek S. *The intravestibular source of the vestibular aqueduct. III: Osseous pathology of Ménière's disease, clarified by a developmental study of the intraskeletal channels of the otic capsule*. Acta Otolaryngol. 2010; 130: 793-798
- [67] Sato H, Sando I, Takahashi H. *Sexual dimorphism and development of the human cochlea. Computer 3-D measurement*. Acta Otolaryngol. 1991; 111: 1037-1040
- [68] Verbist BM, Joemai RM, Briaire JJ, Teeuwisse WM, Veldkamp WJ, Frijns JH. *Cochlear coordinates in regard to cochlear implantation: a clinically individually applicable 3 dimensional CT-based method*. Otol Neurotol. 2010; 31: 738-744
- [69] Richard C, Laroche N, Malaval L, Dumollard JM, Martin Ch, Peoch M, Vico L, Prades JM. *New insight into the bony labyrinth: a microcomputed tomography study*. Auris Nasus Larynx. 2010; 37: 155-61
- [70] Klingenbeck-Regn K, Schaller S, Flohr T, Ohnesorge B, Kopp AF, Baum U. *Subsecond multi-slice computed tomography: basics and applications*. Eur J Radiol. 1999; 31: 110-124
- [71] Baek SK, Chae SW, Jung HH. *Congenital internal auditory canal stenosis*. J Laryngol Otol. 2003; 117: 784-787
- [72] http://www.akustika.ch/gutes_hoeren/anatomie
- [73] <http://www.rad.rwth-aachen.de/lernprogramm/bild.htm>
- [74] <http://edoc.hu-berlin.de/habilitationen/rodenwaldt-jens-2003-03-25/HTML/chapter5.html>

Anhang

Abbildungsverzeichnis

- Abb. 1 Ohrmuschel, 2 Gehörgang, 3 Trommelfell, 4 Mittelohr, 5 Hammer, 6 Amboss, 7 Steigbügel, 8 Vestibularorgan, 9 Cochlea, 10 Nervus facialis & vestibulocochlearis, 11 Tuba auditiva [Mod. nach 72]
- Abb. 2 a-i 1 anteriorer Bogengang, 2 Petromastoidaler Kanal 3 Meatus acusticus internus 4 Mastoid 5 Canalis facialis 6 Cochlea, 7 lateraler Bogengang, 8 Vestibulum, 9 Aquaeductus vestibuli, 10 dorsaler Bogengang
- Abb. 3 Anomalie des Modiolus
- Abb. 4 Aquaeductus-vestibuli-Syndrom
- Abb. 5 Röntgenaufnahme nach Schüller [9]
- Abb. 6 Glomustumor des Felsenbeins [12]
- Abb. 7 Mögliche Schichtebenen der Computertomographie [Mod. nach 73]
- Abb. 8 Aufnahmeprinzip der Spiral-Computertomographie [13]
- Abb. 9 4-Detektor-Spiral-Computertomographie [Mod. nach 74]
- Abb. 10 Mehrzeilen-Spiral-Computertomograph (MSCT) (1) Patientenliege, (2) Motor, (4) Röntgenröhre, (4a) Röntgenstrahlenbündel, (5) Detektor, (6) Datenerfassungseinheit, (6a) Datenübertragungseinheit, (7) Röntgengenerator, (8) Bildrechner, (9) Monitor, (10+11) Blenden, (12) Fokus [70]
- Abb. 11 Überlagerung von Teilbildern bei mehreren Detektorzeilen (5) Detektor, (10+11) Blenden, (12) Fokus [70]
- Abb. 12 Arbeitsoberfläche 3D-Modul Syngo-Software
- Abb. 13 Altersverteilung des untersuchten Patientenkollektivs
- Abb. 14 Geschlechterverteilung des untersuchten Patientenkollektivs
- Abb. 15 Messung der Länge des petromastoidalen Kanals (Subarcuate Channel) {3D 3} [CT_SAC_L_li] mit Tool ‚2D Freehand Distance‘
- Abb. 16 Vermessung der Länge (Durchmesser) {3D 1} [CT_SAC_FL_li] und Tiefe {3D 2} [CT_SAC_FT_li] der Fossa des petromastoidalen Kanals mit Tool ‚2D Distance‘
- Abb. 17 Messung des Durchmessers petromastoidalen Kanals außen {3D 3} [CT_SAC_DA_re], in der Mitte {3D 2} [CT_SAC_DM_re] und innen {3D 1} [CT_SAC_DI_re] mit Tool ‚2D Distance‘

- Abb. 18 Messung des Winkel des petromastoidalen Kanals {3D 1} [CT_SAC_ANG_re] mit Tool ‚Angle‘
- Abb. 19 Messung der Distanz des petromastoidalen Kanals zum oberen Bogengang oben (ventral) {3D 2} [CT_SAC_BOG_DIO_re] und unten (dorsal) {3D1} [CT_SAC_BOG_DIU_re] mit Tool ‚2D Distance‘
- Abb. 20 Messung der Konchendichte medial des oberen Bogengangs {3D 1} [CT_SAC_K_re] mit Tool ‚Circle‘
- Abb. 21 Ring-Torus: r Radius des Kreises, R Abstand der Torus-Achse zum Mittelpunkt des Kreises
- Abb. 22 Messung des Durchmessers des oberen Bogengangs {3D 1} [CT_OBOG_D_re] mit Tool ‚2D Distance‘
- Abb. 23 Messung des Durchmessers des horizontalen Bogengangs {3D 1} [CT_HOOG_D_re] mit Tool ‚2D Distance‘
- Abb. 24 Messung des Durchmessers des lateralen Bogengangs {3D 1} [CT_LBOG_D_re] mit Tool ‚2D Distance‘
- Abb. 25 Messung des Durchmessers des Lumens des oberen Bogengangs außen {3D 1} [CT_OBOG_LDA_re] und innen {3D 2} [CT_OBOG_LDI_re] mit Tool ‚2D Distance‘
- Abb. 26 Messung des Durchmessers des Lumens des horizontalen Bogengangs außen {3D 2} [CT_HOOG_LDA_re] und innen {3D 1} [CT_HOOG_LDI_re] mit Tool ‚2D Distance‘
- Abb. 27 Messung des Durchmessers des Lumens des lateralen Bogengangs außen {3D 2} [CT_LBOG_LDA_re] und innen {3D 1} [CT_LBOG_LDI_re] mit Tool ‚2D Distance‘
- Abb. 28 Vermessung der Länge (Höhe) {3D 1} [CT_VestL_li] und Breite (Durchmesser) {3D 2} [CT_VestB_li] des Vestibulums mit Tool ‚2D Distance‘
- Abb. 29 Messung der Länge {3D 2} [CT_IG_L_li] und Breite (Durchmesser) des Inneren Gehörgangs außen {3D 5} [CT_IG_B_A_li], in der Mitte {3D 4} [CT_IG_B_M_li] und innen {3D 3} [CT_IG_B_I_li] mit Tool ‚2D Distance‘
- Abb. 30 Messung des Winkel des Inneren Gehörgangs {3D 4} [CT_IG_ANG_li] mit Tool ‚Angle‘
- Abb. 31 Messung der Breite (Durchmesser) des Aquaeductus vestibuli in der Mitte {3D 1} [CT_VA_BM_re] mit Tool ‚2D Distance‘
- Abb. 32 Messung des Winkel des Aquaeductus vestibuli {3D 1} [CT_VA_ANG_re] mit Tool ‚Angle‘
- Abb. 33 Messung des Durchmessers des Canalis facialis im Bereich des Tympanons {3D 1} [CT_CFT_li] mit Tool ‚2D Distance‘
- Abb. 34 Messung des Durchmessers des Canalis facialis im Bereich des Labyrinths {3D 1} [CT_CFL_re] mit Tool ‚2D Distance‘

- Abb. 35 Messung des Durchmessers des Canalis facialis im Bereich des Mastoids {3D 1} [CT_CFM_re] mit Tool ‚2D Distance‘
- Abb. 36 Messung der Länge (Höhe) {3D 1} [CT_CO_L_li] und Breite (Durchmesser) der Cochlea basal {3D 2} [CT_CO_BB_li] und in der Spitze {3D 3} [CT_CO_BS_li] mit Tool ‚2D Distance‘
- Abb. 37 Geschlechtsunterschied mittlerer Durchmesser innerer Gehörgang
- Abb. 38 Geschlechtsunterschied äußerer Durchmesser innerer Gehörgang links
- Abb. 39 Geschlechtsunterschied der Höhe der Cochlea
- Abb. 40 Geschlechtsunterschied im Durchmesser der basalen Windung der Cochlea
- Abb. 41 Geschlechtsunterschied im Durchmesser der oberen Windung der Cochlea rechts
- Abb. 42 Geschlechtsunterschied im Durchmesser der oberen Windung der Cochlea links
- Abb. 43 Verteilung der Messwerte des medialen Durchmessers des inneren Gehörgangs im Seitenvergleich
- Abb. 44 Verteilung der Messwerte des Durchmessers der Cochlea Spitze im Seitenvergleich
- Abb. 45 Verteilung der Länge des petromastoidalen Kanals im Seitenvergleich
- Abb. 46 Verteilung des Durchmessers der Fossa subarcuata im Seitenvergleich
- Abb. 47 Verteilung der Tiefe der Fossa subarcuata im Seitenvergleich
- Abb. 48 Verteilung des Durchmessers des petromastoidalen Kanals außen im Seitenvergleich
- Abb. 49 Verteilung des Winkels des petromastoidalen Kanals im Seitenvergleich
- Abb. 50 Durchmesser der Cochlea Spitze links
- Abb. 51 Durchmesser der Cochlea Spitze rechts
- Abb. 52 Abhängigkeit der Länge des petromastoidalen Kanals vom Alter im Seitenvergleich
- Abb. 53 Abhängigkeit des Durchmessers der Fossa subarcuata vom Alter im Seitenvergleich
- Abb. 54 Distanz des petromastoidalen Kanals zum oberen Bogengang im Seitenvergleich
- Abb. 55 Durchmesser des petromastoidalen Kanals links
- Abb. 56 Durchmesser des petromastoidalen Kanals außen im Seitenvergleich
- Abb. 57 Tiefe der Fossa subarcuata im Seitenvergleich
- Abb. 58 Winkel des petromastoidalen Kanals im Seitenvergleich
- Abb. 59 Länge des inneren Gehörgangs im Seitenvergleich
- Abb. 60 Durchmesser des inneren Gehörgangs innen im Seitenvergleich

- Abb. 61 Durchmesser des inneren Gehörgangs außen im Seitenvergleich
- Abb. 62 Winkel des inneren Gehörgangs im Seitenvergleich
- Abb. 63 Durchmesser des Canalis facialis im Bereich der Labyrinths im Seitenvergleich
- Abb. 64 Durchmesser des Canalis facialis im Bereich des Tympanons und des Mastoids rechts
- Abb. 65 Korrelation der Länge des inneren Gehörgangs mit der Länge des petromastoidalen Kanals
- Abb. 66 Korrelation des inneren Durchmessers des Gehörgangs mit der Länge des petromastoidalen Kanals
- Abb. 67 Korrelation des inneren Durchmessers des Gehörgangs mit der Tiefe der Fossa subarcuata
- Abb. 68 Korrelation des äußeren Durchmessers des Gehörgangs mit dem Durchmesser des petromastoidalen Kanals außen
- Abb. 69 Korrelation des Durchmessers des Aquaeductus vestibuli mit dem Durchmesser des petromastoidalen Kanals (Mitte)
- Abb. 70 Korrelation des Winkels des Aquaeductus vestibuli mit der Länge des petromastoidalen Kanals
- Abb. 71 Korrelation des Winkels des Aquaeductus vestibuli mit der Distanz des petromastoidalen Kanals zum Bogengang unten
- Abb. 72 Korrelation des Durchmessers des inneren Gehörgangs innen mit der Länge des inneren Gehörgangs
- Abb. 73 Korrelation der Durchmesser des inneren Gehörgangs innen und Mitte
- Abb. 74 Korrelation der Durchmesser des inneren Gehörgangs außen und Mitte
- Abb. 75 Korrelation der Durchmesser des inneren Gehörgangs innen und außen
- Abb. 76 Korrelation des Winkels des inneren Gehörgangs mit dem Durchmesser des inneren Gehörgangs innen
- Abb. 77 Korrelation des Durchmessers der Fossa subarcuata mit der Länge des inneren Gehörgangs
- Abb. 78 Korrelation des Durchmessers des petromastoidalen Kanals innen mit der Länge des inneren Gehörgangs
- Abb. 79 Korrelation der Höhe der Cochlea mit dem Durchmesser des inneren Gehörgangs (Mitte)
- Abb. 80 Korrelation der Durchmesser der Cochlea mit dem Durchmesser des inneren Gehörgangs (Mitte)

- Abb. 81 Korrelation der Höhe der Cochlea mit dem Durchmesser des inneren Gehörgangs außen
- Abb. 82 Korrelation des Durchmessers der Cochlea (basal) mit dem Durchmesser des inneren Gehörgangs außen
- Abb. 83 Korrelation des Durchmessers des Canalis facialis (Labyrinth) mit dem Durchmesser des Canalis facialis (Tympanon)
- Abb. 84 Korrelation des Durchmessers des Canalis facialis (Mastoid) mit dem Durchmesser des Canalis facialis (Tympanon)
- Abb. 85 Korrelation des Durchmessers des Canalis facialis (Mastoid) mit dem Durchmesser des Canalis facialis (Labyrinth)
- Abb. 86 Korrelation des Durchmessers der Cochlea (Spitze) mit dem Durchmesser des Canalis facialis (Labyrinth)
- Abb. 87 Korrelation der Höhe der Cochlea mit dem Durchmesser der Cochlea (basal)
- Abb. 88 Korrelation des Durchmessers der Cochlea (Spitze) mit dem Durchmesser der Cochlea (basal)

Abkürzungsverzeichnis

(---)	in Diagrammen die entsprechende Linie
_li	linke Seite
_re	rechte Seite
3D x	Messung in Abbildung ($x \equiv 1, 2, 3, \dots$)
Abb.	Abbildung
CT	Computertomographie
CT_CFL_li	Canalis facialis Labyrinth links
CT_CFM_li	Canalis facialis Mastoid links
CT_CFT_li	Canalis facialis Tympanon links
CT_CO_BB_li	Cochlea Breite (Durchmesser) basal links
CT_CO_BS_li	Cochlea Breite (Durchmesser) Spitze links
CT_CO_L_li	Cochlea Länge (Höhe) links
CT_HOOG_D_li	Horizontaler Bogengang Durchmesser links
CT_HOOG_LDA_li	Horizontaler Bogengang Lumen Durchmesser außen links
CT_HOOG_LDI_li	Horizontaler Bogengang Lumen Durchmesser Innen links
CT_IG_ANG_li	Innerer Gehörgang Winkel links
CT_IG_B_A_li	Innerer Gehörgang Breite (Durchmesser) außen links
CT_IG_B_I_li	Innerer Gehörgang Breite (Durchmesser) innen links
CT_IG_B_M_li	Innerer Gehörgang Breite (Durchmesser) Mitte links
CT_IG_L_li	Innerer Gehörgang Länge links
CT_LBOG_D_li	Lateraler Bogengang Durchmesser links
CT_LBOG_LDA_li	Lateraler Bogengang Lumen Durchmesser außen links

CT_LBOG_LDI_li	Lateraler Bogengang Lumen Durchmesser Innen links
CT_OBOG_D_li	Oberer Bogengang Durchmesser links
CT_OBOG_LDA_li	Oberer Bogengang Lumen Durchmesser außen links
CT_OBOG_LDI_li	Oberer Bogengang Lumen Durchmesser innen links
CT_SAC_ANG_li	Subarcuate Channel Winkel links
CT_SAC_BOG_DIO_li	Subarcuate Channel Bogengang Distanz oben links
CT_SAC_BOG_DIU_li	Subarcuate Channel Bogengang Distanz unten links
CT_SAC_DA_li	Subarcuate Channel Durchmesser außen links
CT_SAC_DI_li	Subarcuate Channel Durchmesser innen links
CT_SAC_DM_li	Subarcuate Channel Durchmesser Mitte links
CT_SAC_FL_li	Subarcuate Channel Fossa Länge (Durchmesser) links
CT_SAC_FT_li	Subarcuate Channel Fossa Tiefe links
CT_SAC_K_li	Subarcuate Channel Knochendichte links
CT_SAC_L_li	Subarcuate Channel Länge links
CT_VA_ANG_li	Vestibuläres Aquädukt Winkel links
CT_VA_BM_li	Vestibuläres Aquädukt Breite (Durchmesser) Mitte links
CT_VestB_li	Vestibulum Breite (Durchmesser) links
CT_VestL_li	Vestibulum Länge (Höhe) links
HU	Hounsfield Einheiten
MDCT	Mehrzeilen-Detektor-Spiral-Computertomographie
MRT	Magnetresonanztomographie
R	Radius von der Mittelachse des Torus zum Mittelpunkt des Kreises
r	Radius des Kreises

Danksagung

Mein Dank gilt meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. med. Walter Hundt für die Überlassung des Themas und die freundliche, kompetente und unkomplizierte Betreuung.

Mein besonderer Dank gilt Herrn PD Dr. med. Stefan Lorenzl für den persönlichen Einsatz um dieses Projekt zum Erfolg zu bringen.

Ich danke den Mitarbeitern des Institutes für Klinische Radiologie der Universität München für die Zusammenarbeit.

Ich danke den Mitarbeitern der Klinik für Anaesthesiologie der Universität München für die langjährige Anteilnahme an diesem Projekt.

Ich danke den Mitarbeitern der Palliativstation des Interdisziplinären Zentrums für Palliativmedizin der Universität München für die Unterstützung.

Ich danke meinen Freunden, die immer Zeit und ein offenes Ohr für mich haben.

Ich danke meiner Familie, dass mir dies ermöglicht wurde. Jahrelange Motivation, Akzeptanz und Unterstützung finden ihr Ergebnis.