

Hals-Nasen-Ohren Klinik und Poliklinik der Technischen Universität München
Klinikum rechts der Isar (Direktor: Univ.-Prof. Dr. W. Arnold)

Drei-dimensionale Rekonstruktion des menschlichen Mittel- und Innenohres

Lisa Tinz

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin
der Technischen Universität München
zur Erlangung des akademischen Grades eines Doktors der Medizin
genehmigten Dissertation.

Vorsitzender:		Univ.-Prof. Dr. D. Neumeier
Prüfer der Dissertation:	1.	Univ.-Prof. Dr. W. Arnold
	2.	apl. Prof. Dr. Th. Janssen

Die Dissertation wurde am 06.06.2005 bei der Technischen Universität München
eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 19.10.2005
angenommen.

INHALTSVERZEICHNIS

1.	Einleitung	1
1.1	Der Wunsch nach Plastizität	1
1.2	Dimensionalität in der Medizin- ein Überblick	1
1.3	Rekonstruktionen unter speziellen Gesichtspunkten	14
1.4	Entwicklungen dieses Jahrzehnts	16
1.5	Zielsetzung der drei-dimensionalen Rekonstruktion des Menschlichen Mittel- und Innenohres	18
1.6	Fragestellung	20
1.7	Wegweiser durch die vorliegende Arbeit	21
2.	Anatomie des menschlichen Ohres	22
2.1	Das Mittelohr	22
2.2	Das Innenohr	26
3.	Material und Methodik	31
3.1	Material	31
3.1.1	„The Visible Ear“	31
3.1.2	Software	32
3.1.2.1	Amira™2.3 im Überblick	32
3.1.2.2	Auszug aus den Algorithmen von Almira	33
3.1.2.2.1	„Generalized Marching Cubes“	35
3.1.3	Hardware-Komponenten	38
3.2	Methodik	38
3.2.1	Allgemeine Angaben zur Bildbearbeitung	38
3.2.2	Segmentierung und Rekonstruktion	42
3.2.2.1	Bogengänge	42
3.2.2.2	Aquaeductus vestibuli	43

3.2.2.3	Aquaeductus cochleae	45
3.2.2.5	Ovales Fenster	45
3.2.2.6	Rundes Fenster	46
3.2.2.7	Gehörknöchelchen und dazugehörige Bänder	47
3.2.2.8	Mittelohr-Muskeln	47
3.2.2.9	Mittelohr-Strukturen	48
3.2.2.10	Trommelfell	48
3.3	Messungen	50
3.3.1	Messmethodik	50
3.3.2	Einzelne Messungen	51
3.3.2.1	Trommelfell	51
3.3.2.2	Hammer	51
3.3.2.3	Amboss	51
3.3.2.4	Steigbügel	52
3.3.2.5	Ovales Fenster	53
3.3.2.6	Rundes Fenster	53
3.3.2.7	Vestibulum	53
3.3.2.8	Bogengänge	53
3.3.2.9	Schnecke	54
3.3.2.10	Aquaeductus vestibuli	54
3.3.2.11	Aquaeductus cochleae	55
4.	Ergebnisse	57
4.1	Ergebnisse der anatomischen Rekonstruktion	57
4.1.1	Strukturen des Mittelohrs	57
4.1.2	Strukturen des Innenohrs	59
4.2	Bilderatlas der rekonstruierten Mittel-und Innenohr- Strukturen	62
4.3	Messergebnisse	77
4.3.1	Trommelfell	77
4.3.2	Hammer	77
4.3.3	Amboss	78
4.3.4	Steigbügel	78

4.3.5	Steigbügel-Fussplatte	78
4.3.6	Hammer-Bänder	79
4.3.7	Amboss-Bänder	79
4.3.8	Stapedius-Muskel	79
4.3.9	Tensor-tympani-Muskel	79
4.3.10	Ovales Fenster	80
4.3.11	Rundes Fenster	80
4.3.12	Vestibulum	80
4.3.13	Aquaeductus vestibuli	81
4.3.14	Aquaeductus cochleae	81
4.3.15	Schnecke. Höhe und Weite. Durchmesser. Radien. Achsiäle Höhe und Länge	82
4.3.16	Bogengänge. Durchmesser der Halbkreise	84
4.4	Bilderatlas der Messergebnisse	85
5.	Diskussion	125
5.1	Einordnung und Bewertung der anatomischen Re- konstruktion	125
5.2	Vergleich mit vorliegenden Messdaten	128
5.2.1	Trommelfell	128
5.2.2	Hammer	128
5.2.3	Amboss	129
5.2.4	Steigbügel	129
5.2.5	Hammer-Bänder	130
5.2.6	Amboss-Bänder	131
5.2.7	Stapedius-Muskel	131
5.2.8	Tensor-tympani-Muskel	131
5.2.9	Ovales Fenster	132
5.2.10	Rundes Fenster	132
5.2.11	Vestibulum	132
5.2.12	Aquaeductus vestibuli	133
5.2.13	Aquaeductus cochleae	133
5.2.14	Schnecke.	

	Höhen-und Weitenvergleiche der Scala tympani und der Scala vestibuli. Durchmesservergleiche der Schneckenwindungen. Vergleiche der axialen Höhe und der Schneckenlänge	
5.2.15	Bogengänge	136
6.	Schlussfolgerung	141
6.1	Ergebnis der anatomischen Rekonstruktion	141
6.2	Ergebnis der Messmethoden	142
7.	Zusammenfassung	144
8.	Literatur	146
9.	Danksagung	153

1. EINLEITUNG

1.1 Der Wunsch nach Plastizität

Schon immer haben Menschen versucht, Betrachtungen im drei-dimensionalen Raum perspektivisch in zwei-dimensionaler Ebene darzustellen. Anfänge dieser Art der Darstellung gehen auf die Spätantike zurück, wo Künstler versuchten, Raumtiefe und Verkürzungen wiederzugeben. Eine Weiterentwicklung dieser Technik findet im Mittelalter durch Maler wie Giotto, Michelangelo, Raphael und andere statt. Spätere Fortschritte wurden durch die Ausreifung der Zentralperspektive, der Darstellungstechnik von Räumlichkeiten, bei der alle Sehstrahlen im Auge in einem Punkt vereinigt werden, erzielt. Besonders in der Frührenaissance wird diese Art der bildlichen Wiedergabe durch Künstler wie Brunelleschi, Masaccio und Alberti in Italien als Stilmittel theoretisiert und eingesetzt. Leonardo da Vinci (1452- 1519), einer der vielseitigsten Künstler seiner Zeit und gleichzeitig ältester Vertreter dieser „neuen Kunst“, befasste sich neben der Malerei mit architektonischen Entwürfen und wissenschaftlichen Studien, die die Optik, die Mechanik und des weiteren die Anatomie betrafen. Mit anatomischen Zeichnungen versuchte er den menschlichen Körper darzustellen. Auch in seinen zahlreichen weiteren Kunstwerken sollten Gestalten nun nicht mehr symbolisch, sondern lebenswahr, lebendig und plastisch erscheinen (Baumgart, F., 1973). Anatomische Präzision war eines seiner Leitmotive.

Ein weiterer Höhepunkt der Darstellungstechnik findet sich im 17. Jahrhundert, hier sind es besonders die niederländischen Meister wie de Hooch, van Ostade, van Honthorst und Kalff, die die räumliche Darstellung mittels Luft-, Farb-, und Lichtperspektive ausreifen lassen.

1.2 Dimensionalität in der Medizin- ein historischer

Überblick

Geleitet durch fortwährendes Interesse an der Dimensionalität und mit dem Ziel einer verbesserten Möglichkeit der Darstellung komplizierter räumlicher Sachverhalte vor

Augen, wurden auch in der Medizin stetige Versuche unternommen, bildliche Darstellung zu erhalten und zu verbessern. Sobotta wollte Medizinstudenten und Ärzten die Möglichkeit bieten, durch einen anatomischen Atlas mit aufwendigsten anatomischen Zeichnungen, einen Einblick in den menschlichen Organismus zu ermöglichen (Sobotta, 1993). Die Zeichnungen von Pernkopf (1960) liefern ebenfalls einen wichtigen Beitrag zum Verständnis der Anatomie des Menschen. Auch zahlreiche histologische Untersuchungen geben wichtige Informationen über den Aufbau und die Struktur des menschlichen Organismus. Die spätere Etablierung der Röntgentechnik erleichtert und beschleunigt die Aussage über morphologische Zustände erheblich und ist aus der heutigen Diagnostik nicht mehr wegzudenken. Eine fortwährende Weiterentwicklung dieser Darstellungstechnik erlaubt heute eine hochaufgelöste Abbildung von Organsystemen im Millimeter- und Submillimeter-Bereich und deren räumliche Beziehung zueinander. Sowohl normale, als auch pathologische Zustände können ohne große Probleme beurteilt werden. Trotz enormer Fortschritte auf dem Gebiet der Bildgebung ist jedoch in der Regel nur eine Darstellung von Strukturen im zwei-dimensionalen Raum möglich und das vollständige drei-dimensionale Strukturmodell ist nur durch mentale Aneinanderreihung der einzelnen Bilderschichten möglich. Da es sich insbesondere beim Ohr um komplizierte Strukturanordnungen handelt, ist dies jedoch nicht immer leicht durchführbar. Somit ist für eine zufriedenstellende und detaillierte Beurteilung von Schnittbildern des Schläfenbeins, dessen pars petrosa das Innenohr umfasst, große Erfahrung bei der Befundung unerlässlich. Um diese Erfahrung zu erhalten ist eine Vielzahl von Behandlungsfällen notwendig. Auch das permanente Üben am Kadaver ist unersetzbar, um sich den nötigen Überblick am Modell zu verschaffen und eventuelle Operationen im Vorfeld zu simulieren. Da die Anzahl von Leichenschädeln zu Übungszwecken limitiert ist, eine Sektion großem Zeitaufwand unterliegt und angestellte Beobachtungen nur bedingt auf jeden Patienten anwendbar sind, ist mit der Entwicklung neuer Computer- und Software-Systeme in den letzten Jahren ein schneller, einfacherer Weg zur räumlichen Darstellung von Strukturen im drei-dimensionalen Raum ermöglicht worden. Hierbei wurden herkömmliche Methoden zum Erkenntnis-Gewinn nicht außer Acht gelassen, sondern als Ausgangspunkt für moderne Visualisierungstechniken genutzt. Individuell angefertigte Schnittbilder von Patienten müssen nun nicht länger durch virtuelle Vorstellungskraft übereinander projiziert werden, sondern werden durch den Computer und eine spezielle Software nachbearbeitet. Durch eine so genannte Rekonstruktion der zwei-dimensionalen Bilder wird aus einer Darstellung im zwei-dimensionalen Raum eine Visualisierung in drei orthogonalen Ebenen. Die Schaffung

eines drei-dimensionalen, individuellen Patientenmodells kann damit zukünftig ohne invasive Maßnahmen im Vorfeld gelingen.

Schon zu Beginn des letzten Jahrhunderts wurde die Notwendigkeit einer vereinfachten Darstellungsweise der anatomischen Strukturen des menschlichen Ohres erkannt. Zu diesem Zweck wurden mittels Platten und Ausgüssen aufwendige Ohrmodelle angefertigt (Betzold, 1908; Schönemann, 1908; Alexander, 1924; Siebenmann, 1922). Laut Beck und Bader (1963) erheben diese Modelle keinen Anspruch auf Vollständigkeit und geben vor allen Dingen Strukturen des knöchernen Labyrinths wieder. In den frühen sechziger Jahren fertigten Beck und Bader (1963) ein Kunststoffmodell des rechten Felsenbeins in 40-facher Vergrößerung an, um topographische Relationen am Ohr und anatomische Details deutlich erkennbar zu machen. Sie merkten an, dass eine räumliche Darstellung zur Erkundung eines diffizilen Organs eine wesentliche Erleichterung darstellen würde. Um das häutige Labyrinth, das von darüber liegenden Strukturen verdeckt wurde, sichtbar zu machen, mussten Teile des Modells entfernt und durch einen abnehmbaren Plastikdeckel ersetzt werden. Selbstgemessene Werte von 40 untersuchten Felsenbeinen und Angaben aus der Literatur waren die Grundlage der Modellanfertigung. Zu diesem Zweck wurden Ganz-, Schnitt-, und Unterwasserpräparate mit einer Mikro-Präparations-Technik angefertigt und Fotografien des rechten Labyrinths zur Modellvorlage gemacht. Anhand dieser Untersuchung wurden topographische und morphologische Aussagen über das knöcherne Labyrinth, das sich aus Schnecke, Bogengängen und Vorhof zusammensetzt, und das häutige, endolymphgefüllte Labyrinth, welches in ihm aufgehängt und von perilymphatischer Flüssigkeit umgeben ist, gemacht. Zu den Bestandteilen des membranösen Labyrinths werden häutige Schnecke, häutige Bogengänge, Vorhofsäckchen, Ductus und Sacculus endolymphaticus gezählt. Die meisten Inhalte dieser Innenohr-Strukturen wurden vermessen und dienen in einem späteren Teil der vorliegenden Arbeit als Vergleichswerte für vorgenommene Messungen.

Halbritter fertigte 1966 ein plastisches Modell der Gehörknöchelchen. Er erkannte, dass durch ein solches Modell komplizierte Strukturen schneller und gründlicher erfasst würden. Seine Technik ist wie die der eben genannten und nachfolgenden Autoren sehr zeitaufwendig und erfordert großes Geschick. Unter der Lupe wurden von den Umrissen der durch Sektion gewonnenen Knöchelchen Vergrößerungen angefertigt und auf Millimeter-Papier übertragen. Mittels Konturschablonen folgte der freie Aufbau des Modells. Die einzelnen Knöchelchen wurden durch Metallführungen miteinander verbunden und an einem Stativ aufgehängt, um von allen Seiten einsehbar und

beweglich zu sein. Morphologisch beurteilt wurden die drei Bänder des Hammers, das hintere Band des Amboss und die beiden Muskeln des Mittelohres.

Der Vestibularapparat wurde hinsichtlich seiner Maße durch Igarashi (1966) untersucht. Er verglich ein menschliches Präparat mit den Dimensionen von zwei Tier-Spezies und stellte Unterschiede fest. Gegenstand der Studie waren der horizontale Bogengang mit Ampulle, Cupula und Crista, der hintere Bogengang mit Ampulle und Crista, als auch die Macula sacculi. Die Schnecke wurde zur Längenbestimmung der Basilarmembran, der Durchmesserermittlung der Schneckenbasis und zur Bestimmung ihrer Windungsanzahl rekonstruiert. Ausgangspunkt der Untersuchung waren zwei-dimensionale histologische Horizontalschnitte. Probleme ergaben sich durch die horizontale Schnittebene, durch die die Macula utriculi nicht dargestellt werden konnte und durch nicht überschaubare Schrumpfungartefakte, deren Ursache in der histologischen Aufbereitung der Schnitte lagen.

Anson und Bast fertigten 1968 eine drei-dimensionale Rekonstruktion des Felsenbeins an, durch welche der Aquaeductus vestibuli, der Saccus endolymphaticus und angrenzende Strukturen in drei Ebenen darstellbar waren. In Ihrer Studie versuchten sie morphologische Unterschiede von klinischer Relevanz zwischen Aquaeductus vestibuli und Aquaeductus cochleae herauszustellen. Messungen wurden an bis zu 550 Schläfenbeinen und dem Saccus endolymphaticus von 25 Proben durchgeführt, Zeichnungen wurden angefertigt. Nachdem Umriss von 190 aufeinanderfolgenden Schnitten gezeichnet worden waren, wurde im Anschluss daran die Rekonstruktion ausgeführt, von der in ausgewählten Schnittebenen Mikrophotographien gemacht wurden.

Auch Linthicum et al. (1981) rekonstruierten den Saccus endolymphaticus zur Oberflächen- und Volumenbestimmung drei-dimensional. Grundlage dieser schattierten Oberflächen-Rekonstruktion waren histologische Horizontalschnitte, die fotografiert, vergrößert, auf transparentes Papier gedruckt und mittels Orientierungspunkten übereinandergelagert worden waren. Die Autoren stellten fest, dass mit einer drei-dimensionalen Oberflächenrekonstruktion Strukturen darstellbar wurden, die in zwei Ebenen nur schwer erkennbar gewesen wären. Aussagen zur quantitativen Morphologie von Strukturen konnten gemacht werden. Messungen wurden in dieser Studie nicht durchgeführt.

Vier Jahre später untersuchte Walby (1985) zehn Schläfenbeine, von denen histologische Horizontal- und Vertikalschnitte angefertigt wurden, um bei einer späteren Rekon-

struktion der Schnecke Verwendung zu finden. Die angewandte Methode wurde zuerst von Guild (1921), später von Schuknecht (1953) beschrieben. Die Scala tympani wurde rekonstruiert, indem die histologischen Schnitte vergrößert und auf Papier projiziert worden waren. Kreise wurden in zwei-dimensionalen Ebene eingezeichnet, von denen die Scala tympani den Kreismittelpunkt, die Endothel-Zellen die Grenze des Kreisdurchmessers darstellten. Nach Fertigstellung der Rekonstruktion wurde der Längen-Mittelwert der Scala tympani und ihre Höhe gemessen. Da die meisten Schnitte nicht axial angefertigt worden waren, konnte keine Weitenbestimmung durchgeführt werden.

Mori et al. (1987) führten eine drei-dimensionale Gitter-Rekonstruktion der Eustachischen Röhre, basierend auf 28 Querschnitten eines Temporalschädels, durch. Nachdem die Schnitte fotografiert worden waren, wurden sie digitalisiert und mit einem Computer weiterverarbeitet. Daten für die XY-Richtung waren eingegeben und Punkte zur Orientierung angegeben worden. Die Tube und ihre angrenzenden Strukturen wurden mit Polygonen genähert und in zwei-dimensionale Projektionen umgewandelt. Dadurch entstand ein Draht-Modell, und verdeckte Strukturen konnten durch Schattierung dargestellt werden. Eine derartige Rekonstruktion benötigte circa fünf Minuten. Mit diesem Modell war es möglich, räumliche Gegebenheiten wiederzugeben und jede Struktur aus beliebiger Richtung zu betrachten. Allerdings ist es erforderlich, Orientierungspunkte zu setzen, um die Schnittfolge einzuhalten.

Takagi und Sando unternahmen 1988 eine drei-dimensionale Rekonstruktion des Vestibulärorgans des Menschen. Hierfür verwendeten Sie horizontale Schnittbilder. Rekonstruiert wurde im 300- und im 90 μm -Abstand. Auch Sie erkannten, dass es nahezu unmöglich sei, absolute Werte von Distanzen in einem zwei-dimensionalen Schnitt zu messen. Die Bilder wurden vergrößert, Strukturen von Interesse nachgezeichnet und anschließend durch eine Digitalisierung mit genauen Angaben zu ihrer Dicke in den Computer eingegeben, der ein drei-dimensionales Modell der gewünschten Strukturen erstellte. Die Messungen waren nicht vom Schneidewinkel abhängig. Auch diese Technik musste unter großem Zeitaufwand durchgeführt werden. Orientierungspunkte mussten exakt angepasst werden, die genaue Schnittdicke musste in den Computer zu Berechnungszwecken eingegeben werden. Zur akkuraten Nachbildung im Dreidimensionalen, muss die Probe frei von Rissen, Falten und Schrumpfung als Zeichen hoher Qualität sein.

Histologische Schnitte eines menschlichen Temporalschädels sollten auch die Grundlage einer Rekonstruktion von Harada et al. (1988) sein. Die Schnitte wurden in 200 μm -Abständen angefertigt. Im Nachbearbeitungsprozess wurden die Bilder fotografiert,

vergrößert, nachgezeichnet und in Schwarz-Weiß-Negative umgewandelt. Referenzpunkte mussten zur genauen Orientierung eingetragen werden. Das drei-dimensionale Modell wurde anschließend durch eine eigens entwickelte Software konstruiert. Stereoskopische Strukturen des Mittel- und Innenohres wurden in drei Ebenen dargestellt und mussten nicht mehr durch Vorstellungskraft geschaffen werden. Die Darstellung konnte beliebig rotiert werden, Innenraum-Strukturen konnten durch spezielle Software-Werkzeuge sichtbar gemacht werden. Auch bei dieser Rekonstruktionstechnik musste mit einem hohen Zeitaufwand gerechnet werden. Die Autoren bemerkten, dass eine größere Schnitt- und Voxelanzahl wünschenswert seien, um die Genauigkeit der dargestellten Strukturen zu erhöhen.

Eine ähnliche Technik wurde zur drei-dimensionalen Rekonstruktion des runden Fensters und der runden Fenstermembran von Takahashi et al. (1989) verwendet. Serielle histologische Schnitte bildeten auch hier die Ausgangsbasis für eine Rekonstruktion mit dem Computer. Die untersuchten Temporalschädel wurden alle 300 µm bearbeitet und anschließend wieder über einen „digitizer“ in den Computer eingelesen. Aussagen bezüglich der Form, der Durchmesser und Flächen wurden gemacht. Um genaue Messungen zu erhalten, wurde jeder Wert drei Mal unabhängig voneinander bestimmt.

In demselben Jahr wurden die Nervenfasern des Corti'schen Organs und des Spiralganglions der Schnecke von Ariyasu et al. (1989) drei-dimensional rekonstruiert, um die optimale maximale Länge einer Elektrode bei der Cochlea-Implantation zu ermitteln. Auch hier wurden zwei Proben in 25 µm-Schichten horizontal geschnitten, fotografiert, gedruckt und übereinander gelagert. Zur akkuraten Abstimmung der Bilder aufeinander wurden Orientierungspunkte eingetragen. Die Bilder wurden digitalisiert und eine schattierte Rekonstruktion erstellt.

Der gleichen Methode bedienten sich Takagi et al. (1989), als sie die Länge der Schnecke im drei-dimensionalen Raum bestimmten. Ebenfalls wurden 20- und 30 µm-Schnitte digitalisiert in den Computer eingegeben und ein drei-dimensionales Gittermodell durch Übereinanderlagerung der Schnitte rekonstruiert. Messungen der Länge, des Winkels, des Volumens und der Fläche wurden vorgenommen. Für jede Struktur wurde im drei-dimensionalen Modell eine eigene Farbe ausgewählt. Angaben über die Schnittdicke mussten zu Kalkulationszwecken angegeben werden. Die Dimensionen, die im drei-dimensionalen Raum bestimmt worden waren, zeigten große Differenzen zu den Messungen in zwei Ebenen. Auch die Form der Schnecke zeigte zu anderen Untersuchungen im zwei-dimensionalen Raum Abweichungen. Takagi et al. führten als Vorteile dieser Methode an, dass drei-dimensionale Strukturen

wirklichkeitsgetreu wiedergegeben werden konnten, dass die Beziehung von Strukturen untereinander deutlich wurde, dass verdeckte Objekte durch Unsichtbarmachen darüber liegender Strukturen erkennbar wurden, und dass Dimensionen im drei-dimensionalen Raum unabhängig von ihrem Schnittwinkel vermessen werden konnten. Als Mangel der Methode konnte das Corti'sche Organ bei der Bearbeitung teilweise oder auch ganz zerstört werden.

Rekonstruktionstechniken entwickelten sich stetig weiter und große Fortschritte wurden in den 1990-er Jahren erzielt.

Green et al. (1990) konstruierten ein drei-dimensionales Modell des menschlichen Temporalschädels, ebenfalls basierend auf histologischen Schnitten. Die Auflösung, die Sie somit erzielten, lag bei 100 µm. Jeder Schnitt wurde unter dem Mikroskop begutachtet und in Vergrößerung dargestellt. Bohrlöcher im Präparate-Block dienten als Orientierungspunkte für die darauf folgende Aneinanderreihung der Bilder. Diese wurden einzeln digitalisiert und in den Computer eingegeben. Auf dem Bildschirm wurden einzelne interessierende Strukturen in koronarer und sagittaler Ebene segmentiert. Jeder anatomischen Struktur wurde eine Farbe zugeordnet. Die rekonstruierten Bestandteile des menschlichen Mittel- und Innenohres wurden als schattierte Oberflächen-Rekonstruktion dargestellt. Ungenaue Übereinanderlagerung und Kompressionsartefakte fanden sich als potentielle Fehlerquellen bei der Anwendung dieser Methode.

Auch Takahashi et al. (1990) schufen ein drei-dimensionales Modell des Schläfenbeins, um die komplizierte räumliche Anatomie im Bezug auf Cochlea-Implantat-Operationen zu quantifizieren. Vor diesem Hintergrund wurden sechs Temporalschädel in 30 µm-dicke histologische Schnitte zerteilt. Im Anschluss daran wurden die Schnitte auf Papier projiziert, Umrisse interessierender Strukturen nachgezeichnet und via Digitalisierung in den Computer eingegeben. Mit einer von Takagi und Sando entwickelten Software wurde eine drei-dimensionale Rekonstruktion angefertigt.

Durch die vorangetriebene Entwicklung der Bildgebungstechnik, wurden neue Rekonstruktionsmethoden auf der Basis von hoch-aufgelösten CT-Bildern durchgeführt. So auch eine Rekonstruktion von Howard et al. (1990), die das menschliche Schläfenbein in drei Ebenen darstellten. Dadurch ergaben sich Oberflächen-Darstellungen der seriellen CT-Bilder. Die Schnitte hatten eine Dicke von 1.5 mm. Im Vergleich zu den oben erwähnten Methoden, war die Akquisitionszeit mit knapp 2 Sekunden Scan-Zeit sehr kurz. Da nicht nur knöcherne Strukturen dargestellt werden sollten, wurden für diese verschiedene Hounsfield-Einheiten gewählt und eine Tiefenerkennung wurde durch eine Grauwertmanipulation erreicht. Das drei-dimensionale Modell enthielt

den gesamten unilateralen Temporalschädel. Probleme entstanden bei der Artefaktentstehung durch eine verminderte Knochenstruktur. Kleine Strukturen und Defekte ließen sich in dieser Untersuchung nicht ermitteln. Eine drei-dimensionale CT-Studie müsse laut den Autoren, gleichzeitig mit konventionellen zwei-dimensionalen Bildern oder multiplanaren Rekonstruktionen, in Augenschein genommen werden.

Hatsushika et al. (1990) haben von der menschlichen und der tierischen Scala tympani (Katze) Gummi-Modelle angefertigt, um ihre Weite, Höhe und Querschnittsfläche zu bestimmen. Neue Erkenntnisse sollten im Hinblick auf eine Elektroden-Anordnung bei Cochlea-Implantat-Operationen gewonnen werden. Bei der aufwendigen Bearbeitung wurden insgesamt 18 Cochleae durch das runde Fenster mit Silastic gefüllt und durch Wegbohren des umgebenden Knochens das Modell erhalten. Jeder Schnitt hatte eine Dicke von 0.5 mm. Messungen wurden in jeder einzelnen Sektion durchgeführt. Querschnittsbestimmungen fanden unter dem Lichtmikroskop statt. In der apikalen Schneckenregion konnte kein guter Ausguss erhalten werden, daher beschränkten sich die Ergebnisse auf die ersten 25 mm vom Schneckeneingang entfernt beim Menschen, und in 15 mm-Entfernung vom Schneckeneingang bei der Katze.

Auf der Grundlage von Zeichnungen fertigten Bagger-Sjöbäck et al. (1990) eine drei-dimensionale Rekonstruktion des menschlichen endolymphatischen Saccus an. Hierzu verwendeten die Autoren semidünne Schnittbilder (0.2 μ m) eines rechten Temporalschädels, von denen jeder zehnte Schnitt mit einem Fotomikroskop aufgenommen worden war. Referenzpunkte garantierten eine akkurate Übereinanderlagerung der Bilder. Anschließend wurden die Schnitte auf einen Transparentfilm übertragen und via Graphiktablett in den Computer eingelesen. Hier wurden mit speziellen Computerprogrammen ein Graphikmodell von Ductus endolymphaticus und Saccus endolymphaticus angefertigt. Im Anschluss daran wurden Volumen-Berechnungen durchgeführt.

Yamamoto et al. (1991) stellten unter Verwendung einer drei-dimensionalen Oberflächen-Rekonstruktion eine Betrachtung der äußeren Öffnung des Ductus vestibularis an. Auch hier hatte die hochaufgelöste CT Verwendung gefunden, indem Sie bei 58 Personen angewendet worden war. Die Schnittdicke betrug 1.5 mm und Bilder konnten in einer Minute erhalten werden. Die Daten wurden auf Magnetband aufgenommen und mittels spezieller Software rekonstruiert. Eine Weitenbestimmung erfolgte unmittelbar in den drei-dimensionalen Bildern. Die Autoren bemängelten die relativ geringe Quantität der Informationen im Vergleich zu dem hohen Zeitaufwand.

Sato et al. (1991) führten eine drei-dimensionale Untersuchung zur Bestimmung von geschlechtlichen Unterschieden und postnataler Entwicklung der Schnecke durch. Die Proben wurden unter histologischen Aspekten alle 30 µm geschnitten und alle 90- oder 300 µm auf Papier projiziert, die Basilarmembran wurde nachgezeichnet. Die Darstellungen wurden digitalisiert in den Computer eingegeben und das drei-dimensionale Bild konnte erstellt werden. Durch Messung der Basilarmembran von ihrem äußeren zu ihrem inneren Rand wurde die totale Länge derselben gemessen. Teilweise entstanden bei der Bearbeitung der Schnitte Artefakte. Die mittlere Cochlea-Länge wurde für Männer länger bestimmt, als die Werte für die weibliche Cochlea. Eine postnatale Entwicklung der Cochlea-Länge konnte nicht beobachtet werden, sodass die Autoren zu der Schlussfolgerung gelangten, dass die maximale Ausdehnung der Schnecke schon während der Fetalzeit erreicht sei.

Sprinzi et al. (1992) wiesen in Ihrer Arbeit auf eine spätere Weiterführung der Untersuchung mit einer drei-dimensionalen Rekonstruktion hin. Sie unternahmen eine Darstellung des Schläfenbeins, indem vier Versuchsobjekte in 2 mm dicke Scheiben geschnitten worden waren, um anschließend geröntgt und densitometrisch untersucht zu werden. Besonderes Augenmerk wurde auf die räumlichen Verhältnisse und die Knochendichte von Mittel- und Innenohr-Strukturen gelegt. Ein spezielles Bildanalyse-system verrechnete die erhaltenen Daten der zuvor digitalisierten Bilder gegen Werte einer Aluminiumtreppe. Jeder Stufe dieser Treppe wurde eine eigene Farbe zwischen blau und schwarz zugeordnet. Die Autoren erwähnten eine hohe Auflösung ihrer Methode und konnten sowohl qualitative, als auch quantitative Aussagen treffen. Von den Röntgenbildern wurden zum besseren Verständnis Zeichnungen in drei Ebenen angefertigt.

Im darauf folgenden Jahr stellten Ali et al. (1993) in ihrer Arbeit das Mittelohr und angrenzende Strukturen unter Anfertigung eines drei-dimensionalen CT`s dar. Zur Erkennung räumlicher Beziehungen der anatomischen Strukturen wurden hoch aufgelöste CT-Bilder von zwei Leichenschädeln gemacht. Ihre Schichtdicke betrug 1.5 mm, die Intervalle beliefen sich auf 1 mm. Die Bilder wurden auf einer optischen CD gespeichert und mit einer Software nachbearbeitet. Eine Volumen-Auswahl wurde anhand von relevanten Strukturen getroffen. Da die Deutlichkeit knöcherner Elemente von der Schwellenwert-Einstellung abhing, konnten diese Strukturen nicht erhalten werden. Die Gehörknöchelchen wurden durch unterschiedliche Pixel dargestellt und verursachten stellenweise Artefakte.

Dahm et al. führten 1993 eine drei-dimensionale Rekonstruktion der menschlichen Cochlea und des Schläfenschädels durch. Ihre Basis stellten High-Resolution-CT-Daten

dar, die routinemäßig bei CI-Patienten angefertigt werden. Durch die Entwicklung eines Bild-Analyse-Systems ließen sich diese Schnitte bearbeiten. Aufgenommen wurden sechs kindliche Temporalschädel post-mortem, ein erwachsener Schläfenschädel und ein infantiler in-vivo-Schädel. Die CT-Daten wurden auf Röntgenfilmen gespeichert, als Video-Bilder digitalisiert und auf eine Workstation transferiert. Hier wurden Kanten erkannt und interessierende Strukturen ausgewählt, die im drei-dimensionalen Objekt erkannt werden konnten. Durch Auswahl von verschiedenen Punkten, konnten Entfernungen und Winkel berechnet werden. Die drei-dimensionale Rekonstruktion konnte nur Strukturen darstellen, die schon in den zwei-dimensionalen CT-Scans sichtbar gewesen waren.

Für die Darstellung der Fledermaus-Schnecke fertigten Henson et al. (1994) eine Magnet-Resonanz-Mikroskopie an. Das Präparat wurde vorausgehend Immersions-fixiert und in Formalinpuffer getaucht. Die totale Aufnahmezeit belief sich auf 58 Stunden. Eine Volumendarstellung und beliebige Schnitte wurden mit einer speziellen Software durchgeführt. Die Autoren versprachen sich eine verkürzte Daten-Akquisitionszeit und Sensitivitätserhöhung durch Verwendung von speziellen Radiofrequenzspulen. Es konnte eine Auflösung von 25 μm erzielt werden. Die MR-Mikroskopie findet sowohl zur Bearbeitung von lebendigem, als auch von fixiertem Gewebe Verwendung.

Wie auch schon andere Untersucher, verwendeten Reisser et al. (1995) die hoch-aufgelöste Spiral-CT als Ausgangspunkt für eine drei-dimensionale Rekonstruktion von menschlichen Felsenbeinstrukturen. Schnittbilder wurden von 87 Patienten in axialer und koronarer Ebene angefertigt. Wählbar waren die Schichtdicke, die Distanz der Mittelpunkte zweier aufeinanderfolgender Bilder und die Entfernung des Aufnahmetisches vom Strahlensystem. Mit einer Schichtdicke von 1.5 mm und einem Rekonstruktionsabstand von 0.5 mm handelte es sich um relativ große Distanzen. Die gewonnenen Untersuchungsdaten waren auf eine Workstation übertragen worden, um hier mittels Segmentation oder einem volumetrischen Rechenalgorithmus rekonstruiert zu werden. Dargestellt wurden Mittel- und Innenohrstrukturen und ihre Beziehungen zueinander. Da das Tegmen tympani nur eine dünne Knochenlamelle ist, entstanden Partialvolumeneffekte, die als Dehiszenzen sichtbar wurden. Der Stapes ließ sich aufgrund seiner filigranen Struktur nicht rekonstruieren. Reisser et al. stellten fest, dass es sich bei einer derartigen Rekonstruktion aufgrund der komplizierten Lageverhältnisse um eine äußerst aufwendige Arbeit handele. Wünschenswert sei eine möglichst geringe Schichtdicke und eine hohe Ortsauflösung, die nur mit einer höheren Strahlenbelastung des Patienten und einer längeren Rekonstruktionszeit einhergehen könne. Aussagen der

Autoren folgend, sind röntgenphysikalische Probleme nicht immer auszuschließen, wenn Dichteunterschiede nicht eindeutig erkannt werden können.

In einer weiteren Arbeit stellten Reisser et al. (1995) fest, dass eine Darstellung des Stapes ohne zusätzliche Schwellenwerteinstellung kaum möglich sei, und dass eine komplette Rekonstruktion des Aquaeductus cochleae aufgrund seiner kleinen Dimensionen nicht gelänge. Als weiterer Nachteil dieser Methode ist zu werten, dass sogenannte Pseudoforamina, wie sie durch unterschiedliche Dichteverhältnisse entstanden sind, auch durch die Spiral-Technik nicht vollständig eliminierbar werden. Die Autoren bemerkten, dass grundlegende anatomische Kenntnisse die Voraussetzung für die Anwendung dieser Methode seien.

Pyman et al. (1995) werteten in ihrer Studie die Qualität von Bildern des menschlichen Innenohres aus. Verglichen wurden hierbei MR-Daten und eine drei-dimensionale Rekonstruktion, die auf zwei-dimensionalen CT-Daten basierte. Eine Beurteilung dieser Techniken erfolgte vor dem Hintergrund der Knochenneubildungs-Erkennung bei intracochleärer Ossifikation. Die Schichtdicke der CT-Bilder betrug 1.5 mm und Partialvolumeneffekte traten auf. Die Auflösung des CT-Scans gab unzulängliche Auskunft über Wasser-Knochen-Grenzen.

Eine Anwendung der MRT ließ die Grenzen deutlich erkennen. Auch die drei-dimensionale Rekonstruktion stellte Knochenneubildungen eindeutig dar.

Die Spiral-CT wurde auch bei Schubert et al. (1996) als Rekonstruktionsgrundlage genutzt. Das Ziel ihrer drei-dimensionalen Darstellungen entsprach dem vorangegangener Rekonstruktionen, indem detaillierte morphologische Informationen präoperativ gewonnen werden sollten. Eine interaktive Segmentierung wurde zur Darstellung von Substrukturen verwendet, ein volumetrischer Darstellungsalgorithmus wurde zur Beschreibung von Innen- und Außen-Oberflächen angewendet. Die Segmentierung betrug bis zu einer Stunde, die Schnittdicke belief sich auf 1.5 mm. Eine Rekonstruktionszeit mittels Schwellenwerten ergab eine Akquisitionszeit von zehn Sekunden. Der Transparenzgrad konnte zum Sichtbarmachen verborgener Strukturen variiert werden.

Auch bei dieser Studie konnte der Steigbügel durch alleinige Schwellenwertveränderung nicht sichtbar gemacht werden. Wie die Autoren bemerkten, wäre es möglich, Probleme, wie sie bei einer solchen Rekonstruktion aufgetreten waren, durch verbesserte Qualität des HR-CT-Datensatzes zu reduzieren. Schubert et al. berichteten von Fehlern bei der Rekonstruktion, wenn die Blickebene von der Ebene der Projektion abwich. Ein weiterer Nachteil entstand durch die hohe Tischgeschwindigkeit, da es hierbei zu Verzerrungsartefakten kam, die als Pseudoforamina sichtbar wurden. Durch den drei-dimensionalen

Rekonstruktions-Algorithmus kam es durch die Glättung von Konturen zur Vernachlässigung feiner Details. Dünne knöchernen Strukturen, wie beispielsweise die Schnecke, konnten aufgrund von Partialvolumeneffekten nicht erkannt werden.

Himi et al. (1996) stellten das Schläfenbein drei-dimensional dar, indem sie bei Patienten mit Cochlea-Implantaten prä- und postoperativ helikale CT-Schnitte anfertigten. Rekonstruktionsabstände von 600 µm wurden eingehalten. Die Daten wurden auf eine Workstation übertragen, mit der die drei-dimensionale Rekonstruktion vollzogen wurde. Der Steigbügel konnte nicht immer genau dargestellt werden und die Auflösung reichte nicht aus, um die Anzahl der Elektroden aufzuzeigen. Sie erwies sich als ausreichend hoch, um die räumliche Beziehung der Elektrodenposition und der Cochlea zu verdeutlichen. Die Autoren stellten fest, dass die MRT besser geeignet sei, um die Durchgängigkeit der perilymphatischen Räume zu beurteilen. Des Weiteren machten sie deutlich, dass diese Rekonstruktionstechnik noch einige Schwachstellen aufweise. Sie forderten eine bessere Auflösung der Bilder, um die anatomische Beziehung zwischen Elektroden und umgebenden Strukturen mit dieser Methode darstellen zu können.

In demselben Jahr unternahm Gulya et al. (1996) eine anatomische Untersuchung der menschlichen Schnecke vor dem Hintergrund einer Cochlea-Implantation. Die Maße der Scala vestibuli wurden aufgenommen, um mit denen der Scala tympani vergleichbar zu werden. Hierzu wurden von 20 normalen Temporalschädeln serielle histologische Horizontalschnitte angefertigt, von denen jeder zehnte Schnitt für die weitere Untersuchung aufbereitet worden war. Von jedem Schädel wurde ein midmodiolarer Schnitt für eine Projektion und Nachzeichnung ausgewählt. Die Umrisse wurden auf ein Digitalisierungstablett übertragen und danach in den Computer eingegeben. Die Umrandungen der drei Skalen wurden umfahren und Flächenwerte mit einem semiautomatischen Bildanalyse-Programm berechnet. Die Werte wurden für Entfernungen von zwölf, achtzehn und vierundzwanzig Millimetern vom runden Fenster bestimmt.

Vogel et al. (1998) führten eine in-vitro-Untersuchung des menschlichen Felsenbeins durch, indem sie eine drei-dimensionale Rekonstruktion auf der Basis von Mikro-CT-Daten schufen. Die verwendete „image plane ordered matching“ (IPOM)-Methode ist auf den in vitro-Einsatz begrenzt, solange bestimmte Dosisgrenzen nicht berücksichtigt werden. Unbekannte Elemente wurden durch Interpolation bestimmt. Die Einführung einer Mikrofokus-Röntgenröhre verbesserte die Auflösung. Eine vergrößerte Abbildung wurde über einen Bildwandler auf die Detektormatrix übertragen, aus deren Daten nach abgeschlossener Objektrotation die Rekonstruktion durchgeführt worden war. Mit dieser

Methode ließen sich nur die knöchernen Anteile des Ohres befriedigend darstellen, Weichteilgewebe wurde unzulänglich rekonstruiert.

Sowohl Czerny et al. (1998), als auch Naganawa et al. (1998) machten Untersuchungen des Innenohres, indem sie verschiedene MR-Tomographien bei Patienten anwendeten. Czerny et al. arbeiteten mit 1.0-Tesla-Geräten, Naganawa wendeten 1.5 Tesla an. Die drei-dimensionalen Sequenzen enthüllten alle anatomischen Strukturen signifikant besser als zwei-dimensionale Sequenzen. Auch konnten Vestibularisschwannome im Kleinhirnbrückenwinkel und im inneren Gehörgang detektiert werden. Bei Czerny et al. betragen die Schichtdicken 3.0-, 2.0- und 1.0 mm, Naganawa et al. machte Aufnahmen in 0.8 mm-Abständen.

Ketten et al. führten 1998 in vivo Messungen der menschlichen Schneckenlänge durch, indem sie eine drei-dimensionale Rekonstruktion derselben anfertigten. Hintergrund dieser Studie war der Wunsch, individuelle Unterschiede bei der Elektrodenplatzierung besser verstehen zu können, und die Potenz von drei-dimensionalen Messungen von Elektrodenverteilungen testen zu können. Grundlage dieser Untersuchung stellten High-Resolution-CT-Schnitte dar, die im 0.1 mm-Abständen von 20 Cochlea-Implantat-Patienten aufgenommen worden waren. Die Auflösung betrug 350 µm in der Ebene. Messungen der Schneckenlänge wurden in den ursprünglich zwei-dimensionalen Bildern oder in paramodiolaren Schnitten bestimmt, die vor der drei-dimensionalen Rekonstruktion reformatiert worden waren. Die Messungen wurden mit einem Stereomikroskop durchgeführt.

Unter diesen Voraussetzungen konnte die Basilarmembran nicht dargestellt werden. Als Hilfsmittel wurde die Länge der zentralen Schneckenflüssigkeit bestimmt, die in etwa der Verbindungslänge Basilarmembran-Innenrand Lamina ossea entsprach.

Ketten et al. betonten, dass eine Beurteilung midmodiolarer Bilder für die Genauigkeit der Messungen entscheidend sei. Sie fanden heraus, dass die Windungszahl interindividuell dieselbe sei, die Spirallänge variierte jedoch von Patient zu Patient.

Ketten hatte zur Berechnung der drei-dimensionalen Länge der Schnecke eine numerische Methode entwickelt, bei der die zuvor bestimmten zwei-dimensionalen Parameter Eingangsgrößen waren.

Vogel stellte 1999 neue Techniken für eine drei-dimensionale Darstellung und geometrische Modellierung des menschlichen Ohres vor. Mit einer Mikrotomographie (MCT), die auf Röntgenstrahlen basierte und über eine Auflösung im zehn µm-Bereich verfügte, führte er eine Segmentierung und anschließende Rekonstruktion durch. Das

erhaltene drei-dimensionale Modell wurde in Geometrie-Daten umgewandelt, um als spätere Grundlage numerischer Simulationen zu dienen.

Zur Darstellung kamen die Flüssigkeit der Schnecke und ihre knöcherne Struktur, desweiteren die Nerven des Hörorgans. Die Lamina spiralis ossea konnte nur schwach, innere Membranen gar nicht dargestellt werden.

Diese Rekonstruktionsmethode lässt sich nur unter in vivo Bedingungen anwenden, da die relativ hohe Strahlungs-dosis den Patienten gefährden würde. Die Mikrotomographie erlaubt eine Datenakquisition mit hoher Auflösung, jedoch übersteigt ihre Datenmenge die Fähigkeit gewöhnlicher Computer.

Böhnke et al. (1999) fertigten ein drei-dimensionales Finite-Elemente-Modell der menschlichen Cochlea an, das die Kopplung an Flüssigkeitsstrukturen einschloss und auf einer Mikrotomographie basierte. Das mechanische Modell vernachlässigte mikromechanische Eigenschaften der Schnecke.

Prendergast et al. modellierten 1999 das äußere- und das Mittelohr mit der Finite-Elemente-Methode. NMR-spektroskopische Bilder wurden alle drei Millimeter aufgenommen und digitalisiert. Die Daten wurden mit einer speziellen Software bearbeitet. Bei der Modellierung der Mittelohr-Bänder beschränkte man sich auf drei der Ligamente, ihre Ansatzpunkte wurden vor dem Hintergrund anatomischer Studien abgeschätzt.

Es wurde versucht, die Validität der Untersuchung zu bestätigen, indem Vergleiche mit anderen Studien angestellt worden waren. Prendergast bemerkte, dass es schwierig sei, FE-Modelle zu validieren, da die geometrischen- und materiellen Eigenschaften intraindividuell schwankten und normalerweise nicht exakt bekannt seien.

1.3 Rekonstruktionen unter speziellen Gesichtspunkten

Włodyka führte 1978 Studien zur Durchgängigkeit des Aquaeductus cochleae durch, indem er eine indirekte Methode mittels chemischer Färbung und eine direkte Methode mit Latex-Füllung des Kanals anwendete. Behandelt wurden 250 Temporalschädel. Die Latex-Ausgüsse wurden unter einem Operations-Mikroskop untersucht.

Bei der indirekten Methode stellten sich 52 % der Kanäle als durchgängig, bei der direkten Methode 68 % als offen dar.

Die aufwändige Studie ergab, dass die Durchlässigkeit des Kanals von der Weichgewebsverteilung, Atrophie und Obliteration der untersuchten Struktur abhängig sei.

Gopen et al. untersuchten 1996 den gesunden Aquaductus cochleae unter funktionellen Gesichtspunkten, jedoch nur durch zwei-dimensionale Betrachtung unter dem Lichtmikroskop. Mittels serieller Anfertigung von histologischen Horizontalschnitten von 101 Präparaten ohne otologische Fehlbildungen und Pathologien, konnten Aussagen über Form, Größe und Durchgängigkeit des Aquaeducts cochleae gewonnen werden. Beurteilt wurden Schnitte in einem Abstand von 200 μm .

Die Autoren merkten an, dass eine Längenbestimmung des Kanals mit horizontalen Schnitten nicht möglich gewesen sei, und dass die Lichtmikroskopie einige Limitationen aufwies, die eine vollständige Beurteilung des Kanals nicht zugelassen hatte.

Ghanem et al. führten im gleichen Jahr eine drei-dimensionale Rekonstruktion tierischer Bogengangsysteme durch (Opsanus tau). Neun Labyrinth wurden in spezieller Weise präpariert und in Plexiglas-Modelle eingegossen. Im Anschluss daran, wurden von allen sechs Seiten des Blocks digitale Aufnahmen angefertigt. Für die Rekonstruktion verwendeten sie die Technik der senkrechten Silhouetten-Projektion, die sich für Röhrenstrukturen als geeignet erwies. Komplexe geometrische Strukturen ließen sich mit dieser Rekonstruktions-Methode jedoch nicht erfassen. Dimensionen der Oberfläche der membranösen Kanäle ließen sich durch die Silhouetten der Kanäle erfassen, die sie in orthogonaler Richtung abgaben. Es wurde angenommen, dass die Querschnitte der Bogengänge elliptisch seien. Messungen wurden anhand einer Software in zwei-dimensionalen histologischen Schnitten, die in zehn μm -Abständen angefertigt worden waren, unter einem Mikroskop durchgeführt.

Bei der Einbettung der Präparate kam es zu Verzerrungen und Schrumpfungprozessen, weshalb die Rekonstruktion um den Schrumpfungsfaktor korrigiert werden musste.

Wysocki führte 1999 zur Bestimmung der Dimensionen von Scala vestibuli und Scala tympani der menschlichen Schnecke mikroanatomische Untersuchungen durch. Hierfür verwendete er 25 Temporalschädel, deren perilymphatische Räume mit einer Latexmasse ausgegossen worden waren, und jedes der Gummimodelle in ein Millimeter dicke Schichten geschnitten worden war. In diesen Schnitten wurden unter Vergrößerung und Verwendung eines stereoskopischen Mikroskops die Weiten und Höhen der beiden Skalen bestimmt.

1.4 Entwicklungen dieses Jahrzehntes

Krombach et al. (2000) verglichen in ihrer Studie verschiedene Techniken zur Darstellung der menschlichen Innenohrstrukturen. Hierzu untersuchten sie die axiale T2-gewichtete MRT, die Maximum-Intensitätsprojektion (MIP) und die drei-dimensionale Volumenrekonstruktion. Die MR-Bilder hatten eine Schichtdicke von 0.66 mm. Bei der MIP handelte es sich um eine einfache Volumenrekonstruktion, bei der die maximale Signalintensität entlang einer Projektionslinie durch den Quelldatensatz durch ein Pixel im MIP-Bild wiedergegeben wurde. Bei der Projektion wurde nur das häutige Labyrinth mit in die Bearbeitung einbezogen, um Überlagerungen zu vermeiden. Die drei-dimensionale Volumenrekonstruktion wurde durch Segmentierung der MRT-Daten durchgeführt. Zur besseren Darstellung wurden Schwellenwerte gesetzt und Werte für die Transparenz festgelegt. Auch hier wurde eine selektive Darstellung für den Innenohr-Bereich durchgeführt.

Die Bildqualität der zwei-dimensionalen Bilder war gut und ein Großteil der Innenohr-Strukturen ließ sich somit darstellen. Schwer darstellbar waren die Lamina spiralis ossea und der Aquaeductus vestibuli. Beide Aquaeducte ließen sich mit den Rekonstruktionstechniken nicht darstellen. Eine vollständige Darstellung aller Innenohr-Strukturen gelang mit keiner der soeben vorgestellten Techniken.

Koike et al. unternahmen 2001 eine Untersuchung des menschlichen Mittelohres mit der Finite-Elemente-Methode. Das erstellte Modell wurde modifiziert, um reale Verhältnisse wiederzugeben. Die komplexe Bewegung der Gehörknöchelchen sollte dargestellt werden, indem die Ligamente der Ossikel und die Mittelohr-Muskeln modelliert wurden, ohne jedoch alle Ligamente in Betracht zu ziehen. Die Berechnungen wurden zur Validitätsbestimmung mit Messungen an menschlichen Leichenpräparaten verglichen. Die Schnecke wurde nicht mehr als steifer Körper behandelt, die Räume des Mittelohrs und der äußere Gehörgang wurden berechnet, Dicke und Grenzbedingungen des Trommelfells wurden in die Rechnungen miteinbezogen. Berührung des Trommelfells mit dem Hammer und die Mobilität des incudo-stapedialen Gelenks wurden berücksichtigt. Auch hier wurden Vereinfachungen vorgenommen, indem die luftgefüllten Räume des Mittelohrs simplifiziert dargestellt wurden. Auch die Verbindung des Trommelfells mit dem Hammer konnte mit der FE-Methode nur schwerlich behandelt werden. Zur Repräsentation der einzelnen Elemente wurden unter anderem Dreiecke und Hexaheder verwendet.

Mit dem angefertigten Modell sollte eine realistische Aussage über das mechanische Verhalten des Mittelohrs getroffen werden können.

Eine interaktive drei-dimensionale Darstellung des menschlichen Felsenbeins erhielten Tomandl et al. (2001), indem sie die Methode des direkten Volume renderings auf 20 CT-Datensätze, die von Patienten angefertigt worden waren, anwendet hatten. Eine Segmentierung der Schnitte war zur Gewinnung des drei-dimensionalen Objekts nicht notwendig. Durch einen semitransparenten Modus konnte die gesamte Information dargestellt werden. Die Auflösung der Bilder lag im ein-Millimeter-Bereich. Gute Darstellung wurde von Innenohrstrukturen erzielt, Mittelohrstrukturen, wie die feine Struktur des Stapes, konnten nur unzulänglich beurteilt werden. Streifenartefakte ließen sich bei dieser Art der Darstellung nicht vermeiden.

Rodt et al. (2002) visualisierten das menschliche Mittelohr und angrenzende Strukturen, indem sie einen zwei-dimensionalen CT-Datensatz rekonstruierten. Sie wollten so die physiologische und pathologische Anatomie des einzelnen Patienten leichter verständlich machen und die Potenz der Methode aufzeigen. Die Nachbearbeitung der CT-Bilder wurde an einer Workstation mit einer spezifischen Software durchgeführt. Der zwei-dimensionale Bilderstapel wurde übereinandergelegt, um so nach der Segmentierung ein Volumen zu erhalten. Das drei-dimensionale Modell wurde mit einem Marching Cube-Algorithmus geschaffen, dessen nähere Erläuterung sich im Material- und Methodik-Teil der vorliegenden Arbeit befindet (3.1.2.2.1). Die einzelnen Struktur-Teile des Modells wurden mit einem Vereinigungsbefehl der Software zu einem Objekt verknüpft. Verschiedene anatomische Strukturen konnten mit unterschiedlichen Farben gekennzeichnet werden. Rekonstruiert wurden Mittelohr-Strukturen und Teile des Innenohres vor dem Hintergrund einer Cochlea-Implantation. Die Ortsauflösung der Daten lag bei 300 µm. Bei der Nachbearbeitung entstanden an besonders dünnen knöchernen Stellen Partialvolumeneffekte, die als Pseudoforamina sichtbar wurden. Da die Segmentierung manuell erfolgte, handelte es sich um einen zeitintensiven Bearbeitungsprozess.

Voie entwickelte 2002 die „orthogonal-plane fluorescence optional sectioning“ (OPFOS)-Methode, um die intakte bulla tympani des Meerschweinchens darzustellen. Hierzu war das Untersuchungsgut in spezieller Weise präpariert worden, indem es transparent gemacht und in eine Kammer eingespannt worden war. Durch das Gewebe, das in fluoreszierender Tinte getränkt worden war, wurde ein Laserstrahl geschickt. Fluoreszierendes Licht durchdrang das durchsichtige Gewebe nahezu unverzerrt und das resultierende Bild wurde mit einer Kameralinse abgebildet. Teile des Mittel- und Innenohres konnten so mit einer Auflösung bis zu 16 µm dargestellt werden. Endolymph-

gefüllte und membranumsäumte Räume konnten neben sensorischen Organen schwer dargestellt werden. Die gewonnenen Daten können für eine spätere drei-dimensionale Rekonstruktion Verwendung finden. In den Bildern zeigten sich horizontale Linien, die dadurch entstanden waren, dass der Laserstrahl nicht uniform absorbiert worden war. OPFOS ist eine zeitintensive, aber relativ kostengünstige Methode zur Darstellung des Hörorgans.

Rother et al. (2002, 2003) rekonstruierten das kindliche peripher vestibuläre System vor dem Hintergrund von Erkrankungen im Kindesalter drei-dimensional. Hierzu wurden die histologischen Schnitte eines Neugeborenen ohne otologische Pathologie in 100 µm-Abständen digitalisiert, ausgerichtet und zu einem drei-dimensionalen Modell gestapelt. Messungen wurden im drei-dimensionalen Raum durchgeführt. Weitere Modelle mit unterschiedlichen Ohr-Pathologien waren vermessen worden und mit dem schon 2002 bestimmten drei-dimensionalen Referenzmodell verglichen worden.

Brey et al. (2003) demonstrierten ein drei-dimensionales Modell des Innenohres und einiger Mittelohr-Bestandteile auf der Grundlage von HR-Mikro-CT-Daten und MRT-Daten. Die Datensätze bestanden aus würfelförmigen Voxeln, mit einer Kantenlänge differierend zwischen 20- und 300 µm. Diese Schnittbilder waren mit einer speziellen Computer-Software segmentiert und rekonstruiert worden.

Die vorliegende Arbeit präsentiert ein vollständiges drei-dimensionales Modell des menschlichen Mittel- und Innenohres (2003).

1.5 Zielsetzung der drei-dimensionalen Rekonstruktion des menschlichen Mittel- und Innenohres

Komplizierte anatomische Verhältnisse des menschlichen Ohres und die Unzulänglichkeiten vorangegangener Untersuchungen animierten die Autorin, ein detailliertes Modell des Hörorgans zu schaffen, das die anatomische Morphologie und räumlichen Beziehungen der einzelnen Ohrbestandteile in einfacher Weise im drei-dimensionalen Raum erkennen lassen würde.

Als Nachteile anderer Methoden lassen sich ein zu hoher Arbeitsaufwand, Unübersichtlichkeit und Unvollständigkeit nennen. Auch eine zu geringe Auflösung und Artefakte (Verzerrungs-, Kompressions- und Schrumpfungsfaktoren, Pseudofoamina) sind Gründe für die Entwicklung einer neuartigen Rekonstruktionsmethode. Trotz der

Verbesserung bildgebender Verfahren, ist es häufig unmöglich sich, nicht-invasiv, einen Überblick in drei Ebenen zu verschaffen. Die Weiterentwicklung beispielsweise der CT oder MRT ergab höhere Auflösungen der Bilder, jedoch auch nur in zwei Dimensionen. Mochte und möchte der Betrachter einen Überblick im drei-dimensionalen Raum erhalten, so konnte und kann er sich diesen Einblick nur imaginär verschaffen. Jüngste Versuche, das menschliche Ohr als drei-dimensionales Modell zu rekonstruieren, behandelten das Mittelohr häufig getrennt vom Innenohr. Da es sich bei diesen Bestandteilen aber sowohl um eine funktionelle, als auch morphologische Einheit handelt, ist es Ziel dieser Arbeit, ein komplettes Modell des Mittel- und Innenohres mit seinem Übergang zu schaffen. Indem alle Strukturen des Mittel- und Innenohres dargestellt werden sollen, hofft die Autorin, Interessierten auf diesem Gebiet die Möglichkeit zu bieten, mit wertvollen, innovativen Ergebnissen, relevante geometrische Daten zur Weiterbearbeitung liefern zu können.

Die Schaffung eines individuellen Patientenmodells stellt einen weiteren Hintergrund für die Fertigung eines drei-dimensionalen Modells dar. Solch eine Darstellung bietet die Möglichkeit, Patienten präoperativ zu beurteilen, indem die Ausdehnung destruierender Mittel- und Innenohrprozesse, beispielsweise Knochenneubildungen bei der Oto-sklerose, Cholesteatom-oder Vestibularisschwannom-Entstehungen, deutlich gemacht werden können. Auch eine postoperative Verlaufsbeurteilung kann sich als bedeutend erweisen. Operationssiten können mit einem solchen Modell beliebig oft simuliert werden, ohne intraoperativ vor unliebsamen Überraschungen zu stehen und ohne anatomisch relevante Strukturen operativ entfernen zu müssen, um sich einen Überblick über die individuellen Ohrverhältnisse zu verschaffen.

Weiteres Ziel ist es, anatomische Strukturen im drei-dimensionalen Raum exakt zu vermessen, um die Grundlage einer Prothesen-Optimierung, beispielsweise bei der Stapesplastik, zu schaffen. Hierfür sind die genauen Kenntnisse der Stapesfußplatten-Maße von größter Relevanz. Arnold et al. (1999) bemerkten in ihrer Arbeit, dass der Erfolg einer Steigbügeloperation nicht unwesentlich von der Art der verwendeten Prothese abhängt. Eine vergrößerte Stapesfußplattenfläche hat eine größere Auslenkung der Basilarmembran der Schnecke zur Folge. Somit könnte die Luft-Knochenleitungsdifferenz nach Stapedektomien verringert werden. Durchmesser heute verwendeter Pistons schwanken zwischen ungefähr 0.4- und 0.6 mm bei einer tatsächlichen Fläche der Stapesfußplatte von circa 3.6 mm². Diese Arbeit will durch die Vermessung des ovalen Fensters in drei Ebenen genaue Angaben zu den Dimensionen der

Stapesfußplatte machen, um somit einen Beitrag zur verbesserten Prothesen-Entwicklung zu liefern.

Eine weitere Aufgabe dieser Arbeit soll es sein, die Schnecke und ihre Bestandteile drei-dimensional nachzubilden, um auch hier zu einem vereinfachten Verständnis der komplizierten Spiralstruktur zu gelangen.

Wünschenswert wäre es, wenn die erhaltenen Daten zu einer optimierten Elektroden-Anordnung bei Cochlea-Implantat (CI)-Patienten führen würden, indem beispielsweise die akkurate Vermessung der Skalen für den Operateur oder Entwickler alternative Implantationslokalisationen sichtbar werden ließe. Gulya et al. (1996) erwähnten bereits die Scala vestibuli als alternativen Implantationsort für Elektroden bei CI-Patienten.

Weiteres Ziel ist es, anhand dieser einen Modell-Rekonstruktion und- Nachbildung, die zukunftsweisenden Möglichkeiten einer solchen drei-dimensionalen Darstellungstechnik für klinische Erfordernisse herauszustellen und mit genauen Vermessungen der anatomischen Bestandteile des Ohres neue Ergebnisse für diverse weiterführende Untersuchungen liefern zu können. Die vorliegende Arbeit soll dazu beitragen, bestehende Hemmungen zu nehmen, sich neuen Techniken zuzuwenden und anhand zahlreicher anatomischer Abbildungen einen modernen Weg aufzeigen, anatomische Morphologien im drei-dimensionalen Raum nachbilden zu können.

Die Präsentation eines umfassenden anatomischen Atlas des menschlichen Mittel- und Innenohres mit Abbildungen im drei-dimensionalen Raum und eingetragenen Vermessungen, soll allen Interessierten als Leitfaden und Wegweiser auf ihrem Weg durch die komplizierte Anatomie des Ohres dienen und es ihnen ermöglichen, diese einfach nachvollziehbar zu machen.

1.6 Fragestellung

Die oben erwähnten Vorstellungen und Zielsetzungen der Arbeit werfen einige Fragen auf, die es zu beantworten gilt:

- 1.) Ist es möglich, anhand eines zwei-dimensionalen Bilddatensatzes, ein drei-dimensionales Modell des menschlichen Ohres zu konstruieren?
- 2.) Welche Voraussetzungen müssen gegeben sein, um solch einen Datensatz zu erstellen?

- 3.) Welche Bearbeitungsmethode erscheint am sinnvollsten?
- 4.) Sind alle interessierenden Strukturen des Hörorgans rekonstruierbar und somit drei-dimensional darstellbar?
- 5.) Ist die Bildauflösung hoch genug, um filigranste anatomische Morphologien darzustellen?
- 6.) Lässt das drei-dimensionale Modell realitätsgetreue Plastizität erkennen?
- 7.) Sind exakte Vermessungen in drei Ebenen möglich?
- 8.) Können die erhaltenen Ergebnisse als Ausgangspunkt für weitere Bearbeitungsprozesse verschiedenster Art, beispielsweise numerischer Simulationen, dienen?
- 9.) Wie hoch ist die aufgewendete Zeit für eine solche Rekonstruktion?
- 10.) Lassen sich bezüglich einer Anwendung dieser Methode in der Zukunft Aussagen treffen?

1.7 Wegweiser durch die vorliegende Arbeit

Im Folgenden soll dem Leser ein Überblick verschafft werden, um die Kapitel einordnen zu können.

Da festgestellt werden musste, dass grundlegende anatomische Kenntnisse für das Verständnis und die angewendete Rekonstruktionsmethode unabdingbar sind, soll **Kapitel 2** einen Einblick in die menschliche Mittel- und Innenohr-Anatomie geben.

Im darauffolgenden **Kapitel 3** werden Bildmaterial, Computer-Soft- und Hardware und im anschließenden Methodik-Teil, die Rekonstruktionstechnik zur Schaffung eines drei-dimensionalen Modell des Ohres, vorgestellt.

Kapitel 4 präsentiert die erhaltenen Ergebnisse von Rekonstruktion und Vermessung.

Der Diskussions-Teil schließt sich mit **Kapitel 5** an. Hier werden die Ergebnisse mit denen anderer Autoren verglichen, Messergebnisse sind hier tabellarisch mit Resultaten anderer Untersucher aufgelistet.

In **Kapitel 6** werden aus den Ergebnissen der Arbeit Schlussfolgerungen gezogen und auf zukünftige Rekonstruktionsmöglichkeiten verwiesen.

Kapitel 7 fasst die gesamte Arbeit zusammen und stellt die Inhalte der soeben erwähnten Kapitel in Kurzform dar.

2. ANATOMIE DES MENSCHLICHEN OHRES

Das menschliche Ohr, das von der pars petrosa des Os temporale aufgenommen wird, setzt sich aus einem äußeren Teil, dem Mittel- und dem Innenohr zusammen. Da das Mittel- und Innenohr drei-dimensional rekonstruiert werden, beschränken sich die anatomischen Erläuterungen der vorliegenden Arbeit auf diese beiden Bestandteile. Erwähnung finden nur die für die Modellerstellung interessierenden Strukturen. Eingegangen werden soll jetzt in den folgenden Abschnitten auf das Mittel-, und im Anschluss daran, auf das Innenohr.

2.1 Das Mittelohr

Das Mittelohr ist ein mit Luft gefülltes Volumen, das sich durch sechs **W ä n d e** begrenzen lässt. Zu nennen sind als Dach der paries tegmentalis, als Boden der paries jugularis, als mediale Grenze der paries labyrinthicus und gegenüberliegend, als laterale Wand, der paries membranaceus. Hinten wird die Paukenhöhle von der paries mastoideus und vorne von der paries caroticus umsäumt.

Vertikal lässt sich das Mittelohr in eine epitympanale **E t a g e**, den Recessus epitympanicus, gliedern, der sich oberhalb des Trommelfells befindet. Die Ausdehnung der Membrana tympani bezeichnet das Mesotympanon, der Paukenhöhlen-Boden bildet das untere Stockwerk, das Hypotympanon.

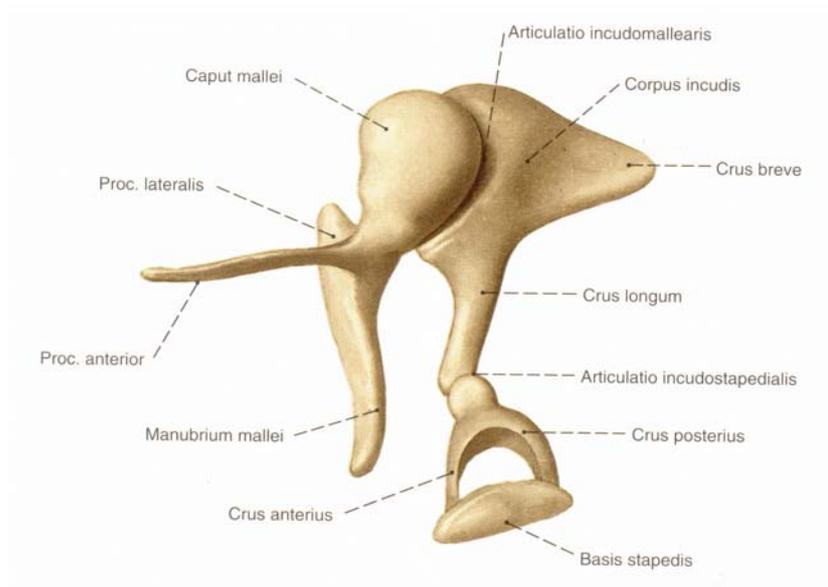
Das **T r o m m e l f e l l**, die Membrana tympanica, grenzt den äußeren Gehörgang vom Mittelohr ab. Gleichzeitig bildet es als eine der sechs Wände der Paukenhöhle (Cavum tympani) die laterale Wand derselben, den Paries membranaceus. Wie diese Bezeichnung schon erkennen lässt, handelt es sich bei dem Trommelfell um eine membranöse Struktur, die sich gegen ihren Rand hin verdickt und den Anulus fibrocartilagineus bildet, über den sie in den Sulcus tympani eingelassen ist. Die Spannung des Trommelfells wird durch den Musculus tensor tympani aufrecht erhalten, der am Manubrium mallei ansetzt, welcher mit dem Fell verbunden ist. Abhängig vom Spannungsgrad des Muskels, wird die Membrana tympani unterschiedlich stark trichterförmig eingezogen. Der Umbo membranae tympani bildet den Ort der stärksten Einziehung. Seine Lage ist dezentral, dem unteren Rand genähert gelegen. Des Weiteren lässt sich am Trommelfell die Prominentia mallearis erkennen, die durch den Processus

lateralis des Hammerstiels hervorgerufen wird. Das Trommelfell wird durch Schallwellen in Schwingungen versetzt, die über die angrenzenden Gehörknöchelchen auf das flüssigkeitsgefüllte Innenohr übertragen werden.

Der **H a m m e r** (Malleus) ist direkt mit dem Trommelfell verbunden. Er setzt sich aus Caput, Collum und Manubrium mallei zusammen. Abzweigungen des Hammers sind ein lateraler und ein anteriorer Prozess. Eine ovale Facies articularis verbindet den Amboss (Incus) mit dem Hammerkopf (Lang J., 1992). Lang (1992) erwähnt drei Bänder, die die Hammerstruktur im Mittelohr aufhängen. Das Ligamentum mallei superius geht vom Caput mallei ab und inseriert am Tegmen tympani. Das laterale Band geht kurz hinter dem Ligamentum mallei anterius vom Hammerhals ab und hat seinen Ansatz am hinteren Umfang der Incisura tympanica. Der Musculus tensor tympani hat seinen Ansatz lateral am Manubrium mallei und seinen Ursprung im Semicanal musculus tensoris tympani.

Der **A m b o s s** (Incus) ist das Mittelglied der Gehörknöchelchenkette. Sowohl sein Körper, Corpus incudis, als auch der kurze und der lange Schenkel, Crura brevis und longum, sind als morphologische Bestandteile des Incus zu nennen. Die Facies articularis besitzt eine relativ spitze Kante, die in eine vom Hammerkopf bereitgestellte Rinne eingepasst ist (Lang J., 1992). Über den Processus lenticularis artikuliert der Amboss mit dem Steigbügel (Stapes). Der Fortsatz befindet sich distal am langen Schenkel und bildet eine kugelige Gelenkfläche, der Stapes-Kopf fungiert als Gelenkspfanne. Der Amboss ist über ein oberes und ein hinteres Band in der Paukenhöhle aufgehängt. Das Ligamentum incudis superius zieht vom Amboss-Körper zum Recessus epitympanicus. Vom Crus breve incudis ausgehend erstreckt sich das Ligamentum incudis posterius zur Fossa incudis, die sich am Übergang zwischen Recessus epitympanicus und Aditus ad antrum befindet. Als letztes Glied in der Kette befindet sich der **S t e i g b ü g e l** (Stapes), der sich über eine Art Kugelgelenk an den Amboss anschließt. Ein Collum und Caput stapedis, zwei Schenkel, Crura posterior et anterior, und die Basis stapedis, formen den Steigbügel, der sich in unmittelbarer Nachbarschaft zum Innenohr befindet. Die Basis des Steigbügels ist über ein Ligamentum anulare stapediale in das ovale Fenster, die Fenestra vestibuli, eingelassen. An der hinteren Fläche des Stapes-Halses inseriert einer der beiden Mittelohr-Muskeln, der Musculus stapedius, der eine zum Tensor-tympani-Muskel antagonistische Bewegung ausführt, indem er die Fußplatte des Steigbügels aus dem ovalen Fenster hebt. Die soeben beschriebenen Gehörknöchelchen sind zeichnerisch in den folgenden Abbildungen 1 und 2 dargestellt (Sobotta, 1993)

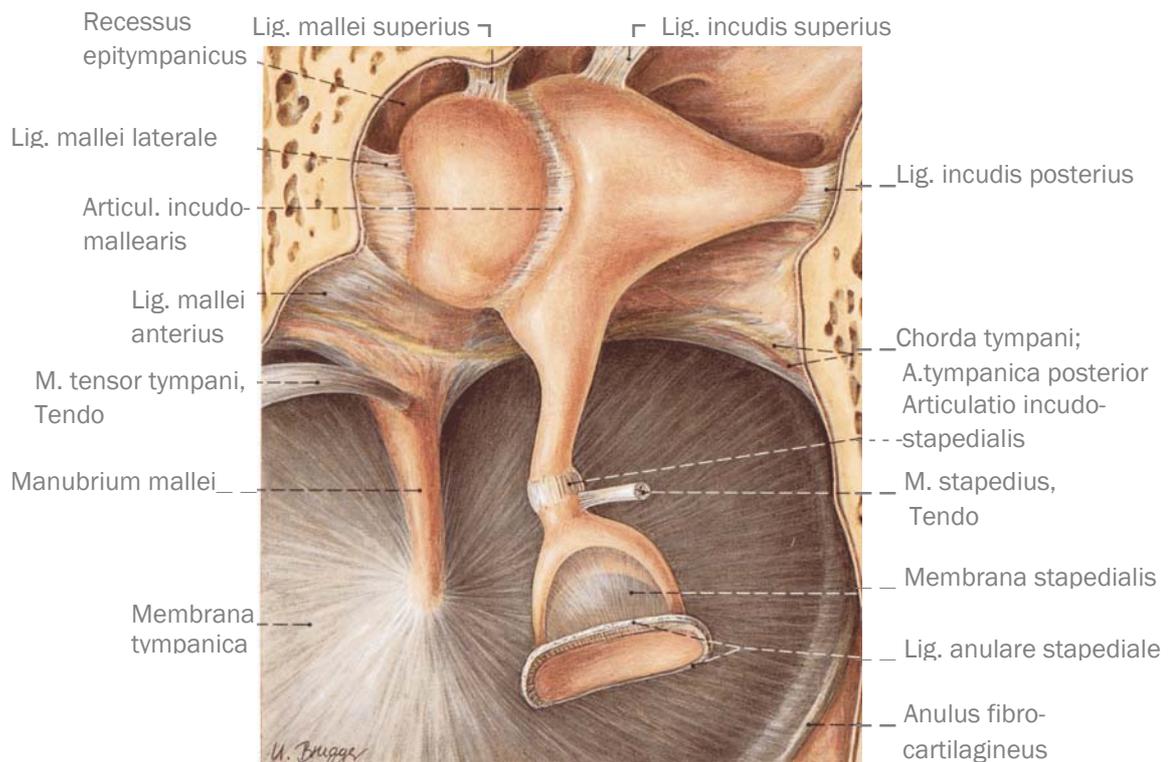
Gehörknöchelchen



(Sobotta, 1993)

Abb.1

Bänder und Gelenke der Gehörknöchelchen



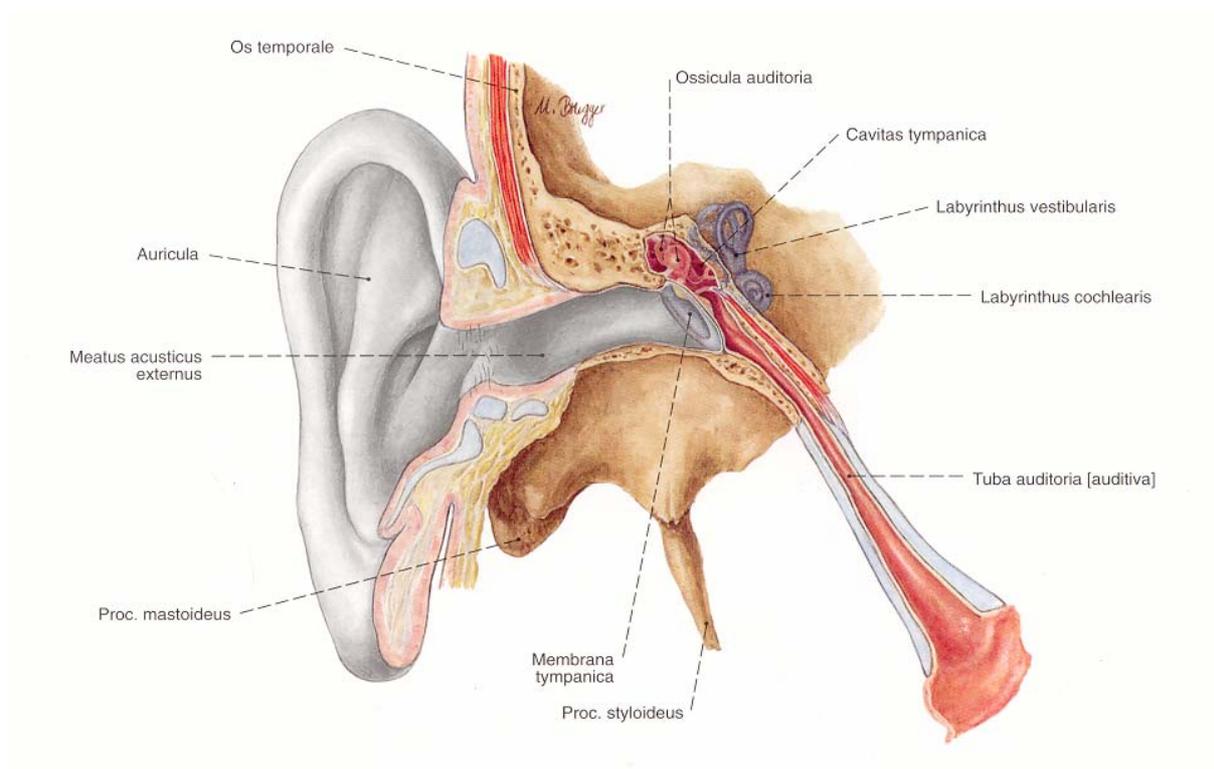
(Sobotta, 1993)

Abb.2

Die stetige Belüftung der Paukenhöhle findet über die **Ohrtrumpete**, Tuba auditiva, statt, die aus dem ventralen Mittelohr schräg nach vorne unten in den Pharynx zieht (Kahle et al., 1991). Donaldson et al. (1973) schreiben der Röhre neben der Belüftungs-

auch eine Transportfunktion zu, da sie Flüssigkeit aus dem Mittelohr in den Nasopharynx transportiert. Auch bei Mittelohrentzündungen spielt die Tube eine wichtige Rolle, indem Keime aus dem Mund-Rachen-Raum in das Ohr ascendieren können. Die Tube besteht aus einem knöchernen und einem knorpeligen Teil, partes cartilaginea et ossea, deren Übergang am Isthmus tubae auditivae in einem stumpfen Winkel erfolgt (Lang J., 1992). Dorsal geht die Paukenhöhle in den durch zahlreiche Zellen pneumatisierten **Warzenfortsatz**, Mastoid, über. Zum Paries mastoides lassen sich der Vorhof, das Antrum, und der Vorhofs- Zugang, der Aditus ad antrum, zuordnen (Lang J., 1992). Hierbei handelt es sich laut Lang et al. um einen kurzen knöchernen Kanal. Das Antrum mastoideum stellt laut dieser Autoren einen bohnen-oder nierenförmigen Raum dar. In den vorderen Abschnitt des Antrum wölbt sich der laterale Bogengang vor und bildet die Prominentia canalis semicircularis lateralis. Abgeflachte Cellulae mastoideae, die individuell unterschiedlich stark ausgeprägt sind, belüften das Antrum mastoideum. Einen visuellen Eindruck über die räumlichen Verhältnisse der Ohrstrukturen zueinander vermittelt die folgende Zeichnung (Sobotta, 1993).

Ohr- äußerer Gehörgang, Paukenhöhle, Eustachische Röhre und Felsenbeinanteile



(Sobotta, 1993)

Abb.3

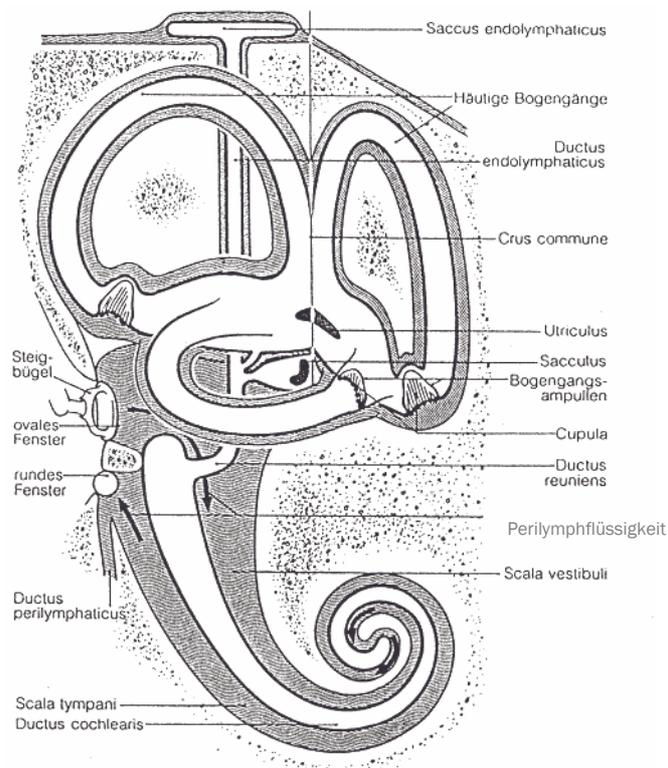
2.2 Das Innenohr

Hauptbestandteil des Innenohres bildet das **h ä u t i g e** Labyrinth, das von einer Knochenkapsel, dem **kn ö c h e r n e n L a b y r i n t h**, umschlossen wird. Das Labyrinth beinhaltet als die beiden wichtigen Sinnessysteme das Gehörorgan, das auf Schallwellen als Reiz reagiert, und das Gleichgewichtssystem, das auf Lageänderungen des Kopfes und des Körpers als Reiz reagiert. Der sogenannte Vestibularapparat dient der Erhaltung des Gleichgewichts und der Orientierung im Raum (Pernkopf, 1960).

Das Innenohr ist mit zwei physiologisch verschiedenen Flüssigkeiten gefüllt.

Im membranösen Teil befindet sich **E n d o l y m p h e**, der knöcherne Teil beinhaltet **P e r i l y m p h e**. Die Flüssigkeitsanordnung ist in der folgenden Abbildung 4 (Berghaus A., 1996) schematisch dargestellt.

Knöchernes und häutiges Labyrinth- Endo- und Perilymphverteilung



(Berghaus A., 1996)

Abb.4

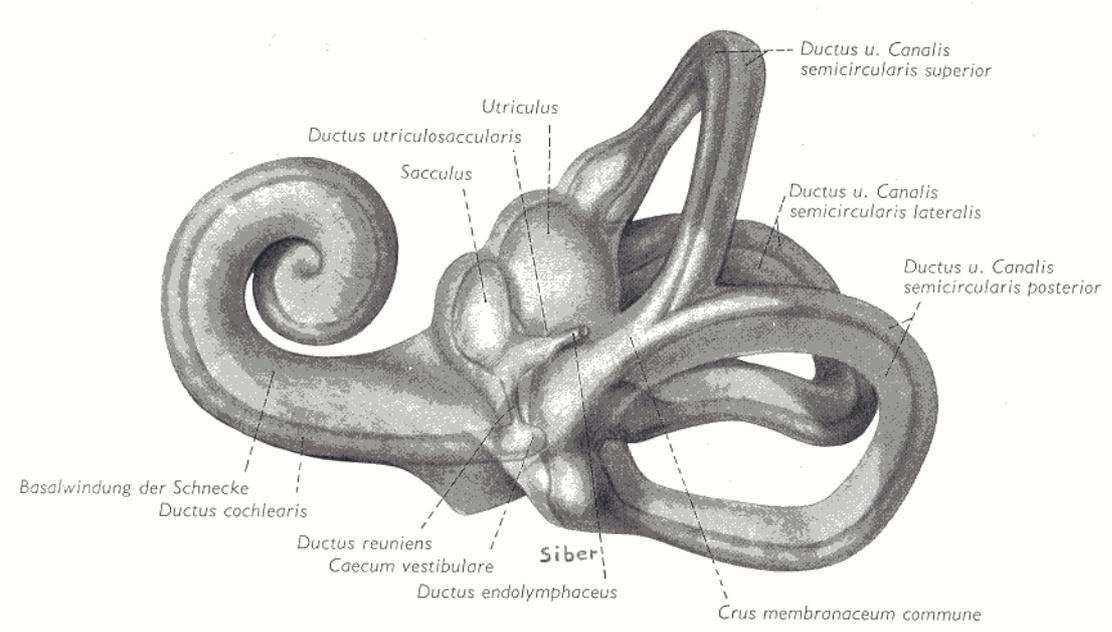
Die grau schraffierte Fläche stellt die Verteilung der Perilymphe dar, die weiße Fläche gibt den Flüssigkeitsstrom der Endolymphe wieder.

Das **o v a l e** und das **r u n d e F e n s t e r** bilden den Übergang vom Mittel- zum Innenohr. Schallwellen, die die Gehörknöchelchen in Schwingung versetzt haben, werden durch den Steigbügel, dessen Fußplatte die Fenestra vestibuli verschließt, auf die Labyrinthflüssigkeit des Innenohres übertragen und führen somit zu einer Reizung des Hörorgans. Durch das ovale Fenster gelangt man in den Vorhof, das Vestibulum. Das runde Fenster gewährt vom Mittelohr aus einen Einblick in die Scala tympani der Schnecke, die von diesem verschlossen wird. Die Fenestra cochleae befindet sich am Dach einer Fenesternische, der Fossula fenestra. Durch diese Ausstülpung des Mittelohrs ist das runde Fenster bei einem Blick aus dieser Richtung nur schwer einsehbar.

Der Innenohr-**V o r h o f**, Vestibulum, hat eine annähernd ellipsoide Form und gehört zum knöchernen Labyrinth, das als Sinnesorgane die beiden Vorhofsäckchen Utriculus und Sacculus aufnimmt, die dem häutigen Labyrinth angehören und mit ihren Sinnesfeldern zur Perzeption der Lage des Kopfes dienen. Beide Strukturen sind über einen kleinen Kanal, den Ductus utriculosaccularis miteinander verbunden, von dem sich der feine Ductus endolymphaticus abzweigt, der sich in einem knöchernen Aquädukt befindet und zur Rückfläche des Felsenbeins zieht, um hier als Saccus endolymphaticus blind zu enden. Dorsal münden in den Utriculus, der sich in einer elliptischen Vertiefung, dem Recessus ellipticus, befindet, die fünf Enden der Bogengänge. Vorne und unten geht der Schneckenkanal in den Vorhof über.

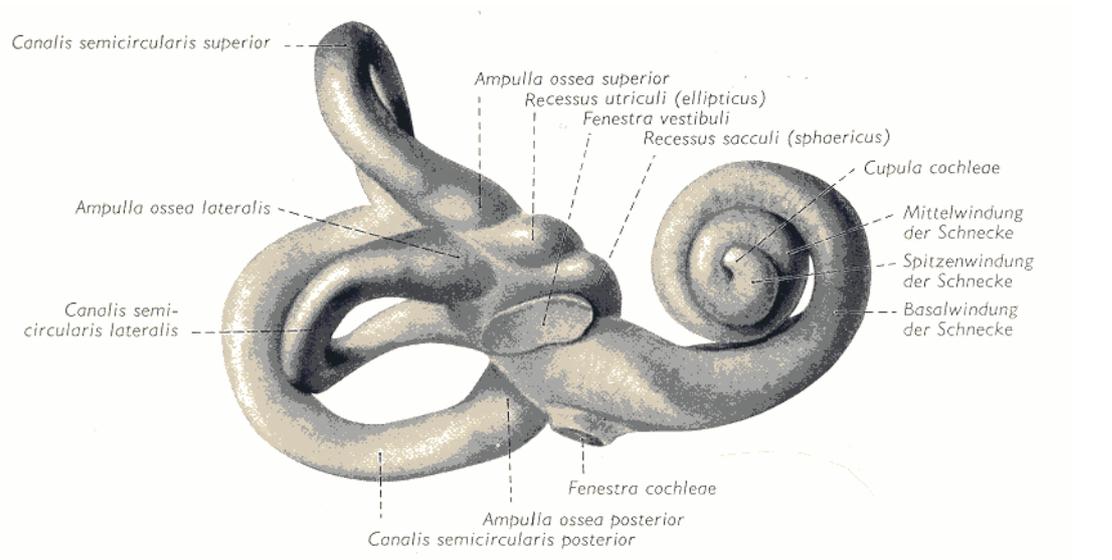
Die drei knöchernen **B o g e n g ä n g e**, Canales semicirculares, stehen nahezu senkrecht zueinander und krümmen sich halbkreisförmig zu einem „C“. Die häutigen Ductus semicirculares werden von den ihnen entsprechenden knöchernen Kanälen aufgenommen. Jeder Bogengang besitzt ein ampulläres Ende, das aufgetrieben erscheint, da es als Sinnesorgan die Crista ampullaris enthält. Über diese sensorischen Felder werden Drehbewegungen registriert und Bewegungen des Körpers können wahrgenommen werden. Als entgegengesetztes Ende eines Bogengangs fungiert das Crus simplex, das ebenfalls in den Utriculus des Vorhofs mündet. Dieser einfache Schenkel des anterioren Bogengangs vereinigt sich mit dem des posterioren Bogengangs zum Crus commune. Somit münden nur fünf Enden der drei Kanäle in das Vestibulum. Der dritte, laterale Bogengang liegt etwa im 45° Winkel zu den beiden anderen Gängen. Seine Lage weicht von der Horizontalebene ab, indem er in etwa um 30° gegen diese abgewinkelt erscheint. In den folgenden drei Zeichnungen (Pernkopf E., 1960) sind die drei häutigen Bogengänge in ihrer räumlichen Beziehung zueinander dargestellt (Abbildungen 5, 6, 7).

Darstellung des häutigen Labyrinths



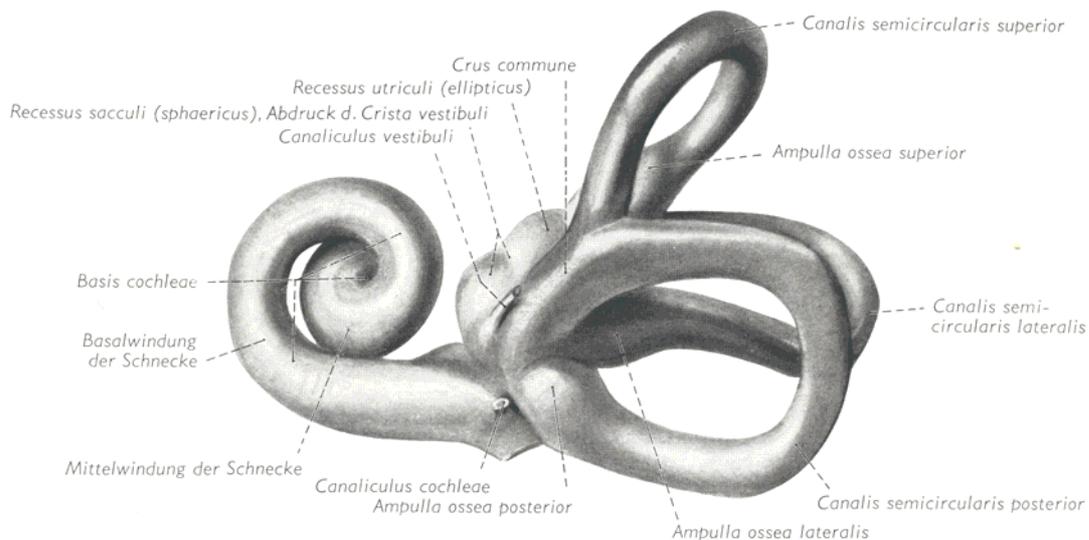
(Pernkopf E., 1960)

Abb.5



(Pernkopf E., 1960)

Abb.6



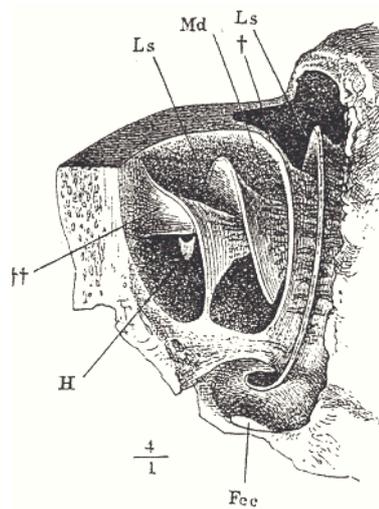
(Pernkopf E., 1960)

Abb.7

Die **Schnecke** (Cochlea) stellt mit ihrem Sinnesfeld das eigentliche Hörorgan dar, mit dem wir Schallreize auf- und wahrnehmen können. Es handelt sich um eine spiralgig, zwei einhalb-fach gewundene Struktur, die durch eine basale, eine mittlere und eine apikale Windung geformt wird. Innerhalb der Schnecke sind drei Etagen erkennbar: kranial befindet sich die Scala vestibuli, basal die Scala tympani und zwischen beiden, durch Membranen abgetrennt, die häutige, endolymphhaltige Scala media. In dieser auch als Ductus cochlearis bezeichneten Schneckenregion befindet sich auf der Basilarmembran das Corti'sche Organ, in dem die mechano-elektrische Wandlung der Schallreize stattfindet. Dieser häutige Schneckenkanal beginnt mit einem blinden Caecum vestibulare und endet mit einem blinden Caecum cupulare in der Schneckenspitze. Die obere Wand der Scala media wird von der Reißner-Membran gebildet. Die Schneckenachse wird von einer spindelförmigen Struktur, dem knöchernen Modiolus gebildet, der die Zellen des Ganglion spirale enthält. Die Lamina spiralis ossea ist eine Knochenleiste, die ihm senkrecht entspringt und in der Schneckenspitze als Hamulus lamina spiralis in die Kuppel hervorragt. Zwischen der Lamina spiralis und dem Ligamentum spirale, erstreckt sich die oben erwähnte Basilarmembran der Schnecke. Die Perilymph-Flüssigkeit enthaltende Scala vestibuli steht mit der Scala tympani an der Schneckenspitze über das Helikotrema in Verbindung. Des weiteren kommuniziert der Perilymphraum der Schnecke über den knöchernen Aquaeductus cochleae mit dem Subarachnoidalraum. Dieser Kanal hat seinen Ursprung in der Scala tympani in

unmittelbarer Nachbarschaft zum runden Fenster. In der folgenden Abbildung ist die knöcherne Schnecke dargestellt (Abbildung 8).

Knöcherne Schnecke



- Md* Modiolus
- Ls* Lamina spiralis
- H* Hamulus
- Fec* Fenestra cochleae
- † Durchtritt der Zwischenwand der Schnecke
- †† Oberes Ende derselben

(Helmholtz H. von, 1896) Abb.8

Das häutige Labyrinth wurde nur kurz umrissen, da der Fokus der Rekonstruktion auf dem knöchernen Labyrinth liegt. Es soll jedoch nicht ausgeschlossen werden, eine Modellierung der membranösen Anteile des Innenohrs vorzunehmen, sofern die Auflösung der Bilder dies zulässt. Das knöcherne Labyrinth ist wesentlich massiver, da es das sehr empfindliche häutige Labyrinth aufnehmen muss. Die Form der knöchernen Oberfläche entspricht jedoch der Topographie der membranösen Struktur.

3. MATERIAL UND METHODIK

3.1 Material

3.1.1 „The Visible Ear“

Ausgangsbasis der Studie ist ein digitalisierter Datensatz „The Visible Ear“ (Sørensen, M; Dobrzeniecki, A.B; Larsen, P; Frisch, T; Sporning, J; Darvann, T.), der der Verfasserin mit freundlicher Genehmigung zur weiteren nicht-kommerziellen Bearbeitung überlassen wurde. Auf einer CD-ROM gespeichert, befindet sich eine komplette Bibliothek bestehend aus 605 Digitalaufnahmen von Schnitten durch ein menschliches Schläfenbein. Die Schnitte und ihre nachfolgende Aufbereitung und Digitalisierung wurden in Kopenhagen (Dänemark) von Dr. Mads Sørensen und seinen Mitarbeitern am Rigshospitalet durchgeführt.

Der Körper einer 85-jährigen Frau wurde für diesen Zweck nach ihrem Tod für einen Tag tiefgefroren, um dann das linke Schläfenbein mit zwei horizontalen Schnitten kranial und kaudal der Ohrmuschel, einem midsagittalen und einem frontalen Schnitt in fünf Zentimeter anteriorer Entfernung zum äußeren Gehörgang mittels Bandsäge zu entfernen. Zu anatomischen Forschungszwecken hatte die Frau ihren Körper der anatomischen Abteilung der Universität Kopenhagen überschrieben. Es hatte keine bekannte Pathologie des Ohres vorgelegen.

Zerumen und Luft wurden entfernt, der Schädel wurde in 10 % kalter Carboxymethylcellulose in Immersion gehalten. Anschließend wurde der 5.5 cm dicke Gewebsblock auf ein Aluminium-Podest montiert und ringsherum acht Bleimineralen vertikal in zwei Millimeter Bohrlöcher eingelassen, von denen zu Orientierungszwecken vier mit Akrylfarbe überzogen worden waren. Ein 5.5 cm Metallrahmen wurde um das Objekt angebracht und mit Carboxymethylcellulose gefüllt, um es gefrieren zu lassen. Zur Intensivierung der Gefrierung wurde die Bühne mitsamt ihrem Rahmen in Hexan mit CO₂-Eis getaucht. Der Rahmen wurde entfernt, das Objekt in CO₂-Eis gepackt und in eine Styroporbox platziert, um eine Computer-tomographische Aufnahme zu machen. Im Anschluss daran wurden serielle horizontale Schnitte in 25 µm-Abständen mit einem Kryomikrotom angefertigt. Insgesamt resultierten 1900 Schnitte. Oberhalb der Ebene des superioren Bogengangs wurde danach jedes vierte Bild (100 µm-Abstand), auf Höhe der knöchernen Gehörkapsel jedes zweite Bild (50 µm-Zwischenbild-Abstand), und unterhalb dieser Ebene, erneut

jedes vierte Bild mit einer Hasselblad 553 ELX aufgenommen. Die Bilder, die für die Rekonstruktion relevant sind, haben einen Abstand von 50 µm zu jeder vorherigen und nachfolgenden Aufnahme. Bevor das Schläfenbein geschnitten und fotografiert wurde, erfolgte eine Reinigung mit Hilfe eines Ethanol-getränktes Tuches und Druckluft. Während die Kamera eine fixierte Position hatte, bewegten sich das Messer und anschließend das Präparat von der Kamera weg je weiter die Sektionierung voranschritt. Eine Light Phase™ einfach-Schuss-Kamera wandelte die Bilder in RedGreenBlue (RGB)-Aufnahmen von 3056×2032 Pixel um, so konnten sie mittels Glasfaserkabel an den Computer weitergeleitet werden. Hier wurden sie im TIF-Format zu insgesamt 18 Mbyte gespeichert.

Da das Präparat nicht fixiert worden war, konnten die Originalfarben des frischen Präparates erhalten werden. Dies hat den Vorteil, dass man die anatomischen Strukturen der Bilder sehr gut zuordnen kann. Auch die Entstehung von Artefakten konnte somit minimiert werden.

Für die Rekonstruktion wurden 318 der 605 Bilder verwendet, da sich auf ihnen alle für uns interessanten Strukturen befanden.

Weiterhin haben die Aufnahmen des „The Visible Ear“ den entscheidenden Vorteil einer sehr hohen räumlichen Auflösung von 50 µm/Pixel. Auch kleinste Strukturen des Mittel- und Innenohres, wie beispielsweise die Gehörknöchelchen oder die Lamina spiralis ossea der Schnecke, konnten somit sichtbar gemacht, segmentiert und daraufhin rekonstruiert werden.

Andere Bilddatenbanken wie das „Visible Human data set“ und „Elsevier`s Interactive Anatomy“ können nur Strukturen mit Voxeldimensionen von 330- und 176 µm darstellen.

3.1.2. Software

3.1.2.1 Amira™2.3 im Überblick

Zur Nachbearbeitung der digitalen Bilder wurde eine spezielle Computer-Software, Amira™ 2.3, verwendet. Diese Software wird vor allen Dingen im ingenieurwissenschaftlichen Bereich, der Industrie, der Pharmakologie, in den Natur- und Material-Wissenschaften, zu Qualitäts-Kontrollen, in der Physik und Geophysik und in der Medizin zur Bildbe- und Verarbeitung verwendet, da sie vielseitig einsetzbar ist. Beispielsweise können komplette Molekularstrukturen generiert werden, die sich als drei-dimensional

(3D) rekonstruierte Objekte und Strukturen in drei Ebenen bewegen lassen können. Durch besondere Werkzeuge, sogenannte „tools“, lassen sich die rekonstruierten 3D-Objekte wirkungsvoll in Szene setzen: sie können im 3D- Raum um die X-Y- und Z-Achse beliebig rotiert, das heißt von jedem Blickwinkel aus betrachtet werden. Objekte können bedarfsgerecht vergrößert oder verkleinert werden; Strukturen können transparent gemacht werden, wodurch bei komplexen Gebilden, wie denen des Innenohrs, auf den ersten Blick nicht sichtbare Schichten sichtbar gemacht werden können, ohne das Modell zu destruieren. Die Opazität, gegenteilig zur Transparenz, kann den Anforderungen entsprechend variiert werden; multiple Schnittebenen können durch Volumina gelegt und somit Blickwinkel erhalten werden, die von der rein axialen, sagittalen oder frontalen Ebene abweichen. Die einzelnen anatomischen Strukturen können in variablen Farben dargestellt werden, die naturgetreu nachempfunden werden können. Aus den 3D-Modellen können mit bestimmten Algorithmen des Computer-Programms Gittermodelle geschaffen werden, die zur weiteren Bearbeitung bei numerischen Simulationen, zum Beispiel mit Finiten Elementen, Verwendung finden. Amira™2.3 ist in der Lage, Iso-Oberflächen zu schaffen, Volumina direkt darzustellen und ein Alignment, das heißt, eine Bildübereinanderlagerung interaktiv durchzuführen. Multiple Koordinatensysteme werden zur Verfügung gestellt und gekrümmte und unstrukturierte Tetraheder-Gitter werden unterstützt. Amira™2.3 empfiehlt eine ausreichende Graphik-Hardware, damit auch sehr große Daten in interaktiver Geschwindigkeit dargestellt werden können

Weitergehende Erläuterungen zu der Software Amira™2.3 finden sich im methodischen Teil der Arbeit (3.1.2.2).

3.1.2.2 Auszug der Algorithmen von Amira™2.3

Amira™2.3 besteht aus Basis-Komponenten, die sich aus sogenannten Daten-Objekten und Modulen zusammensetzen, die der Visualisierung und Bearbeitung dienen. Bei den Daten-Typen handelt es sich beispielsweise um ein *Label Field*, das zur Segmentierung verwendet wird und ein reguläres kubisches Gitter darstellt, weiterhin um eine *Colormap*, die Farbinterpolationen zulässt und als weiteres Beispiel um ein *Tetrahedral Grid*, das eine Modellerstellung unterstützt, indem es ein Finite Elemente-Gitter, bestehend aus Tetrahedern, bildet.

Neben Daten-Objekten und Modulen sind *Editors* eine weitere Komponente zur Daten-Bearbeitung. Hierunter versteht man *Color Dialogs*, die einen Farbwert festlegen und den

Image Segmentation Editor, mit dem drei-dimensionale Datensätze interaktiv segmentiert werden können, indem jedem Voxel ein *Label* zugeordnet wird. Mit der *Modules*-Komponente lassen sich anhand von einem *Align Slices* zwei-dimensionale Bilder eines drei-dimensionalen Bilder-Stapels übereinander legen. Mit der *Annotation* können Strukturen bezeichnet werden, das *Measuring*-Werkzeug vermisst Dimensionen in allen drei Ebenen. Das *Generalized Marching Cubes*-Modul dient der Generierung eines drei-dimensionalen Datensatzes aus zwei-dimensionalen Daten. Detaillierte Erläuterungen zu dem *GMC*-Modul finden sich in 3.1.2.2.1.

Die eben genannten *Data Types*, *Editors* und *Modules* sind die bei unserer Untersuchung hauptsächlich verwendeten Komponenten der Software.

Der Bildschirm ist durch einen *3D-Viewer*, ein *Object Pool*, eine *Working Area* und ein *Console Window* vier-geteilt.

Im *Object Pool* symbolisieren Piktogramme die unterschiedlichen Objekt-Typen: grün visualisiert Datenobjekte, rot Computer-Module, gelb Visualisierungs-Module, orange verschiedene Schnitt-Typen, blaue Linien zeigen einen Datenfluss zwischen verbundenen Modulen und Daten-Objekten an und gelbe Linien geben wieder, ob eine Verbindung überhaupt möglich ist.

In der *Working Area* werden die im Moment bearbeitenden Module und Daten angezeigt. Im *Viewer Window*, das die Hälfte des Monitors einnimmt, werden alle im Moment manipulierten Daten visualisiert, das heißt, hier kommen zwei-dimensionale, noch unsegmentierte Bilder, segmentierte Bilder und später das rekonstruierte drei-dimensionale Objekt zur Darstellung.

In der *Viewer Console* wird in der *Tool Command Language* (TCL) ein Job-Dialog geführt und eventuelle Fehlermeldungen werden angezeigt.

Bilder in zwei Ebenen lassen sich gut mit sogenannten *Ortho Slices*, drei-dimensionale Strukturen mit einer *Surface View* darstellen. Mit weiteren Modulen lassen sich beliebige Schnittebenen, die *Cutting Planes*, durch die Modelle legen. Bilder können in umgrenzte Quader, sogenannte *Bounding Boxes*, positioniert werden, um nur einige der Darstellungsmöglichkeiten zu nennen.

Hat man den Darstellungsmodus *Ortho Slice* gewählt, kann man zwischen den drei Hauptschnittebenen, der sagittalen, coronaren und axialen Ebene, wählen, aus der man das Bild betrachten und auch bearbeiten kann.

Effekte wie Lichtstrahler können beliebig variiert, die Transparenz kann angemessen verändert werden. Auch im *Surface View*-Modus hat man diese Einstellungsmöglichkeiten und die Wahl, ob Objekt-Teile als durchsichtige Struktur, liniert, ausgefüllt oder

gepunktet dargestellt werden sollen. Der Hintergrund eines drei-dimensionalen Modells lässt sich beliebig variieren.

Möchte man Bildausschnitte verkleinern, um beispielsweise den Datensatz zu reduzieren und den Fokus auf relevante Strukturen zu richten, geschieht dies mit dem *Cropping Editor*, mit dem ein Bild auf das gewünschte Maß zugeschnitten werden kann.

Zur Segmentierung der Bilddaten wird das Modul *Label Field* konnektiert, mit dem es möglich ist, die Zuordnung von anatomischen Strukturen zu Materialien und verschiedenen Farben vorzunehmen. Zur besseren Gewebeabgrenzung werden hier Schwellenwerte der Graustufen festgelegt (zwischen 20 und 150). Im *Label Field* werden verschiedene Werkzeuge wie *brush*, *lasso*, *magic wand* und *intelligent scissors* zur Segmentierung verwendet.

Nützliche Bestandteile der Software sind zusätzlich ein *camerapath*, mit dem ein drei-dimensionales Modell auf einem vorbestimmten Weg bewegt werden kann.

Die rekonstruierten morphologischen Strukturen werden durch einen *Snapshot* im TIF-, BMP-, JPG- oder vergleichbaren Formaten gespeichert.

3.1.2.2.1 “Generalized Marching Cubes“

Der *Generalized Marching Cubes (GMC)* Algorithmus dient der Erzeugung von Volumina aus zwei-dimensionalen Bilddaten und wird im folgenden erläutert.

Das Ziel der Rekonstruktion mit Volumina ist die Erzeugung drei-dimensionaler Datensätze, die mit derzeit üblichen grafischen Bibliotheken (z.B. OpenGL, Direct3D) visualisiert, und weiter numerisch am Rechner ausgewertet werden können.

In seiner ursprünglichen Form ermöglicht der *marching cubes*- Algorithmus die schnelle Dreieck-Netzgenerierung (Triangulation) der Oberflächen von Volumina (Lorensen und Cline, 1987).

Er ist aber auch direkt auf gerasterte drei-dimensionale Daten anwendbar. Hier entscheidet der Algorithmus, wie ein durch acht benachbarte Voxel aufgespannter Würfel von einer Oberfläche durchschnitten wird (Abb. 9). Die resultierende Oberfläche ist ein durch Dreiecke dargestelltes Polygon (Vieleck). Der Begriff Voxel steht hier lediglich für einen Punkt im Raum.

Ein Voxel des Würfels kann nun zu einem größeren Objekt (links oben in Abbildung 9) oder zu dessen Umgebung gehören. Da ein Würfel aus acht Voxeln besteht und jeder Voxel entweder zum Objekt oder zur Umgebung gehören kann, gibt es 256 (2^8) mögliche

Stellungen, die sich bei der Berücksichtigung von Symmetrieeigenschaften auf 14 Grundkonfigurationen reduzieren. Nach der Zuordnung der Oberfläche des untersuchten Würfels zu einem zweiwertigen (binären) Datensatz, schreitet der Algorithmus zum nächsten Würfel fort (*marching cubes*).

Jetzt stellt sich die Frage, wie aus den durch Polygone beschriebenen Oberflächen die Volumina entstehen. Dieser Übergang ergibt sich einfach durch die Erweiterung des Dreiecks auf das Tetrahedron, ein durch vier Flächen begrenztes Volumen, das durch den Einbezug des nächstgelegenen Voxels gebildet wird (Abb. 10).

Durch diese Erweiterung sind allerdings die 14 Grundkonfigurationen gegenüber dem originalen *marching cubes*-Algorithmus zwischen invertierten und nicht-invertierten Würfeln gemäß den Abbildungen 11 und 12 zu unterscheiden. Jeder Würfel, der sich vollständig in dem Objekt befindet, wird, wie in den Abbildungen 13 und 14 gezeigt, gleichförmig in fünf Tetrahedrons unterteilt. Benachbarte Tetrahedrons, die auf der Oberfläche, und solche, die innerhalb des Objekts liegen, müssen gemeinsame Kanten und Voxel haben. Um dies sicherzustellen, müssen zwei Datensätze mit den Orientierungen A und B erzeugt werden (Abb. 13, 14), die weiterhin durch abwechselnde Anordnung in den drei orthogonalen Richtungen (X, Y, Z) variiert werden müssen. Durch die richtige Auswahl übereinstimmender Grenzflächen ist dann der korrekte Zusammenhang der Würfel gewährleistet. Die Verwendung von Tabellensuchprogrammen (look-up table) ermöglicht einen effizienten Algorithmus.

Falls es bei nachfolgenden numerischen Auswertungen mit Finiten Elementen genügt, Tetrahedrons zu verwenden, können die dann vorliegenden Knoten- und Verbindungstabellen unmittelbar verwendet werden.

Es wurde deutlich, wie es mit einem auf Volumina bezogenen verallgemeinerten Algorithmus (*generalized marching cubes, GMC*) gelingt, aus zwei-dimensionalen Bild Datensätzen komplexe Volumenobjekte für weitere Verarbeitungsschritte zu erzeugen.

Sicher ist die Qualität und das Gelingen der Rekonstruktion von den verwendeten Daten, sowie den einstellbaren Kantenlängen, abhängig. Hier ist stets ein Kompromiss zwischen maximal sichtbaren Details von Strukturen und hierfür erforderlichen Rechenzeiten nötig. In Verzicht auf weitere Einzelheiten bei der Verwendung des 3D-Rekonstruktionsprogramms Amira™ wird schließlich auf den Parameter zur Triangulation (Minimal edge length) verwiesen, der die minimale Kantenlänge einstellt. In Verbindung mit weiteren Parametern sollte der Wert 0,4 topologische Konsistenz gewährleisten.

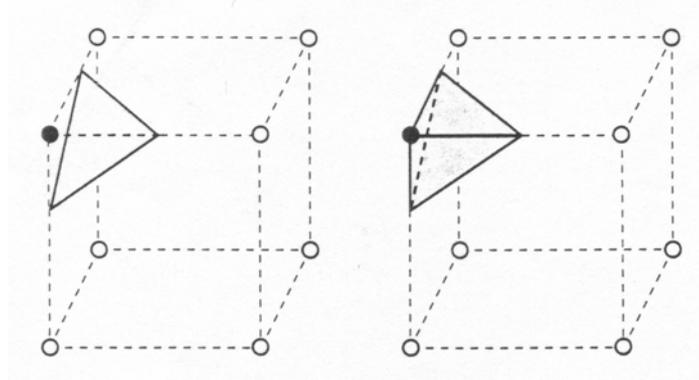


Abb.9

Abb.10

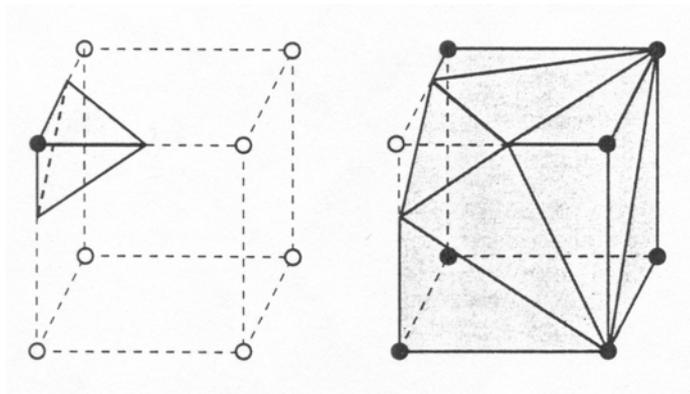
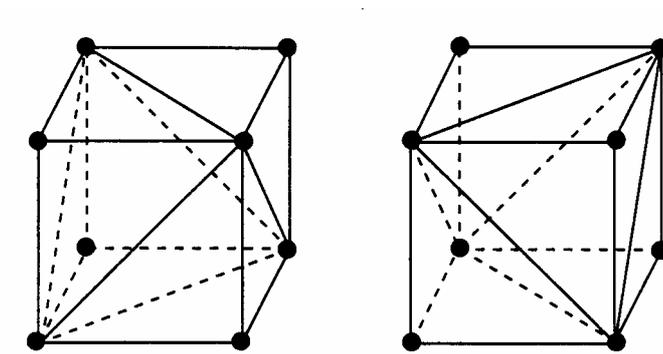


Abb.11

Abb.12



Orientierung A

Abb.13

Orientierung B

Abb.14

3.1.3 Hardware-Komponenten

Die Rekonstruktion wird an einer Klinik-eigenen NT-Workstation (SGI, 512 MByte RAM) durchgeführt. Der Bildschirm hat eine Zollgröße von 17.3 Inch diagonal. Für eine solche Bild-Nachbereitung sollte der Computer mit einem hohen Arbeitsspeicher, einer ausreichend großen Festplatte, einer guten Graphikkarte und einem großen Bildschirm ausgestattet sein, um ein zufriedenstellendes Ergebnis zu erzielen und, um einzelne Schritte bei der Bearbeitung zu erleichtern und zu verkürzen.

Die Original-Bild-Daten (Sørensen M. et al. ,2002: „The Visible Ear“.) waren auf CD-ROM als JPG-Format gespeichert, das ohne Konvertierung in Amira eingelesen werden konnte. Die erstellten drei-dimensionalen Rekonstruktionen wurden auf der Festplatte des Computers und auf CD-ROM gespeichert.

3.2 Methodik

3.2.1 Allgemeine Angaben zur Bildbearbeitung

Zu Beginn der Studie wurden die 605 Bilder des „The Visible Ear“ (Sørensen, M. et al., 2002) mit jeweils 3,056x2,032 Pixeln zur Datenreduzierung und einfacheren Handhabung mit dem *Image Crop Editor* auf 318 Bilder der Größe von 800x600 Bildpunkten und einer Voxel- Größe von 1x1x1 aufbereitet. Dabei kam es darauf an, dass eine Bildgröße gewählt wurde, bei der alle Strukturen des Mittel- und Innenohres enthalten waren und nicht Teile entfernt wurden, die zur Segmentierung ausgewählt worden waren. Stichprobenartig wurde geprüft, ob die gewünschten Strukturen auch in den Aufnahmen, die der bearbeiteten Schicht vorangegangen waren oder folgten, enthalten waren. Erste Versuche, die Bilder zu bearbeiten, ohne sie zuvor reduziert zu haben, schlugen fehl, da die Datenmengen das Computersystem überforderten.

Im Anschluss daran wurden die ursprünglich farbigen digitalen Aufnahmen für die Segmentierung in Grauwert-Bilder umgewandelt, um verschiedene Gewebestrukturen durch Schwellenwertveränderung der Grauwerte besser gegeneinander abgrenzen zu können. Ein Original-Schnitt-Bild kann in Abbildung 15 betrachtet werden. Diese Konvertierung konnte durch manuelle Eingabe der *Image Read Parameters* vorgenommen

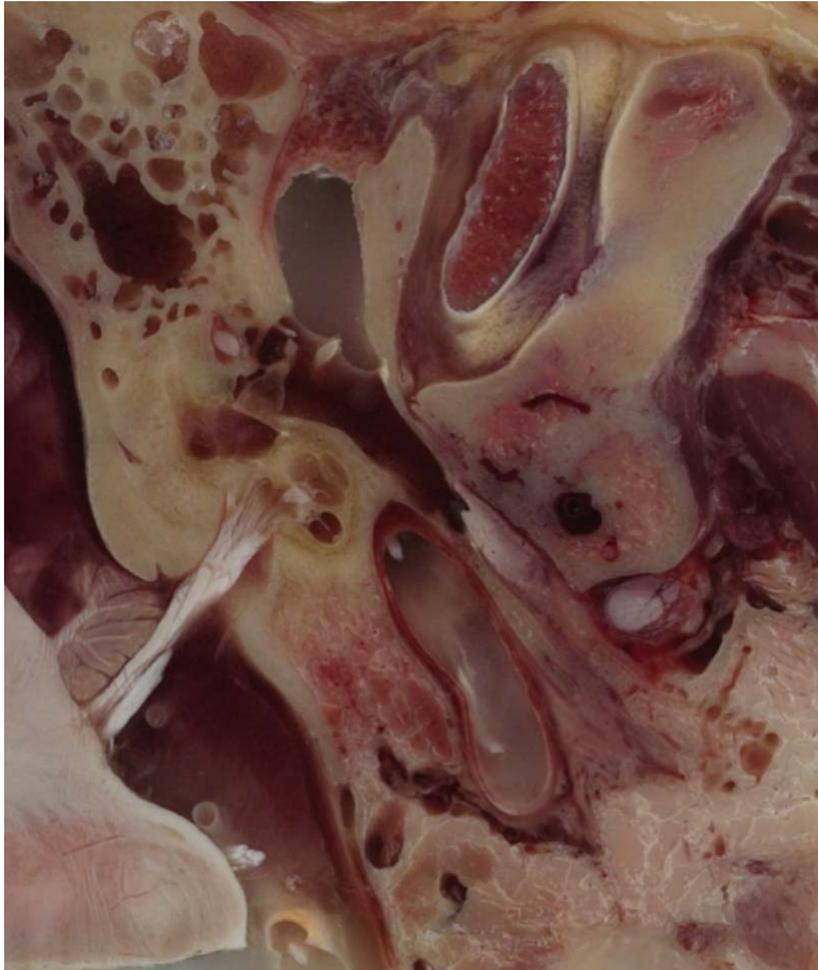
werden. Dazu wurde das ursprüngliche *Color Field* durch einen *Channel 1*-Parameter ersetzt. Das Ergebnis dieser Umwandlung ist in Abbildung 16 ersichtlich.

Da nicht jedes der 605 Bilder für eine Rekonstruktion der Strukturen des Mittel- und Innenohres von Nöten war, wurden die Bilder einzeln beurteilt und Schichten, die sich oberhalb der Ebene des superioren Bogengangs und unterhalb des Paukenhöhlen-Bodens befanden, verworfen. Damit erforderte die Rekonstruktion 318 Aufnahmen.

Nachdem die Bilder wie oben aufgeführt behandelt worden waren, wurde jedes der 318 Bilder umbenannt, um sie als Stapel speichern zu können und immer gleichzeitig in Amira™2.3 laden zu können. Dieser Schritt ist wichtig, da zur Rekonstruktion eine Übereinanderlagerung der zwei-dimensionalen Bilder notwendig ist, um ein dreidimensionales Modell zu erhalten.

Bevor mit der eigentlichen Rekonstruktion begonnen werden konnte, wurde die für die Segmentierung und Struktur-Erkennung optimalste Schnitt- Ebene, in unserem Fall die axiale oder horizontale Ebene, ausgewählt. Die Segmentierung wurde nur in der Axialen durchgeführt.

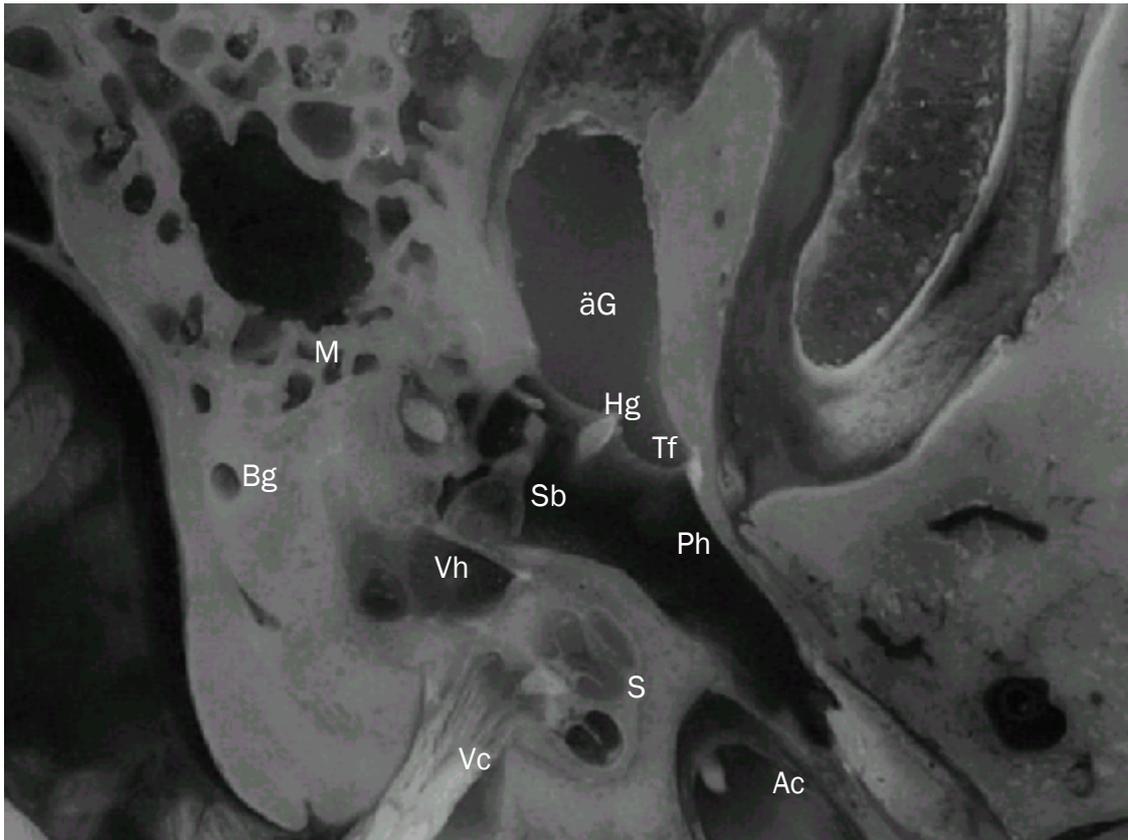
Originalschnitt aus „The Visible Ear“



Sørensen M. et al.

Abb.15

Grauwertbild



Sørensen M. et al.

Abb.16

Es handelt sich um einen zwei-dimensionalen Schnitt durch das menschliche Ohr. Erkennbar sind u.a.: Der äußere Gehörgang (äG), das Trommelfell (Tf), die Paukenhöhle (Ph), der Hammergriff (Hg), der Steigbügel (Sb), der Vorhof (Vh), die Bogengänge (Bg), die Schnecke (S), das Mastoid (M), der Nervus vestibulocochlearis (Vc) und die Arteria carotis (Ac)

Der gesamte Bilder-Stapel wurde mit einem *Ortho Slice*- und einem *Label Field*-Daten-Typ verknüpft, einerseits, um jedes einzelne Bild des Stapels visualisieren zu können, andererseits, um die Segmentierung durchzuführen.

Im nächsten Schritt wurden die Grauwert-Bilder in den *Image Segmentation editor* eingelesen, da ansonsten außer einer schwarzen Fläche keinerlei Strukturen oder Umrisse erkennbar gewesen wären. Aus dem *View-Feld* der Symbolleiste wurde als Orientierung die XY-Achse, das heißt, die axiale Blickebene gewählt. Die Schnitte lassen sich, wenn erforderlich, auch in XZ-(coronar) oder YZ-Richtung (sagittal) betrachten und bearbeiten.

Da bei der Segmentierung den anatomischen Strukturen Materialwerte zugeordnet werden müssen, war der nächste Schritt die Festlegung dieser Bio-Materialien. Die Selektion orientierte sich an den vorhandenen Gewebstypen im Mittel- und Innenohr, sodass folgende Klassen ausgewählt wurden, die die gesamte Segmentierung über beibehalten oder ergänzt wurden:

- **Muskel** (Musculi stapedius und tensor tympani)
- **Knochen** (Knöchernes Labyrinth, Os temporale)
- **Ligament** (Ligamenta der Ossikel, Ligamentum spirale, Ligamentum anulare stapedis
- **Luft** (Cavitas tympanica)
- **Membran** (Membrana tympani)
- **Flüssigkeit** (Perilymphe und Endolymphe)

3.2.2 Segmentierung und Rekonstruktion

3.2.2.1 Bogengänge

Als erstes wurden die Bogengänge segmentiert, die sich auf insgesamt 249 Bildern befinden. Da die Canales semicirculares nach dem Verlauf ihrer Lymph-Flüssigkeit segmentiert wurden, musste ein Schwellenwert von 50 bis 150 im *Display Options*-Fenster eingestellt werden, um das Labyrinthwasser gut gegen den umgebenden Knochen abgrenzen zu können. Als Rekonstruktions-Produkt erhält man eine Darstellung des knöchernen Labyrinths.

Umriss der Bogengangs-Querschnitte wurden mit den verschiedenen Werkzeugen des *Label Field* nachgefahren. Deutliche hell-dunkel-Grenzen konnten besonders genau und schnell erkannt werden. Hier konnten mit dem sogenannten *lasso*-Werkzeug Strukturen halbautomatisch umrandet werden. So wurden die den Bogengängen zugehörigen Strukturen in allen 249 Bildern manuell umfahren. Folgend wurde diesen Strukturen der Materialkennwert „Flüssigkeit“ zugeordnet, der als Synonym für die peri- und endolymphatische Flüssigkeit steht.

Nach Beendigung der Segmentierung wurde mit dem „GMC“-Algorithmus aus den zwei-dimensionalen Bildern ein drei-dimensionales Bogengangs-Modell geschaffen, das im

folgenden Ergebnisteil in den Abbildungen 35 und 36 zu begutachten ist. Auf eine Segmentierung und Rekonstruktion der Maculae sacculi und utriculi wurde verzichtet, da diese häutigen Strukturen aus dem vorliegenden Bildmaterial auch bei Schwellenwertveränderung nur unzureichend zu erkennen sind.

Bei Betrachtung des rekonstruierten Objekts fielen kleinere Löcher auf, die durch Ausbesserung eliminiert werden konnten. Hierfür war die Abstimmung von Bildern über- und unterhalb der unzulänglich rekonstruierten Stelle durch einen Interpolationsalgorithmus notwendig. Dabei wurden die angrenzenden Bilder erneut segmentiert und via Interpolation die dazwischenliegenden Strukturen automatisch segmentiert. Für diese Art der Bildbearbeitung darf der Zwischenbild-Abstand nicht zu groß sein, vor allen Dingen bei kleinen Strukturen ohne scharfen hell-dunkel-Kontrast, da es bei der Rekonstruktion sonst zum wiederholten Male zur Artefakt-Entstehung kommt. Indem das drei-dimensionale Objekt frei im Raum bewegbar ist, können solche Fehler gut erkannt und somit korrigiert werden.

Im Anschluss an die Rekonstruktion der drei Bogengänge, ihrer Crura und Ampullae wurde das Vestibulum segmentiert, das in Abbildung 34 erkennbar ist. Die Grauwert-Schwellenwerte änderten sich aufgrund gleicher Verhältnisse, nämlich der Grenze zwischen Flüssigkeit und Knochen, nicht. Im Bereich der Fenestra vestibuli wurde zwischen den beiden Knochenrändern eine virtuelle Linie als Trennung zur Cavitas tympani gezogen. Dies erschien zu diesem Zeitpunkt als ausreichend genau, da das ovale Fenster (Abb.28) zu späterer Zeit detailliert segmentiert und rekonstruiert wurde, sowie eine Schwellenwert-Änderung vorgenommen wurde, um die Grenzen Flüssigkeit-Knochen-Membran deutlich zu machen.

3.2.2.2 Aquaeductus vestibuli

Die Segmentierung des Aquaeductus vestibuli stellte sich als diffizil heraus, da es sich um eine äußerst feine Struktur handelt, die an ihrer engsten Stelle nur eine Weite von 0.25 mm hat (Wildbrand H., 1974), und somit die Gefahr bestand, dass sich im drei-dimensionalen Modell Löcher bildeten, wenn die Segmentierung ungenau war. In solchen Fällen wurde die im vorausgegangenen Kapitel besprochene Interpolation durchgeführt, übereinanderliegende Bilder wurden aufeinander abgestimmt. Die Schwellenwerte von der vorangegangenen Segmentation der Bogengänge wurden beibehalten und nur in Situationen, in denen keine Abgrenzung des Gangs zum umgebenden Knochengewebe

möglich war, geringfügig verändert worden. Der Aquaeductus vestibuli wurde dem Material „Flüssigkeit“ zugeordnet. Gegen Ende des Gangs wurde der Saccus endolymphaticus bis zu seinem blinden Ende in der Dura mater der Fossa cranii posterior segmentiert und rekonstruiert (Lang J., 1992). Der Aquaeductus vestibuli und der Saccus endolymphaticus sind in Abbildung 37 erkennbar.

3.2.2.3 Cochlea

Die Cochlea (Schnecke) ist auf über der Hälfte der Bilder zu erkennen. Segmentiert werden sollten die Lamina spiralis ossea, die Scalae tympani und vestibuli, als Grenze zwischen Scala media und Scala tympani die Lamina basilaris und das Ligamentum spirale. Da verschiedene Materialien wie Flüssigkeit, Membran und Knochen aufeinandertreffen, musste eine erneute Grauwert-Einstellung vorgenommen werden, die Grenzen lagen zwischen 40 und 120. Es stellte sich heraus, dass die Basilarmembran aufgrund der Bildauflösung von 50 µm/Pixel nicht als dünne Membran, beziehungsweise Platte, erkannt werden konnte, sondern nur als Raum zwischen Lamina spiralis ossea und Ligamentum spirale sichtbar wurde. Zwischen diesen beiden anatomischen Strukturen wurde eine virtuelle Linie gelegt, um die Lamina basilaris zu segmentieren und später zu rekonstruieren. Die Grenze zwischen Scala tympani und Scala media musste manuell gezogen werden. Dies gelingt, indem man sich das *brush*-Werkzeug des *Image Segmentation Editor* zu Nutzen macht. Hier konnte man die Liniendicke zwischen Werten von 1 bis 250 wählen. Für die Basilarmembran wurde aufgrund der ultradünnen Struktur die geringste Strich-Breite mit dem Wert Eins gewählt.

Die beiden Scalae konnten halbautomatisch mit dem *Lasso*-Werkzeug segmentiert werden, indem verschiedene Modi eingestellt wurden. Dabei handelte es sich um ein *Autotrace*, bei dem nur einige Punkte einer umgrenzenden Struktur gewählt werden mussten und interpunktuellen Verbindungslinien automatisch gezogen wurden. Andernfalls konnte mittels *Trace Edges*-Modus aufgrund der unterschiedlichen Schwellenwerte eine vollautomatische Umfahrung der Kanten vorgenommen werden. Eine schnelle und einfache Segmentierung konnte dann vorgenommen werden, wenn die Schnecke in einer midmodiolaren Projektionsebene abgebildet wurde. In Richtung Basalwindung mussten die Grauwerte variiert werden, um die Grenzen zum umgebenden Knochengewebe klar erkennen zu können. Hierbei war es wichtig, diesen neu gewählten Wert konstant beizubehalten, um bei der späteren Rekonstruktion keine Kantensprünge

zu erhalten. Zum Teil mussten Bilder wieder durch Interpolationen aneinander angepasst werden. In der midmodiolaren Schnittrichtung konnten alle Strukturen, bis auf die der Basilarmembran, sicher erkannt und in den Abbildungen 38, 40, 41 und 42 dargestellt werden.

3.2.2.4 Aquaeductus cochleae

Auch beim Aquaeductus cochleae handelt es sich um eine äußerst kleine Struktur, da der mittlere Durchmesser des Kanals zwischen 40- und 600 µm (Su et al., 1982) liegt. Zudem konstatierten einige Autoren, dass eine Durchgängigkeit des Aquaeductus cochleae nur in der Fetalzeit (Elze, 1992) oder bei wenigen Erwachsenen bestünde (nach Suzuki in 42 %, 1960 ; nach Wlodyka in 32 % ,1978). Bei unserem Präparat konnte durch gute Schwellenwerteinstellung zwischen 50 und 120 ein offener, durchgängiger Kanal erkannt und rekonstruiert werden. Der Aquaeductus cochleae wurde als anatomische Struktur dem Material „Flüssigkeit“ zugeordnet, da auch hier die Grenzen der Flüssigkeit segmentiert wurden.

Nachdem mit dem „GMC“-Algorithmus (Kap. 3.1.2.2.1)rekonstruiert worden war, zeigten sich einige Artefakte, die durch Interpolationen in ihrem Erscheinungsbild reduziert werden konnten, wie auch in den Abbildungen 38 und 39 sichtbar wird.

Der Ductus reuniens konnte nicht rekonstruiert werden, da er auf den Aufnahmen nicht zu erkennen war.

3.2.2.5 Ouales Fenster

Da sich die Stapes-Fußplatte innerhalb des ovalen Fensters befindet, ist das Auffinden der Fenestra vestibuli einfach. Auf dem Schnitt wird sie einerseits von dem flüssigkeitsgefüllten Vestibulum begrenzt, andererseits von der luftgefüllten Paukenhöhle, der knöchernen Struktur und dem das Fenster einspannenden Anular-Ligament. Die Membran des ovalen Fensters wird wiederum mit dem *Brush*-Werkzeug des *Image Segmentation Editor* umrandet, da es an dieser Stelle darauf ankommt, dass die feine Struktur auch als solche segmentiert wird. Die Linien-Stärke wurde hier auf den Wert vier eingestellt und die Segmentation in jedem Bild manuell vorgenommen, da der auto-

matische Segmentierungsmechanismus in diesem Fall nur zwischen den Medien Luft-Flüssigkeit und Knochen unterscheidet. Die Steigbügel Fußplatte wurde dem Bio-Material „Knochen“ zugeordnet und ist in Abbildung 28 erkennbar.

3.2.2.6 Rundes Fenster

Das Auffinden der Fenestra cochleae bereitete aufgrund ihrer kleinen Abmessungen trotz variabler und angepasster Schwellenwerteeinstellungen einige Schwierigkeiten. Die Fenstermembran befindet sich am Dach einer Nische und verschließt die Scala tympani zum Mittelohr hin. Laut Schicker (1956) ist diese Fossula fenestrae cochleae sehr variabel geformt und verschieden tief. Er bestimmte eine Nischentiefe von 2-3 mm. Bei seinen Untersuchungen zeigten sich unterschiedlichste Schleimhautverhältnisse, die das Auffinden des Fensters ebenfalls nicht vereinfachten. Weiterhin erklärt Schicker, dass sich die Scala tympani in Richtung Vestibulum zuspitzt, und dass in diesem Bereich die runde Fenstermembran in deren Boden eingelassen ist. Bei der Membran handelt es sich entgegen ihrer üblichen Bezeichnung als „rundes Fenster“ um ein nierenförmiges Gebilde. In dem hier zugrunde liegenden Präparat bot sich eine dreieckige Begrenzung der Nische. Dies entspricht den Beobachtungen von Siebenmann (1897).

Takahashi et al. (1989) berichten bei ihrer Rekonstruktion des runden Fensters von einer nieren- oder boomerangförmigen Form der Fenstermembran aus postero-lateral-inferiorer Sicht. Auch sie erwähnen wechselnde Schleimhautverhältnisse, die das Auffinden der Membran erschweren.

In der vorliegenden Rekonstruktion wurde die Fenstermembran wie die vorherigen Membranen von Hand nachgezeichnet, um eine realistische Rekonstruktion derselben zu erhalten.

Das runde Fenster wurde dem Bio-Material „Membran“ zugeordnet. Es ist in Abbildung 29 dargestellt.

3.2.2.7 Gehörknöchelchen und dazugehörige Bänder

Für eine gute Differenzierung der knöchernen Strukturen von der luftgefüllten Paukenhöhle und den Bändern der Gehörknöchelchen, wurde ein Schwellenwert von 50 bis 150 festgesetzt. Begonnen wurde mit der Segmentierung des Hammers, da sein Kopf bei der Reihenfolge der Bilder zuerst erkennbar wurde. Im Anschluss daran wurden die *Articulatio incudo-mallearis* und der Steigbügel segmentiert. Es gelang, die drei Gehörknöchelchen als separate Strukturen mit ihren zwei verbindenden Gelenken zu rekonstruieren und darzustellen. Malleus, Incus und Stapes wurden dem Material „Knochen“ zugeordnet, die Artikulationen als dem Knochen zugehörige Strukturen ebenfalls.

Zur Bearbeitung der Ligamente wurde der Grauwert-Schwellenwert auf 50 bis 115 eingestellt. Die Bänder der Gehörknöchelchen waren unterschiedlich gut abbildbar. Auf den ersten Blick erkennbar und somit auch segmentierbar waren das *Ligamentum incudis posterius*, die *Ligamenta mallei anterius, superius und laterale*. Die rekonstruierten Gehörknöchelchen sind mit ihren Bändern in den Abbildungen 22 bis 27 dargestellt. Es ist nicht gelungen die *Ligamenta mallei superius und incudis superius* aufzufinden.

3.2.2.8 Muskeln

Der *Musculus stapedius* wurde, ausgehend von der *Eminentia pyramidalis*, in Insertionsrichtung des Muskels am *Collum stapedis* segmentiert. Hierbei handelte es sich um eine kleine Struktur die, wie der *Musculus tensor tympani*, dem Materialwert „Muskel“ zugeordnet wurde. Die Muskeln wurden per Hand mit der *Brush-Funktion* des *Image Segmentation Editor* nachgezeichnet. Um den Verlauf des *Musculus tensor-tympani* im Semikanal, in dem er im inneren Periost seinen Ursprung hat, besser verfolgen zu können, wurde der Schwellenwert erneut auf einen Wert zwischen 20 und 150 festgelegt. Sein Verlauf zum Hammergriff (*Manubrium mallei*) konnte dargestellt werden.

Die Muskeln werden in der quantitativen Analyse der Arbeit (Abb.73 bis 78) dargestellt.

3.2.2.9 Mittelohr-Strukturen

Das Cavum tympani, wie auch das Antrum mastoideum und die Tuba auditiva als weitere Anteile des Mittelohrs, sind mit Luft gefüllt, sodass eine eindeutige Abgrenzung zum umgebenden Knochengewebe des Schläfenbeins möglich war, ohne die Schwellenwerte, die zwischen den Werten 50 und 115 lagen, zu verändern. Die Segmentierung konnte größtenteils automatisch mit dem *Lasso-Werkzeug* des *Image Segmentation Editor* vorgenommen werden, das heißt, die Zeit für den Bearbeitungsmechanismus konnte entscheidend verkürzt werden.

Die Paukenhöhle wurde mit dem sich anschließenden Antrum mastoideum, ohne Rücksicht auf Gehörknöchelchen, Bänder, Muskeln und Nerven, segmentiert. Zu diesem Zweck beinhaltet der *Image Segmentation Editor* einen Modus, mit dem Strukturen, die schon bearbeitet wurden, mit einem *Key* abgeschlossen und somit nicht verändert werden können, bis diese Sperrung wieder aufgehoben wird.

Die Tuba auditiva wurde bis zum Isthmus tubae, dem Übergang des knorpeligen in den knöchernen Teil, segmentiert. Auch hier wurde der zu Beginn der Bearbeitung des Mittelohrs gewählte Schwellenwert-Bereich zwischen 50 und 115 beibehalten.

Die Segmentierung und Rekonstruktion neuraler und vaskulärer Strukturen schließt sich nicht in die Untersuchungen mit ein.

Der Aditus ad Antrum und das Antrum mastoideum wurden als letzter Teil des Mittelohrraumes bearbeitet. Der Schwellenwert wurde beibehalten. Segmentiert wurde bis zum Übergang des Antrums in die pneumatisierten Zellen des Mastoids.

Dargestellt ist die Paukenhöhle mit angrenzenden Räumen in den Abbildungen 30, 31 und 32.

3.2.2.10 Trommelfell

Die Membrana tympani (Trommelfell) ist über den Anulus fibrocartilagineus in den Sulcus tympani eingelassen und trennt den äußeren Gehörgang vom Mittelohr. Segmentiert wurden das Trommelfell, das als anatomische Struktur dem Material „Membran“ zugeordnet wurde, und der Anulus, dem die Materialeigenschaft „Ligament“ zugeschrieben wurde.

Die Trommelfellmembran wurde auf jedem einzelnen Schnitt manuell, mit Unterstützung des *Brush*-Werkzeuges, segmentiert. Diese Struktur ist sehr fein, und so entstanden nach der Generierung des drei-dimensionalen Objekts einzelne Spalten. Korrigiert wurden diese abermals durch Interpolation der einzelnen Bilder.

Der Anulus fibrocartilagineus war gut zu erkennen (Abbildung 19 und 20), musste jedoch aufgrund seiner Feinheit manuell segmentiert werden.

Der Sulcus wurde nicht dargestellt, seine knöchernen Struktur diente als Grenze zum benachbarten Anulus fibrocartilagineus.

Dargestellt ist das Trommelfell in der Abbildung 19.

Segmentiert wurden bis auf Nerven und Gefäße sämtliche Strukturen des Mittel- und Innenohres. Im darauffolgenden Schritt der Rekonstruktion wurde die Paukenhöhle separiert von den übrigen Strukturen behandelt, da dies aufgrund der großen Datenmengen erforderlich wurde. Eine interaktive Darstellung konnte somit erhalten und Bearbeitungszeiten verkürzt werden.

Nachdem mithilfe des *GMC*-Algorithmus im *Amira-3D-Viewer* das drei-dimensionale Gesamtmodell durch Verknüpfung mit einem *Surface View*-Modul sichtbar gemacht worden war, wurde eine Stufenbildung erkennbar die, basierend auf den Schnittabständen der Bilder von 50µm und einer nicht absoluten Übereinstimmung der Bilder auf- und übereinander, zustandekam. Um diese Kanten abzuschwächen, sieht *Amira™* einen *Smooth Surface*-Algorithmus vor, der Oberflächen glättet, indem jeder äußerste Punkt einer Kante mit den Nachbarwerten gemittelt wird. Die Häufigkeit einer solchen Glättung kann in ein Feld manuell eingegeben werden. Lambda (λ) bezeichnet einen Koeffizienten, der den Bereich, in dem sich eine solche Verschiebung bewegen sollte, angibt. Er sollte zwischen den Werten null und eins liegen.

Die Farbzuzuordnung zu den einzelnen Strukturen wurde während des ganzen Prozesses verändert, um eine sinnvolle Abstimmung mit realen anatomischen Gegebenheiten zu erhalten. Zur Darstellung von Membranen wurde ein hautfarbener Ton verwendet, Knochen erscheinen elfenbeinfarbig, Luft wurde in türkis wiedergegeben, Ligamente in ocker, Muskeln werden rot dargestellt und Flüssigkeiten erhielten eine blaue Farbe, unabhängig von ihrer physiologischen Zusammensetzung als Peri- oder Endolymphe. Auch, wenn die Software eine noch realistischere Farbzuzuordnung zugelassen hätte, so wurde auf die Prägnanz der Darstellung und das Erscheinungsbild Wert gelegt.

Um im Anschluss an diese Arbeit numerische Simulationen, beispielsweise unter der Verwendung der Methode der Finiten Elemente, durchführen zu können, müssen

Gittermodelle in Form von Tetra- oder Hexahedrons geschaffen werden. Dies gelingt unmöglich mit der Gesamtheit der Datenpunkte und eine Reduzierung von Flächenpunkten, aus denen sich ein solches drei-dimensionales Modell zusammensetzt, muss vorgenommen werden. So hat das drei-dimensionale Modell des Mittel- und Innenohres eine Anzahl von 797.405 Punkten und 1.613.200 gegenüberliegende Flächen. Diese Anzahl der sogenannten *Faces* lässt sich durch einen *Simplification Editor* durch manuelle Eingabe verringern. Bei der Reduktion der Dreiecke muss jedoch darauf geachtet werden, dass diese nicht zu groß ist, da sonst in der nachfolgenden Ansicht löchrige Strukturen auftreten und besonders feine Strukturen, wie zum Beispiel der Ductus endolymphaticus, als zusammenhangslose Objekte erscheinen. Das *Tetra-Gen*-Modul berechnet aus einer geschlossenen Oberfläche ein Gittermodell bestehend aus Tetrahedrons. Diese können mit einem weiteren Modul *Tet to Hex* in Hexahedrons umgewandelt werden. Da die Rechnung mit Finiten Elementen nicht Bestandteil dieser Untersuchung ist, kann an dieser Stelle kein allgemeingültiger Wert für eine optimale Reduktion der Flächen rekonstruierter Strukturen angegeben werden.

Als Beispiel einer solchen Umwandlung kann die spätere Abbildung 120 (Ergebnis-Teil) genommen werden, in der die in dieser Arbeit drei-dimensional rekonstruierte Schnecke als Gittermodell dargestellt wird.

3.3 Messungen

3.3.1 Messmethodik

Quantitative Bestimmungen der anatomischen Strukturen wurden mit dem Algorithmus *Measuring* durchgeführt, der Messungen sowohl entlang der X-, als auch entlang der Y- und Z-Achsen zulässt. Vermessen wurden die aus den zwei-dimensionalen Bildern rekonstruierten drei-dimensionalen Objekte.

Da die Maße im Bild Millimeterangaben sein sollten, war eine Umwandlung der Bildparameter, die keine Einheit enthielten, notwendig. Dazu wurden im *Image Read Parameter* die Bildwerte 800 und 600 mit dem Wert für die Auflösung, $50 \mu\text{m} = 0.05 \text{ mm}$, multipliziert und somit Bilder in Millimetern erhalten.

3.3.2 Einzelne Messungen

3.3.2.1 Trommelfell

Zuerst wurde das Trommelfell ohne den Anulus fibrocartilagineus vermessen.

Der längste Durchmesser ergab sich als Verlängerung der Stria mallearis bis zum Rand der Membrana tympanica. Der quere Durchmesser wurde an der Stelle der größten Breite gemessen. Im Anschluss daran wurde von denselben Strukturen zusätzlich dem Anulus Maß genommen.

Die Trommelfellfläche wurde näherungsweise für beide Messungen bestimmt und ist in den Abbildungen 43 bis 46 erkennbar.

3.3.2.2 Hammer

Gemessen wurde sowohl die Länge des Manubrium mallei (Abb. 50), als auch die Länge von Caput und Collum mallei (Abb. 47), die zu einer Struktur zusammengefasst worden waren. Diese Angaben wurden zur Gesamthöhe addiert (Abb.49). Ebenso wurden die Durchmesser dieser drei Hammer-Bestandteile bestimmt, indem sie jeweils in der Mitte, wo sie ihre größte Breite hatten, vermessen worden waren (Abb.48 und 51).

Vom Ligamentum mallei superius wurden seine Breite am Ansatzpunkt, seine Länge und Höhe vermessen (Abb. 62 bis 64). In gleicher Weise wurden für die Ligamenta mallei anterius und laterale die Maße bestimmt. Die Breite wurde jeweils am Ansatz gemessen, für die Länge wurde der höchste Durchmesser genommen, und die Höhe wurde an der höchsten Stelle eingetragen (Abb. 59 bis 61 und Abb. 65 bis 67).

Die Breite des Musculus tensor tympani wurde, etwas entfernt von seinem Ansatz, am Manubrium mallei bestimmt.

Desweiteren wurden Höhe und Länge des Muskels notiert (Abb. 76 bis 78).

3.3.2.3 Amboss

Die Breite des Amboss wurde am Körper gemessen, die Länge wurde entlang einer Geraden durch Corpus und Crus longum bestimmt (Abb. 52 und 53).

Von den Ligamenta incudis superius und posterius wurden von der Breite und der Länge Maß genommen. Die Breiten wurden erneut an den Ansatzpunkten der Bänder, die Längen an den längsten Stellen eingezeichnet (Abb. 68 bis 71).

3.3.2.4 Steigbügel

Der Stapes wurde vermessen, indem durch beide Schenkel Linien gelegt worden waren. Gemessen wurde jeweils vom Kreuzungsmittelpunkt der Geraden. Diese Messtechnik ist in der unten stehenden Abbildung 25 dargestellt.

Die Länge der beiden Crura wurde bestimmt, die Gesamthöhe ermittelt, indem eine Linie durch Stapeskopf, Hals und Crus posterius gelegt wurde. Separat wurde die Gesamthöhe von Caput und Collum stapedis gemessen.

Der Quer-und Längsdurchmesser wurde ohne Berücksichtigung des Ligamentum anulare stapedis bestimmt (Abb. 54 bis 58).

Der Musculus stapedioides wurde an seiner Ansatzstelle in der Breite vermessen, zusätzlich wurde von der Höhe (Dicke) und der Länge Maß genommen (Abb. 73 bis 75).

Die quantitative Bestimmung der Basis stapedis erfolgte an der Stelle der größten Breite und der größten Länge ohne das Ligamentum anulare stapedis miteinzubeziehen (Abb. 57 und 58). Die Fläche der Stapes-Fußplatte wurde rechnerisch ermittelt, indem der Breiten-und der Längen-Wert miteinander multipliziert worden waren.

Schematische Darstellung der Vermessung des Steigbügels

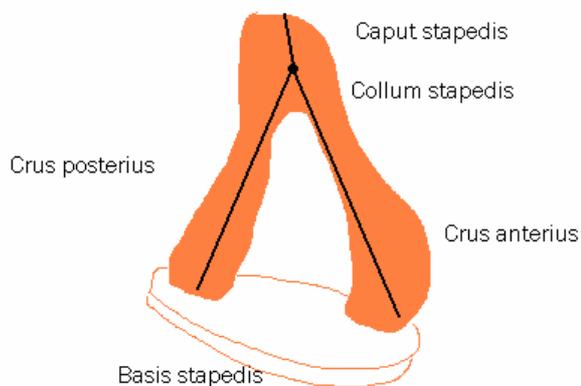


Abb.17

3.3.2.5 Ouales Fenster

Da die Stapes-Fußplatte über das Ligamentum anulare stapedis in das ovale Fenster eingelassen ist, wurde der Längs- und Querdurchmesser der Fenestra bestimmt, indem Breiten- und Längenausdehnung des Anular-Ligaments bestimmt wurde (Abb.79).

Durch eine Multiplikation der Maße wurde eine Berechnung der Fensterfläche durchgeführt.

3.3.2.6 Rundes Fenster

Das runde Fenster wird durch die Membrana tympani secundaria verschlossen. Diese hat Faltblattstruktur und ist somit abgewinkelt. Zur Breiten- und Längenbestimmung muss idealerweise von zwei aneinandergfügten Rechtecken ausgegangen werden, die nacheinander vermessen werden. Die Fläche wird jeweils für einen Teil durch Multiplikation bestimmt, und die Gesamtfläche durch Addition beider Ergebnisse erhalten (Abb.80 bis 82).

3.3.2.7 Vestibulum

Um eine optimale Messung des Längs- und Querdurchmessers zu erhalten, musste das Modell mehrfach rotiert werden, um die wirkliche Breite und Länge zu erhalten. Näherungsweise wird angenommen, der Vorhof hätte die Form eines Quaders (Abb.83 und 84).

3.3.2.8 Bogengänge

Die Breiten der knöchernen Bogengänge werden jeweils an den Wendepunkten der Halbbögen gemessen.

Für die Canales semicirculares anterior, posterior und laterale werden sowohl der Breiten-, als auch der Längsdurchmesser bestimmt (Abb.85 und 86, 88 und 89, 91 und 92).

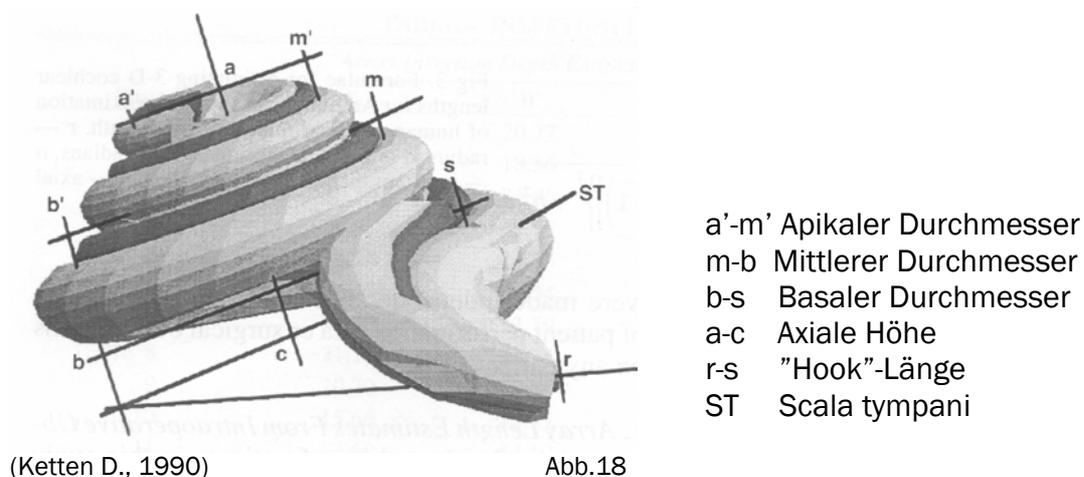
Die Durchmesser-Angaben beziehen sich auf die von den Bogengängen umschlossenen Räume (Abb.87, 90 und 93).

3.3.2.9 Schnecke

Zur Bestimmung der Schneckenmaße wurde ein kleineres Modell derselben mit einer Voxelgröße von 180x190x318 verwendet, um einen reduzierten Datensatz zu verwenden und somit eine geringere Bearbeitungszeit zu erhalten.

Die Vermessung der Schnecke orientierte sich an der Messmethodik von Ketten et al. (1998) und Wysocki (1999). Die folgende Abbildung 18 von Ketten soll den Vermessungsmodus besser verständlich machen.

Schematische Darstellung der menschlichen Cochlea zur Radius- und Höhenbestimmung der einzelnen Windungen im drei-dimensionalen Raum



Ein transparenter Betrachtungsmodus wurde gewählt, um einen Einblick in das Innere der Schnecke zu erhalten.

Zuerst wurde die axiale Höhe der Schnecke bestimmt, indem die Achse des Modiolus von der Spitze bis zur Basis vermessen wurde (Abb.102).

Höhe und Weite der Scala vestibuli und Scala tympani wurden jede halbe Schneckenwindung vermessen. Es wird davon ausgegangen, dass die Gesamtlänge der Schnecke 36.0 mm beträgt. Daraus ergaben sich nach der ersten halben Windung ein Untersuchungspunkt bei 7.2 mm Entfernung von der Schneckenbasis, die nächsten

Messungen wurden bei der ersten vollendeten Windung in 14.4 mm Entfernung von der Basis durchgeführt. Ein weiterer Untersuchungspunkt fand sich nach eineinhalb Windungen in 21.6 mm Entfernung von der Basis, dann wiederum nach zwei ganzen Windungen bei 28.8 mm Distanz vom Schnecken-Ursprung. Letzte Messungen wurden nach zweieinhalb Windungen bei 36.0 mm durchgeführt.

Nacheinander wurden erst die Höhe und die Weite der Scala tympani (Abb.104 bis 111), danach die der Scala vestibuli ermittelt (Abb.112 bis 119).

Die Weite einer Skala entspricht ihrem längsten Durchmesser, der parallel einer gedachten Verbindungslinie senkrecht zum Modiolus, bestimmt wurde.

Eine Höhenbestimmung erfolgte durch Vermessung des größten Querdurchmessers parallel zur Schneckenachse.

Die Durchmesser der basalen, mittleren und apikalen Schneckenwindung können einer Berechnung der Schneckenlänge dienen. Hierzu wurde je Windung eine zur Schneckenachse senkrechte Gerade durch die Lamina spiralis ossea gelegt, die von den äußeren Rändern zweier sich gegenüberliegender Schneckenseiten vermessen wurde. Anhand der ermittelten Werte für den Durchschnitt wurde der Radius berechnet, und die Formel $2\pi r$ verwandt, um die Längen der einzelnen Windungen zu erhalten. Die Gesamtlänge der Schnecke errechnete sich durch Addition dieser Einzelwerte (4.2.15, Ergebnis-Teil).

3.3.2.10 Aquaeductus vestibuli

Zur Untersuchung der Länge des Aquaeductus vestibuli musste der Kanal, der sich bogenförmig krümmt, in zwei Abschnitte gegliedert werden. Die Längen wurden für jeden Teil bestimmt und zur Gesamtlänge addiert (Abb.94). Der Durchmesser des Kanals wurde in kurzer Entfernung zu seinem Abgang gemessen (Abb.95). Des weiteren wurden der Längs- und Querdurchmesser des Saccus bestimmt, und aus diesen Messungen die Mündungsfläche berechnet (Abb.96 und 97).

3.3.2.11 Aquaeductus cochleae

Das Längsmaß wurde entlang der Mittellinie genommen. Entsprechend dem Aquaeductus vestibuli wurde der Kanal bis zu seiner Krümmung zweigeteilt, um ein

realistisches Ergebnis zu erhalten. Weiterhin wurde der kleinste Durchmesser ermittelt, die dünnste Stelle in kurzer Distanz zur Abwinklung des Aquaeductus cochleae (Abb.99). Für die Mündung wurden der Längs- und Querdurchmesser als Mess-Parameter erhalten (Abb.100 und 101). Der Kanalausgang hat eine acht-förmige Struktur, somit wurde für den kurzen Durchmesser die mittlere Breite gewählt. Zur Vermessung der dreidimensionalen Strukturen wurden keine einheitlichen Messebenen gewählt, sondern Ebenen bestimmt, in der man die genauesten und realistischsten Ergebnisse erhielt. Um keine unterschiedlichen Messergebnisse für Betrachtungen aus unterschiedlichen Richtungen zu erhalten, musste das zu vermessende Objekt immer wieder um seine verschiedenen Achsen rotiert werden.

4. ERGEBNISSE

4.1 Ergebnisse der Anatomischen Rekonstruktion

4.1.1 Strukturen des Mittelohres

Als Trennung des Gehörgangs vom Mittelohr, das der paries membranaceus der Paukenhöhle entspricht, wurde das Trommelfell mit dem Anulus fibrocartilagineus rekonstruiert. Deutlich sind Stria mallearis, Prominentia mallearis und der Umbo membranae tympanicae als Wölbungen des Trommelfells zu erkennen. Auch Pars tensa und Pars flaccida lassen sich voneinander abgrenzen. Bei der Erkennung der Trommelfellstruktur gab es während der Segmentierung keine Schwierigkeiten. Der Anulus fibrocartilagineus ließ sich ebenfalls problemlos darstellen. Er umgibt die Membran des Trommelfells randwallartig. Über ihn ist die Membrana tympanica in den Sulcus tympanicus eingelassen. In den Abbildungen 19 und 20 sind beide Strukturen dargestellt. Die Membran des Trommelfells erscheint als hautfarbene, der Anulus fibrocartilagineus als gelbe Struktur.

Malleus, Incus und Stapes wurden als Bestandteile der Paukenhöhle rekonstruiert.

Alle Gehörknöchelchen waren zur Luft der Paukenhöhle gut abgrenzbar.

Am Hammer sind folgende Strukturen eindeutig darstellbar: Caput, Collum und Manubrium mallei, Processi anterior und lateralis, die Articulatio incudo-mallearis. Der Kopf hat eine eiförmige Struktur und wird über den Hammerhals mit dem Manubrium verbunden. Am Collum mallei verbindet sich der Hammer über eine ovoide Gelenkfläche mit dem Amboss. Der Processus anterior ist ein feiner Fortsatz des Hammerhalses .

Der Hammer ist in den Abbildungen 22 bis 25 in seiner räumlichen Beziehung zu den anderen Gehörknöchelchen sichtbar.

Die Ligamenta mallei anterius, laterale und superius konnten dargestellt werden. Das vordere Band setzt am Hammerhals, kurz oberhalb des processus anterior, an und ist nahe dem Musculus tensor tympani lokalisiert.

Es handelt sich um ein sehr kräftiges Band wie in Abbildungen 25 und 26 sichtbar wird.

Die morphologische Untersuchung des Incus ergab die folgenden anatomischen Verhältnisse: im Vergleich zu den beiden Schenkeln ist der Ambosskörper eine massive Struktur, die sich acht-förmig darstellt (Abb.23).

Die *Articulatio incudo-mallearis* hat die Form einer Rinne, mit der sie sich dem *Caput mallei* anpasst. Das *Crus breve* ist eine kegelförmige Ausziehung des *Corpus incudis*. Von ihm nimmt das breite und zwei-köpfige *Ligamentum incudis posterior* seinen nahezu punktförmigen Ursprung. Das *Crus longum* schlägt am Übergang zum Stapes-Kopf einen Haken, der von der Längsachse des Schenkels abweicht.

In Abbildung 26 wird der Abgang des *Ligamentum incudis superior* und dessen Verlaufsrichtung zum *Recessus epitympanicus* deutlich.

Der Steigbügel wird in Abbildung 24 in seiner Gesamtheit sichtbar. Ein dreiecksförmiger Kopf ist der kuppelförmige Ausgangspunkt für die beiden *Crura anterius* und *posterius*. Das letztere ist nach außen stärker gekrümmt als der vordere Schenkel und des weiteren in seiner Breite reduziert. Das *Caput stapedis* kommt Dach-ähnlich auf den beiden *Crura* zum Liegen. Am Übergang zu den Schenkeln setzt der *Musculus stapedius* längs-ovoid an. Er hat einen geringeren Durchmesser als der *Tensor-tympani*-Muskel.

Die Stapesfußplatte, auf die besonderes Augenmerk gelegt wurde, ist gewölbt und nach außen konvex geformt. Das *Ligamentum anulare stapediale* legt sich als Ringband um die *Basis stapedis* (Abb.27). An den Seitenrändern nimmt es an Höhe zu. Seine Form ist elliptisch.

Die *Cavitas tympanica* wird von sechs Wänden begrenzt.

Sie wird als luftgefüllter Raum in türkiser Farbe dargestellt (Abb. 30 bis 32).

Als erstes fällt der *Paries tegmentalis* auf, deren Bestandteil der *Recessus epitympanicus* ist. Dieser Teil der Paukenhöhle wölbt sich nach kranial über die Höhe des Trommelfells hinaus.

Der *Paries jugularis* wird durch *Cellulae tympanicae* markiert.

Die laterale Wand, *Paries membranaceus*, wird in dieser Darstellungsweise als Negativ-Abdruck der *Membrana tympanica* dargestellt. Erkennbar sind der *Umbo membranae tympanicae*, die *Stria* und die *Prominentia mallearis*, die eine zeltförmige Ausstülpung des Trommelfells hervorrufen.

An der *Paries labyrinthicus* wird die *Fenestra cochleae* als Ausguss der *Fossula fenestrae cochleae* als dreieckig ausgezogene Struktur der Paukenhöhle sichtbar. Ebenso wölbt sich an dieser medialen Wand die basale Schneckenwindung in die *Cavitas tympanica* vor,

weshalb das Promontorium als Kompressionsstruktur erkennbar wird. An dem Paukenhöhlenmodell lässt sich an der Rückseite die Prominentia canalis semicircularis lateralis als ein Abdruck erkennen, der die Fenestra vestibuli bogenförmig überspannt.

Die hintere Wand, Paries mastoideus, wird durch den Aditus ad Antrum, der eine Verschmälerung der Paukenhöhlenstruktur zur Folge hat, und das Antrum mastoideum als erneute Verbreiterung der Cavitas tympanica, abgebildet. Zahlreiche Cellulae mastoideae sind aufgrund ihrer Pneumatisation als blasige Strukturen erkennbar.

Der Übergang der Paukenhöhle in den knöchernen Teil der Tuba auditiva bezeichnet die vordere Wand, Paries caroticus. Hier ist das Ostium tympanicum tubae auditivae erkennbar. Die Eustachische Röhre hat Keilform und läuft spitz auf den Isthmus zu, der als Begrenzung der Rekonstruktion gedient hat.

Die Rekonstruktion der Cavitas tympanica gestaltete sich als einfach, da die Segmentierungsgrenze Luft-Knochen leicht getroffen werden konnte. Allerdings erwies sich eine Zuordnung der anatomischen Strukturen als nicht einfach, da der Inhalt des Mittelohres als luftgefülltes Modell dargestellt wurde, auf das eine Aufsicht erfolgte. An dieser Stelle ist ein gutes Verständnis der Räumlichkeit anatomischer Strukturen vorteilhaft, da angrenzende Strukturen in diesem Modell nur als Negativ-Abdrücke dargestellt werden. Hilfreich ist hier die Möglichkeit einer beliebigen Rotation um die verschiedenen Achsen.

Segmentierung und Rekonstruktion in einem Modell erschien aufgrund der großen Datenmengen als nicht sinnvoll, da Bearbeitungszeiten sich erheblich verzögert hätten und eine interaktive Navigation nicht mehr möglich gewesen wäre.

4.1.2 Strukturen des Innenohres

Das Vestibulum wurde wie die übrigen Strukturen des Innenohres als flüssigkeitsgefüllter Raum dargestellt, das heißt, die Segmentierung und spätere Rekonstruktion erfolgte anhand des Peri- und Endolymph-Verlaufs (Abb.83 und 84). Utriculus und Sacculus, deren äußere Umrisse erkennbar sind, verleihen dem Vorhof eine blasenartige Gestalt. Weder die Macula utriculi, noch die Macula sacculi wurden rekonstruiert. Das Bildmaterial ließ keine eindeutige Aussage über diese Sinnesfelder zu. An der Vorseite geht das Vestibulum in die Schnecke über, an der Hinterseite münden die drei Bogengänge des Vestibulärapparates.

Bei der Segmentierung der Bogengänge wurde wie zuvor kein Unterschied zwischen den verschiedenen Flüssigkeiten gemacht, sodass auch hier der Abdruck der knöchernen Struktur entstand. So wurden die Canales semicirculares, und nicht die häutigen Ductus semicirculares, dargestellt.

Unterscheidbar werden der obere und der hintere Bogengang durch die einheitliche Mündung in den Utriculus, das Crus osseum commune. Sowohl der Canalis semicircularis anterior (superior), als auch der Canalis semicircularis posterior sind nahezu hufeisenförmig (Abb. 35 und 36). Ihre Lage zueinander erscheint rechtwinklig. Sie sind schlanker als der Canalis semicircularis lateralis (horizontalis) und haben einen größeren Durchmesser (Tabb. 16.1 et 16.2), wie in dem folgenden Ergebnisteil „Messungen“ deutlich wird. Der laterale Bogengang mit dem höchsten Durchmesser ist bohnen- oder nierenförmig.

Alle drei Canales werden an ihren Scheitelpunkten schmaler. Diese Beobachtungen werden im Ergebnisteil „Messungen“ (Tab. 16.2) quantifiziert.

Als Übergang zum Utriculus werden die Ampullae osseae lateralis, anterior und posterior als Auftreibungen der Bogengänge sichtbar.

Aufgrund ihrer geringen Abmessungen konnten sowohl der Ductus utriculo-sacculus, als auch die Verbindung zwischen Utriculus und Sacculus, als auch der Ductus reuniens, der den Sacculus mit der Scala media verbindet, nicht segmentiert und rekonstruiert werden.

Der Verlauf des Aquaeductus vestibuli, der zwischen Utriculus und Sacculus seinen Ursprung hat, konnte erkannt und rekonstruiert werden. Nach seinem Ursprung hat er einen bogenförmigen Verlauf, bis er als fächerförmiger Saccus endolymphaticus endet (Abb. 37).

Alle flüssigkeitsgefüllten Räume des Innenohres sind blau gefärbt.

Die Darstellung der Schneckenstruktur ist komplex, wie sie sich aus ihrer spiralförmigen Struktur und den verschiedensten Bestandteilen ergibt. Von außen betrachtet, fällt die zweieinhalb-fache Windung der Schnecke auf. Da es sich bei dem Präparat um eine linke Cochlea handelt, windet sich die Schnecke rechts. Das Ligamentum spirale begrenzt die Skalen von der Basis bis zur Spitze, dem Helikotrema, und wird als gelbes Band dargestellt. Seine Breite nimmt, dem Verlauf folgend, nach apikal ab. Gut erkennbar wird die „Hook“-Region im basalen Anteil der Schnecke vor ihrer Mündung in das Vestibulum. Eine Abflachung der mittleren und oberen Schneckenwindung in Richtung Paukenhöhle fällt auf.

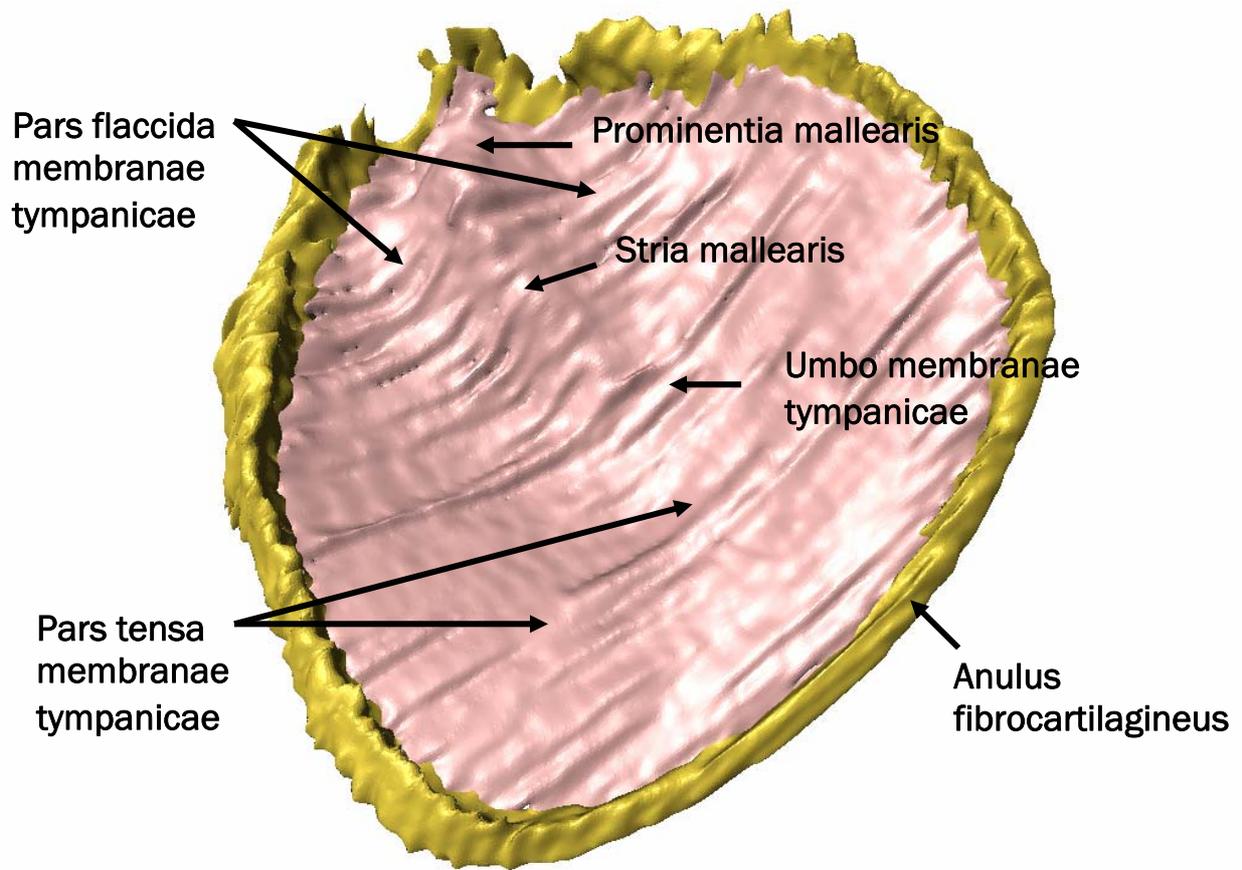
Um das Innere der Schnecke betrachten zu können, wurde der transparente Betrachtungsmodus gewählt. Erkennbar wurde durch die Rekonstruktion der Lamina spiralis

ossea die Morphologie des Modiolus, der sich baumartig aufspannt. In dieser Weise sind die Scala tympani und die Scala vestibuli einsehbar, was für die Vermessungen notwendig war. Die Maße dieser Strukturen befinden sich im Ergebnisteil „Messungen“ (Tabellen. 15.1, 15.2, 15.3 und 15.4). Die Querschnitte beider Skalen haben Nierenform. Die Scala media und somit die Reissner-Membran, die die Trennung zur Scala vestibuli bildet, konnten nicht separiert werden. Die Basilarmembran konnte aufgrund der zu geringen Auflösung nicht zufriedenstellend rekonstruiert werden. Es ist lediglich eine Faltblatt-artige Treppenstruktur ohne Kontinuität zu erkennen. Ansatzweise wird die Breitenzunahme der Membran von der Basis zur Schnecken Spitze in den Abbildungen 41 und 42 deutlich.

4.2 Bildatlas der rekonstruierten Mittel- und Innenohr-Strukturen

Membrana tympanica

Abb.19



Anulus fibrocartilagineus et Membrana tympanica

Abb.20

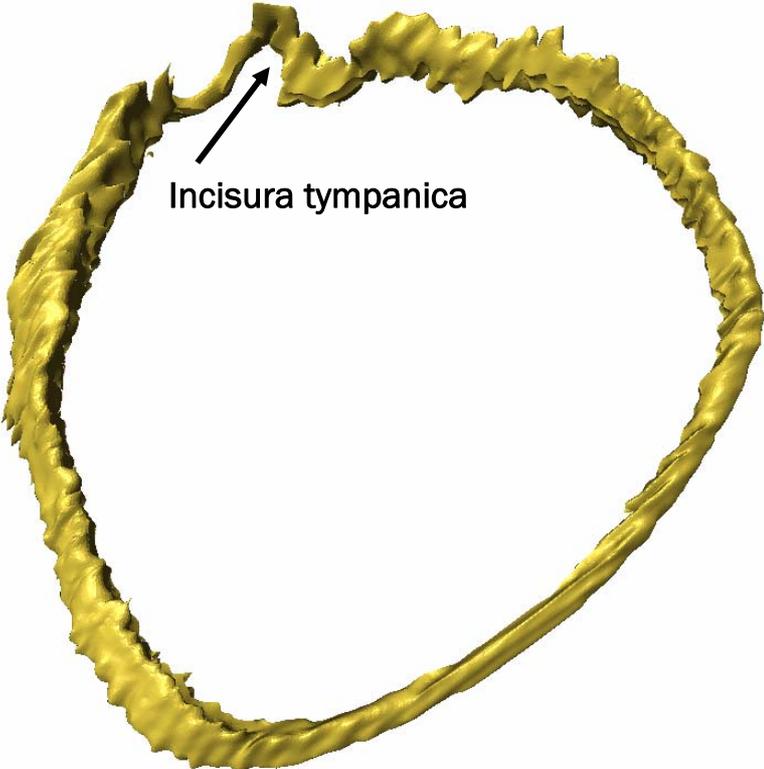
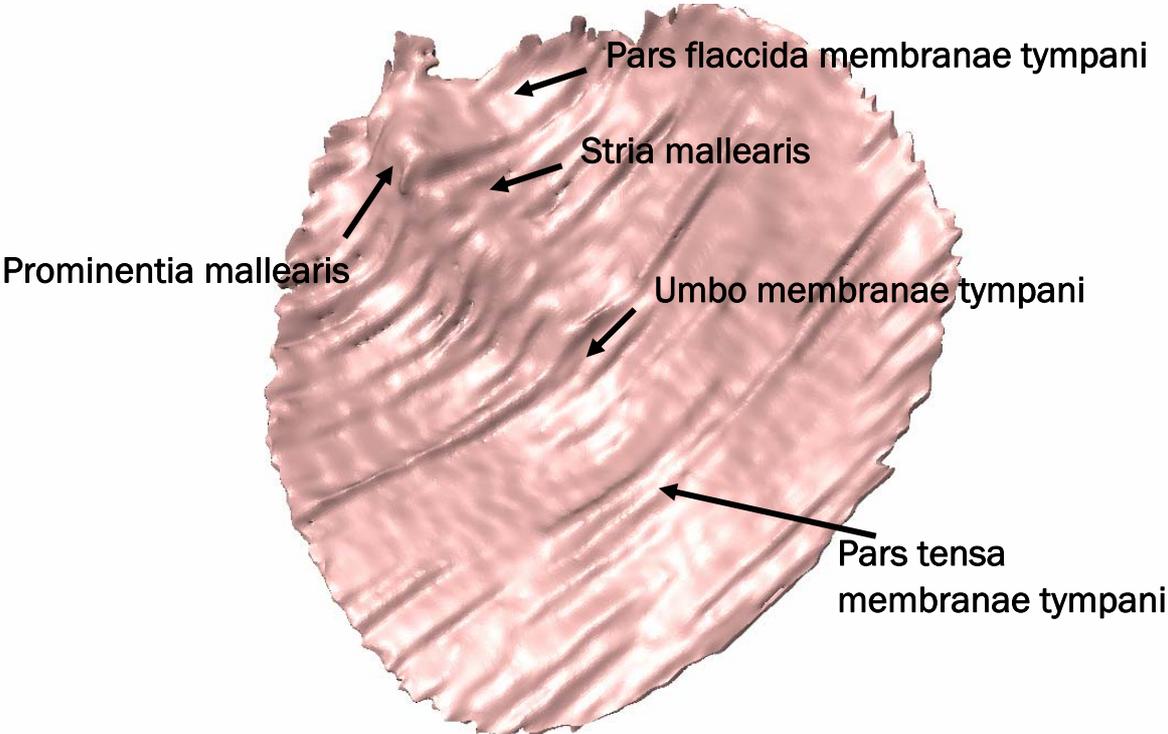


Abb.21



Malleus • Incus • Stapes

Abb.22

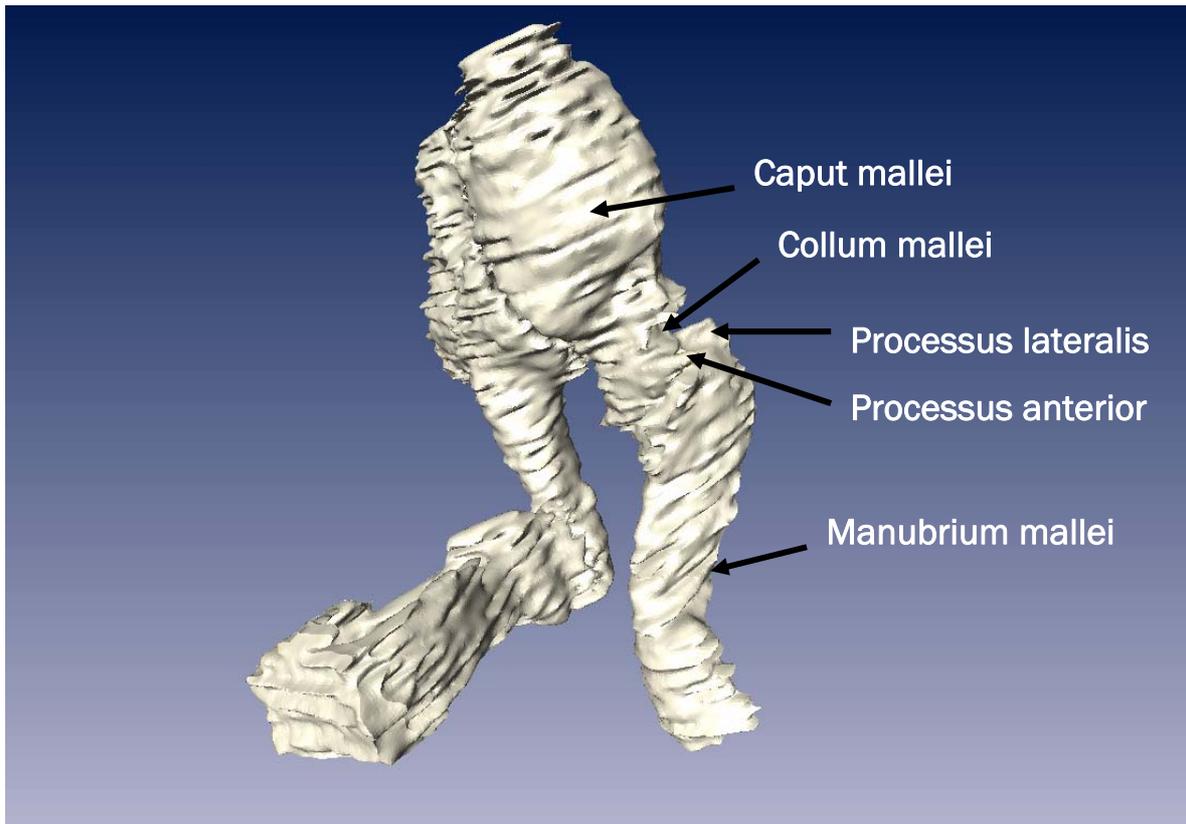
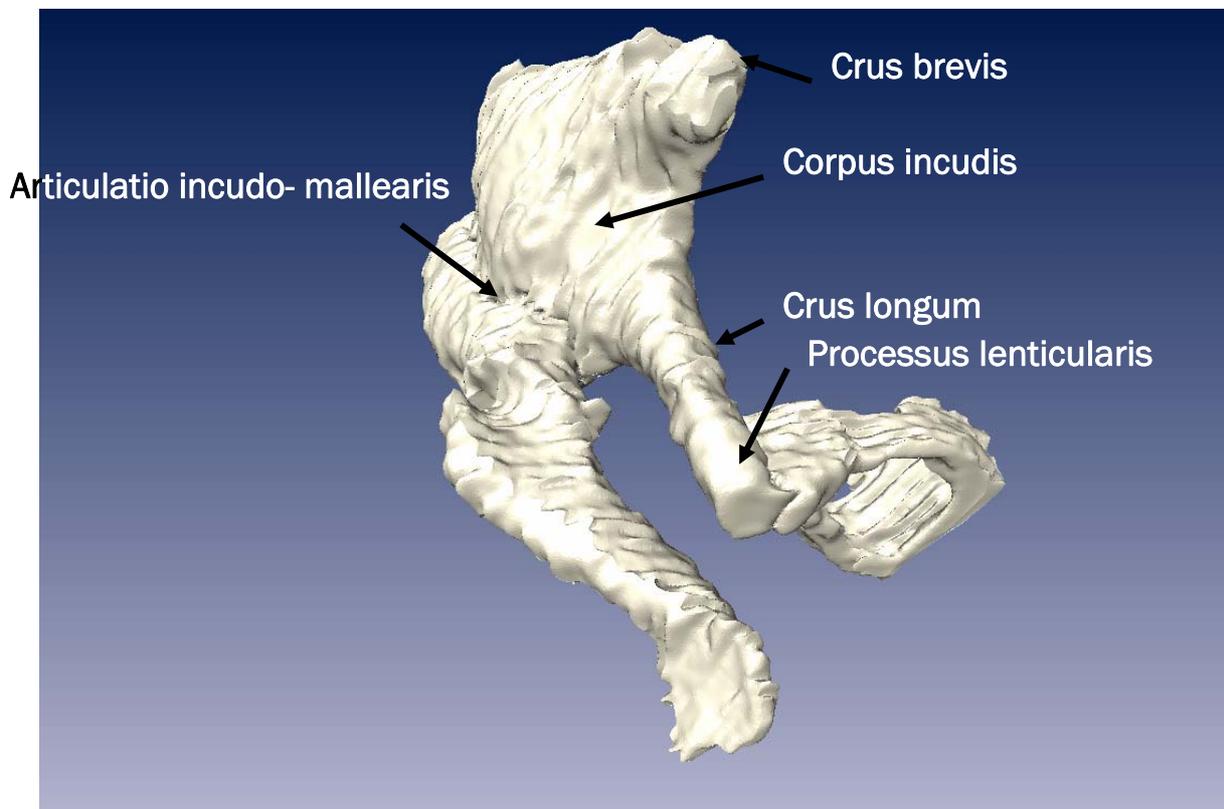
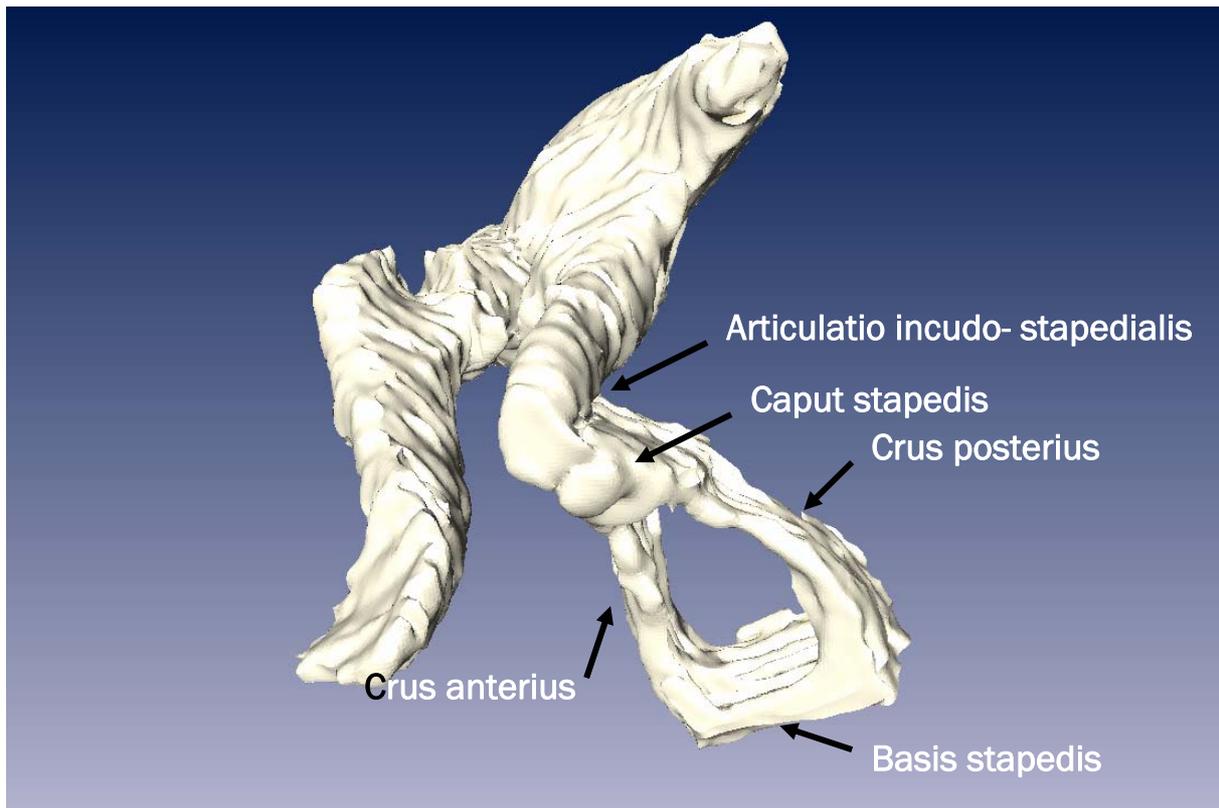


Abb.23



Malleus • Incus • Stapes

Abb.24



Ligamenta ossiculorum auditorium

Abb.25

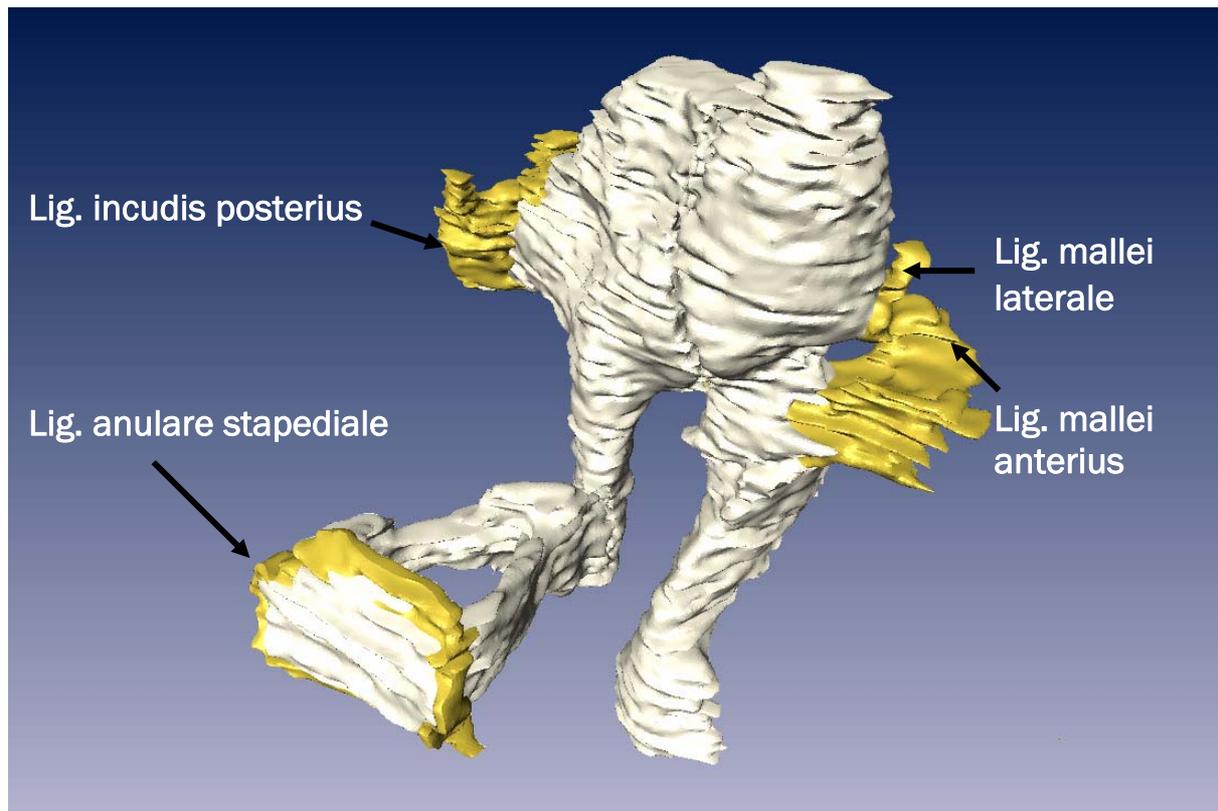
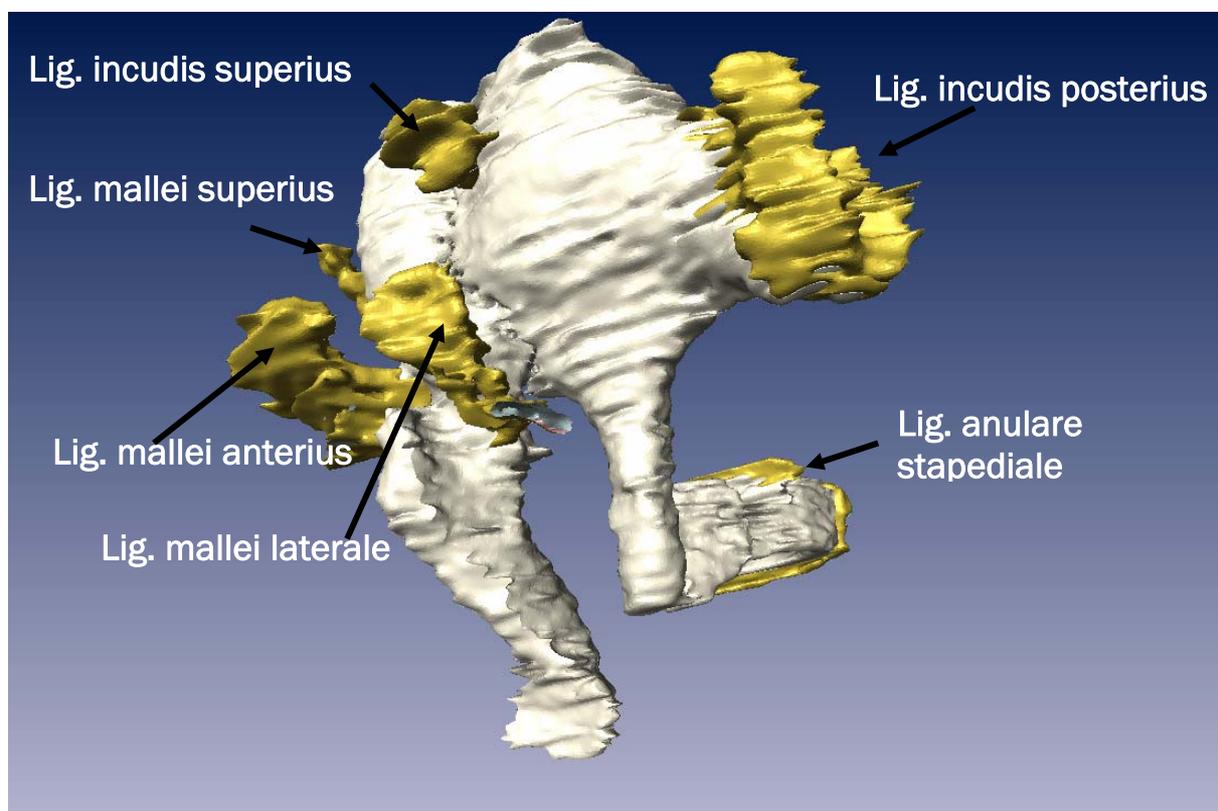
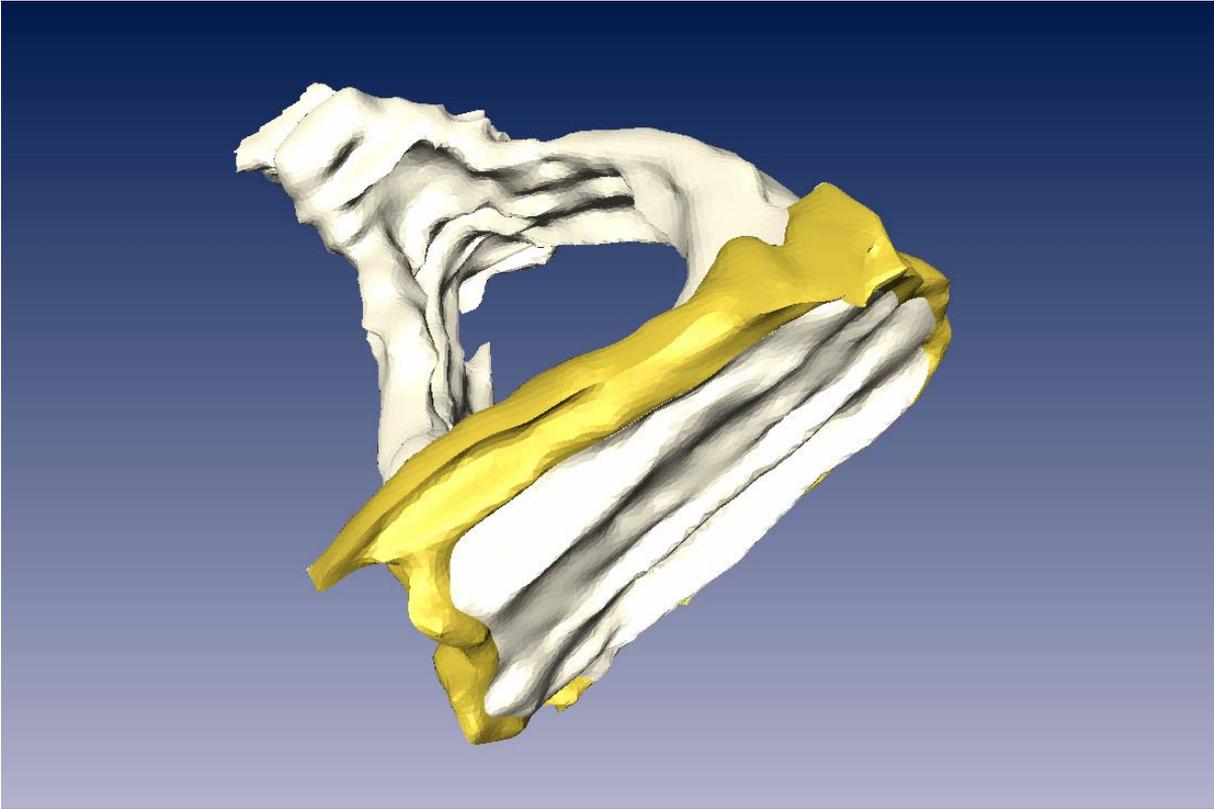


Abb.26



Stapes et Ligamentum anulare stapediale

Abb.27



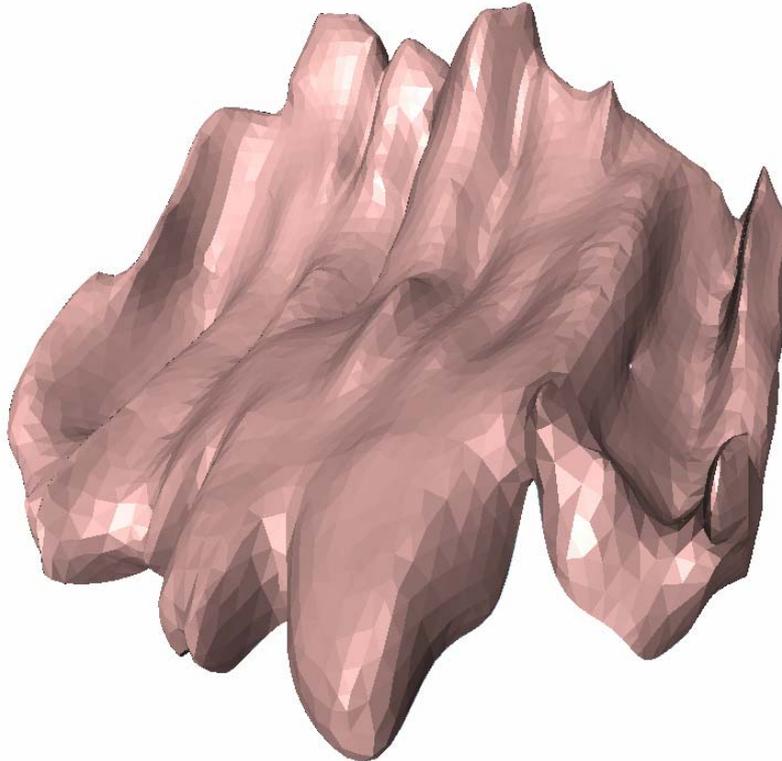
Fenestra vestibuli

Abb.28



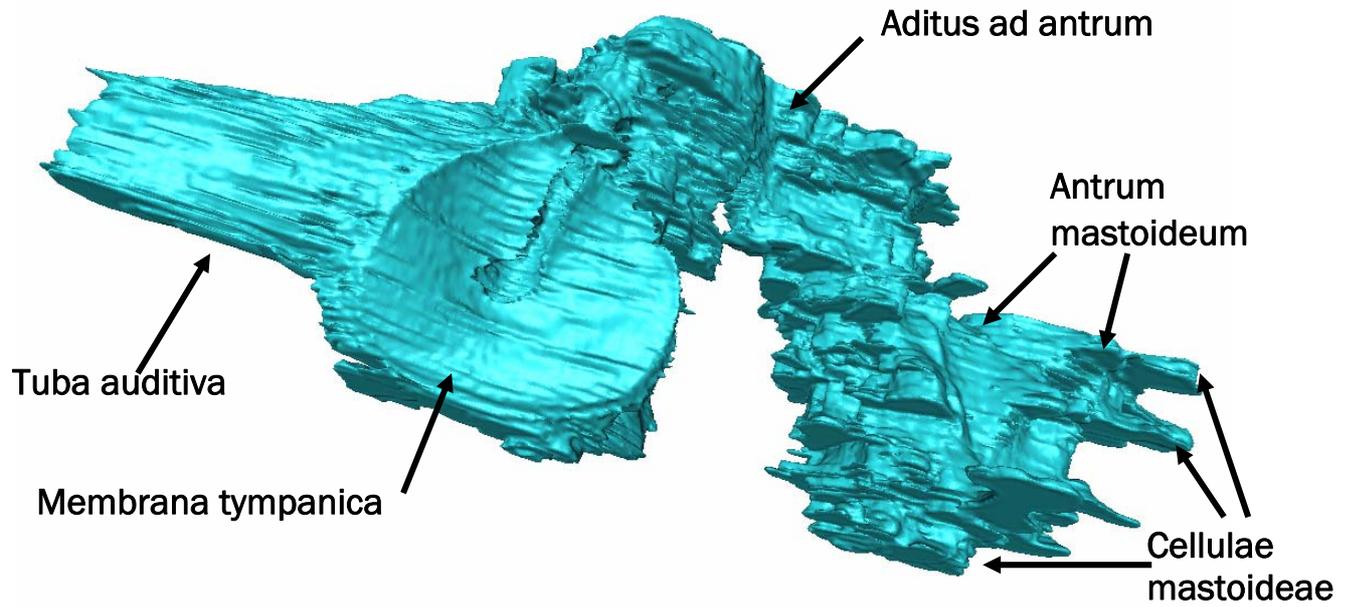
Fenestra cochleae • Membrana tympani secundaria

Abb.29



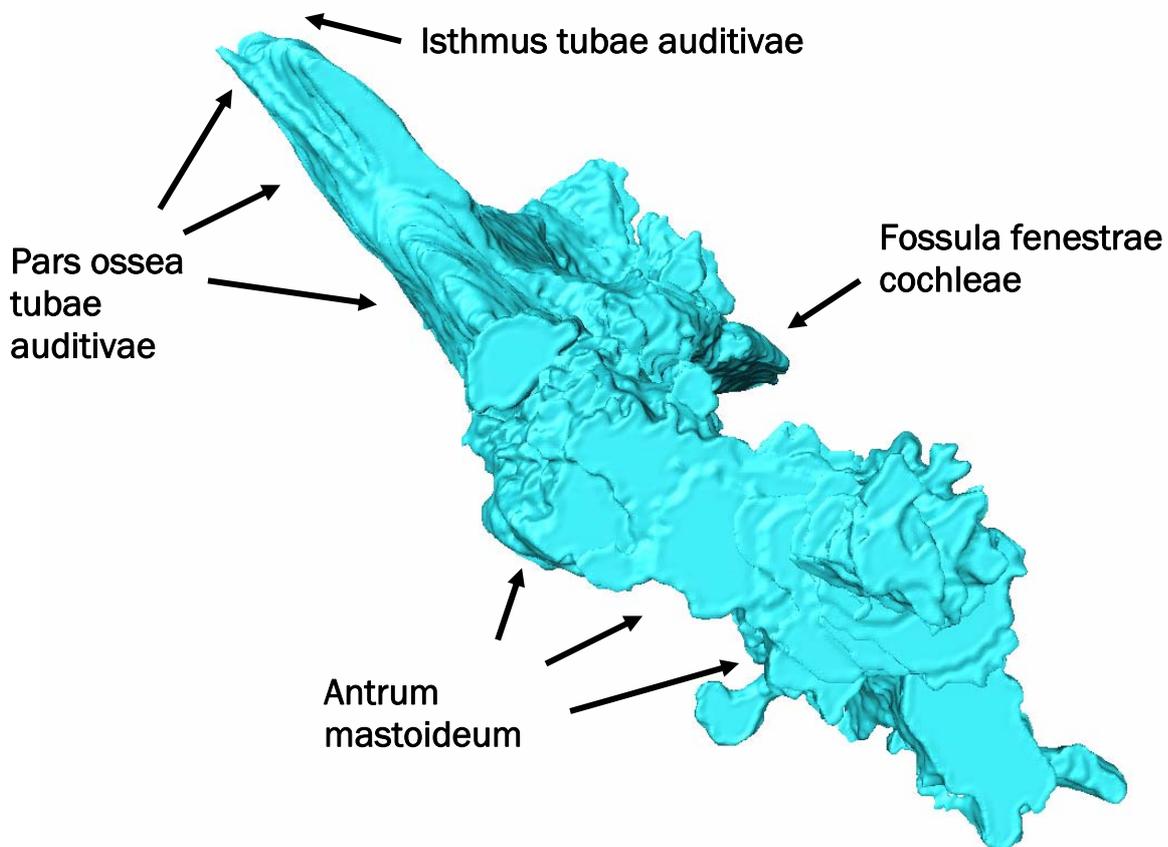
Cavitas tympanica von lateral

Abb.30



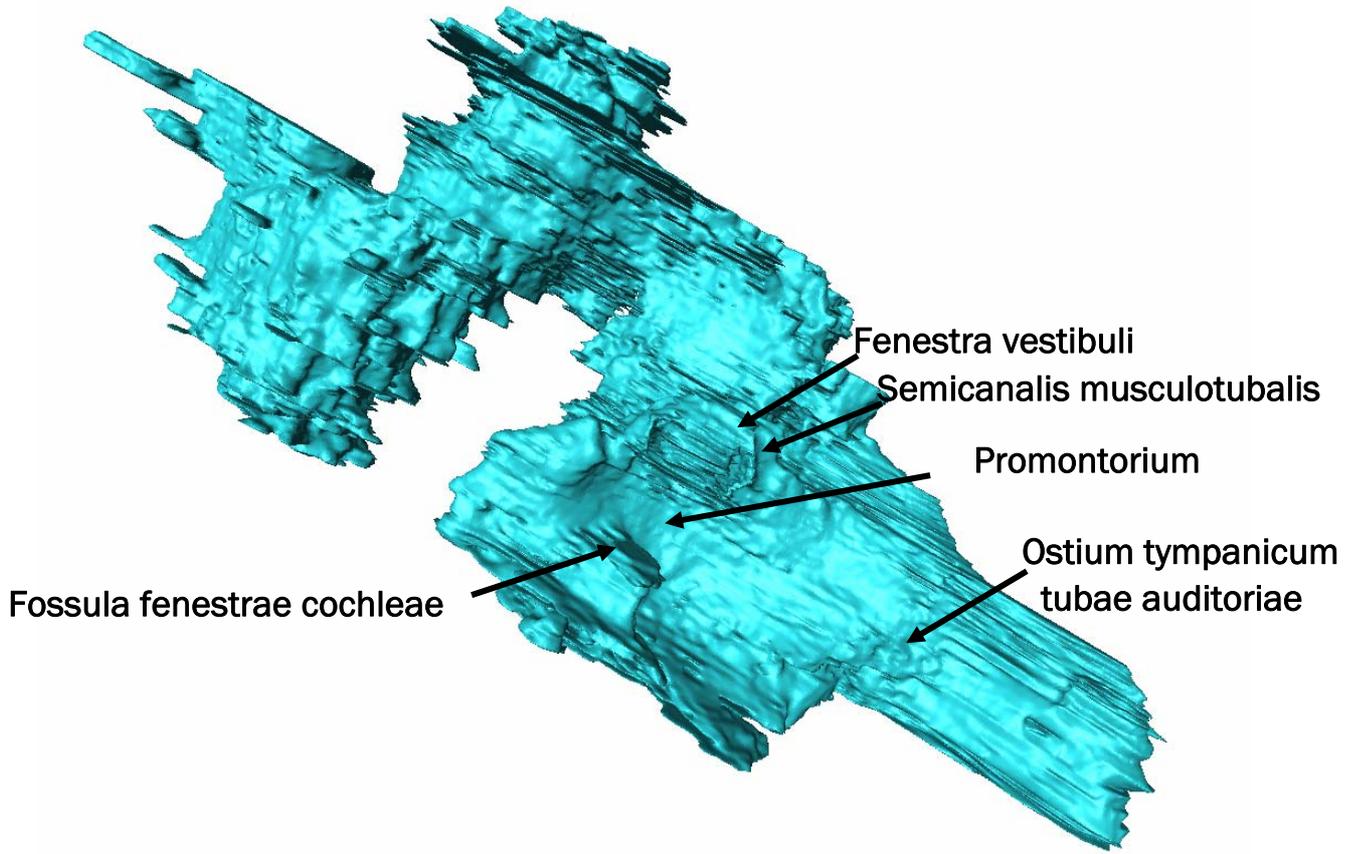
Cavitas tympanica von kaudal

Abb.31



Cavitas tympanica von antero- medial

Abb.32



Ossicula auditoria • Auris interna

Abb.33

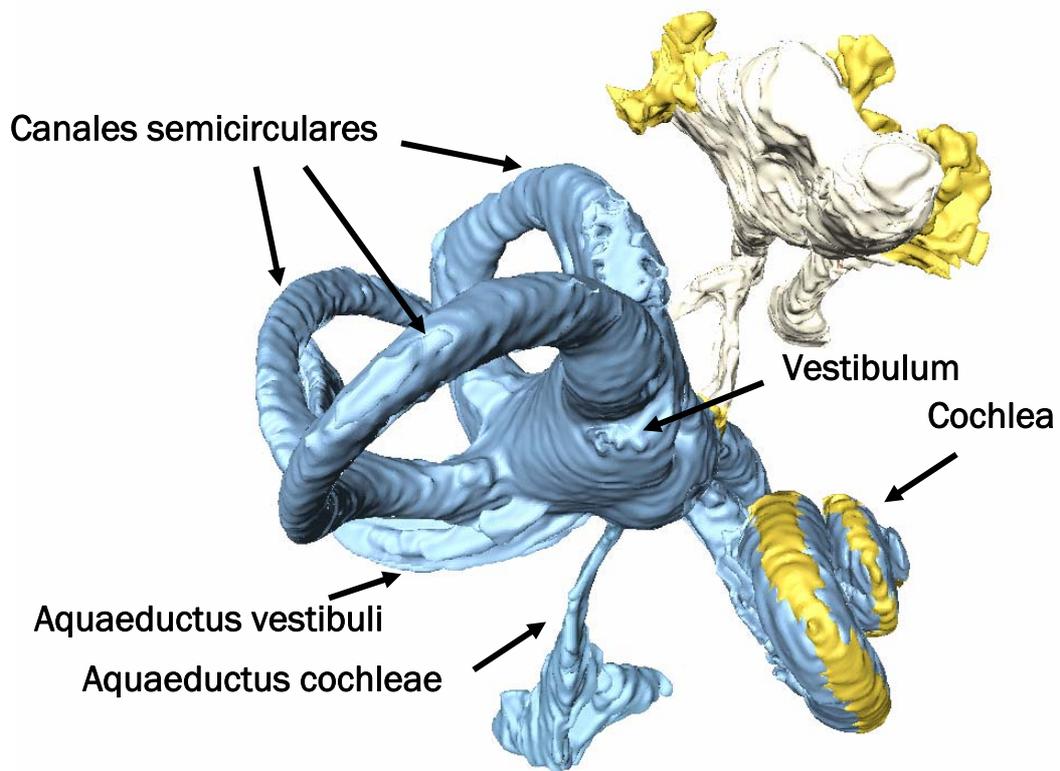
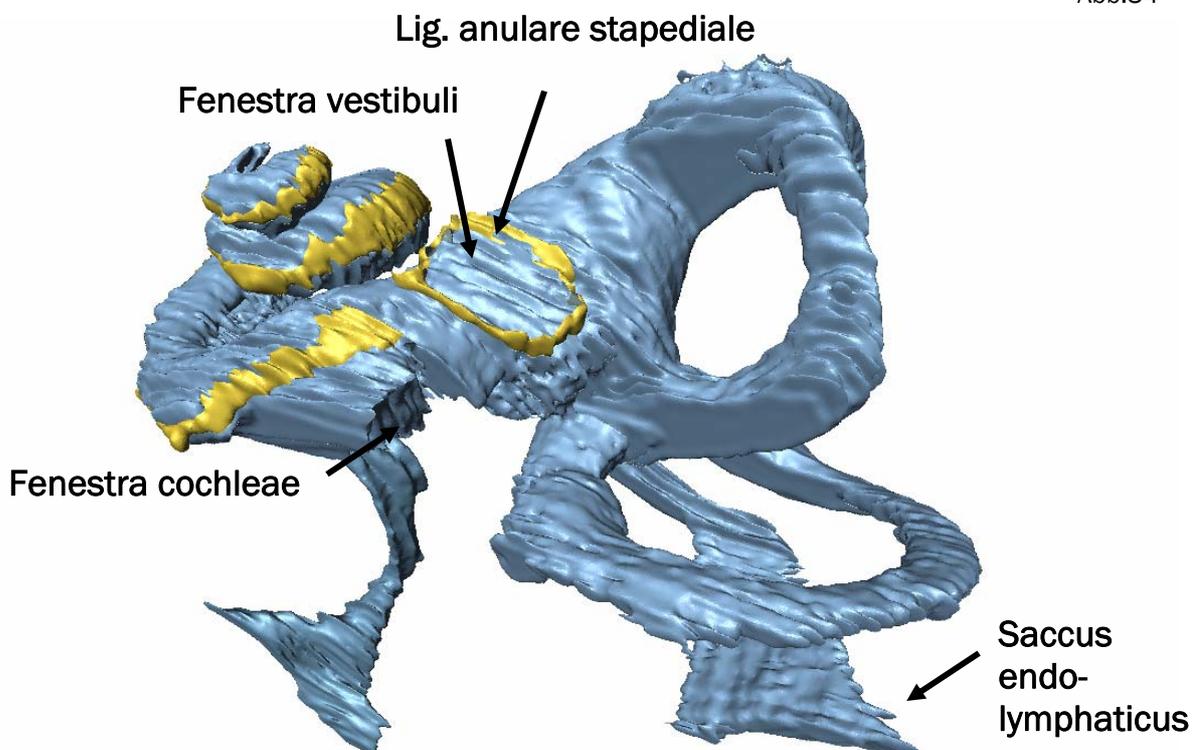
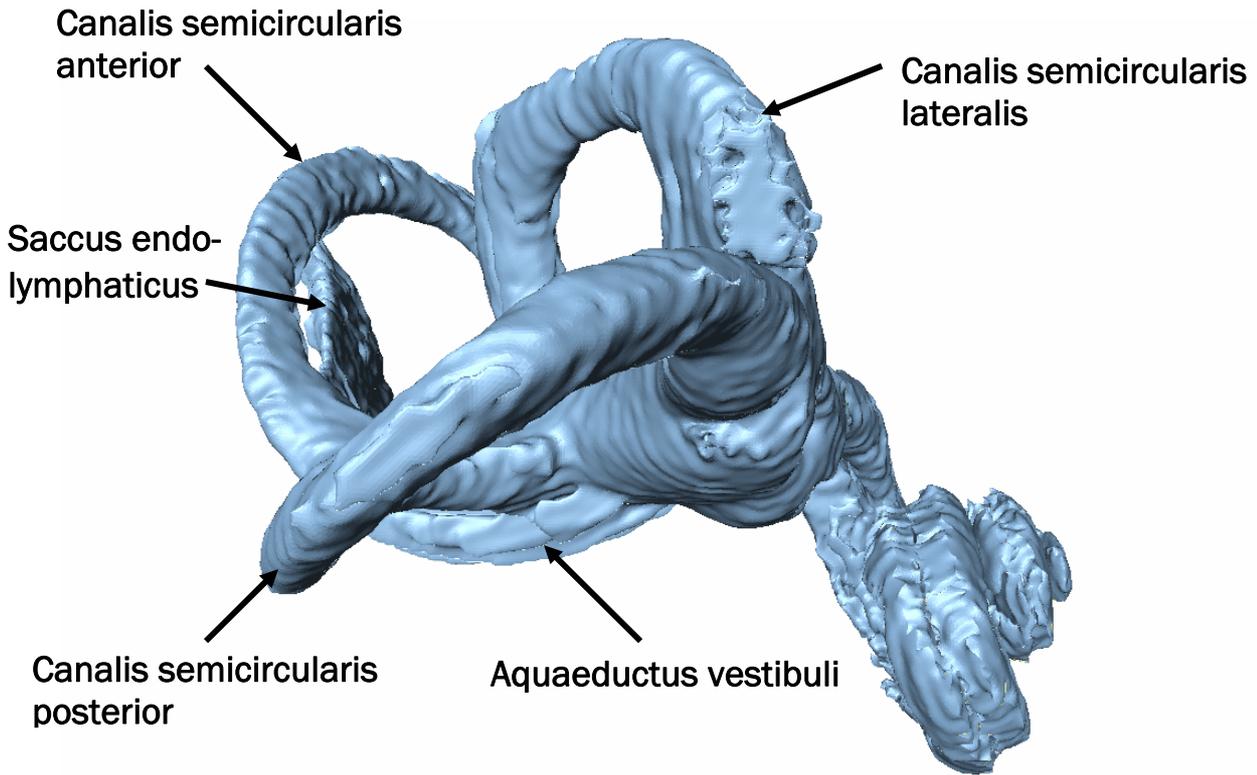


Abb.34



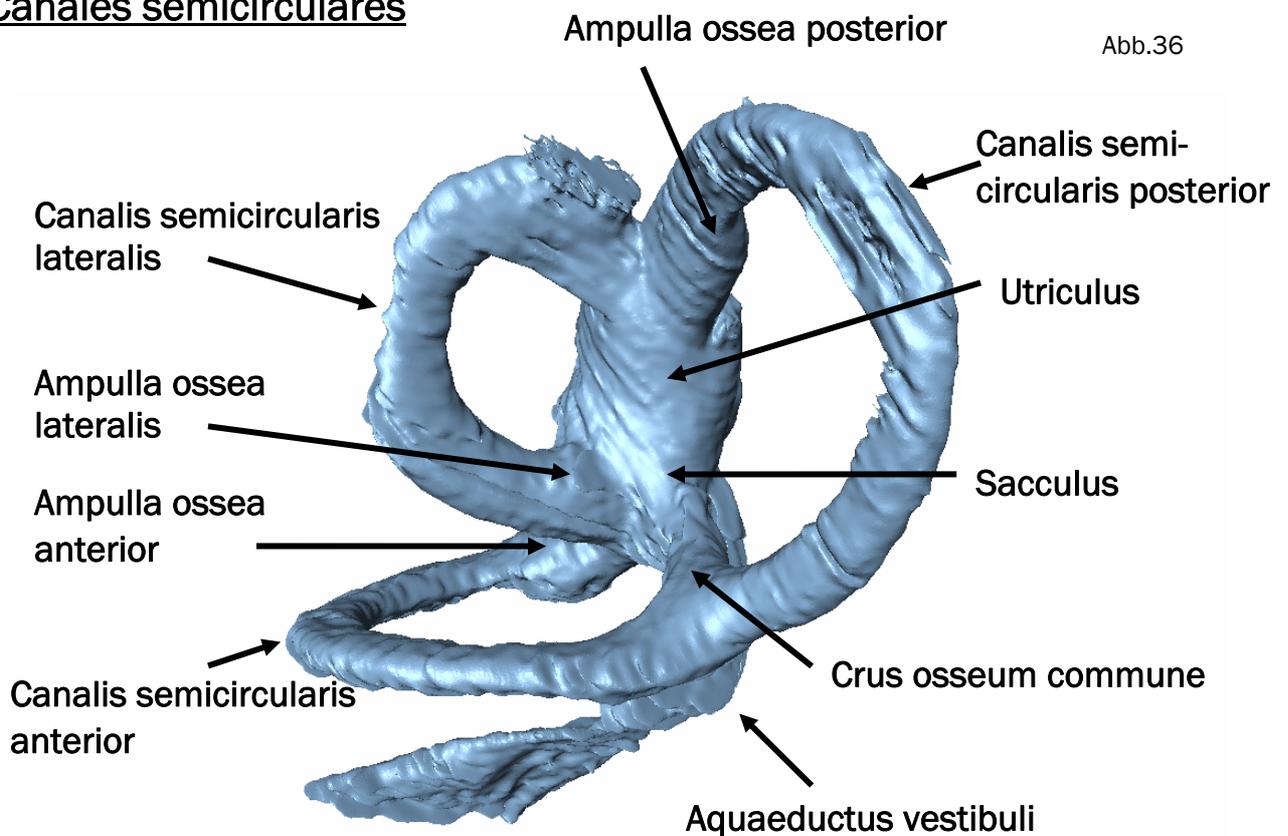
Auris interna • Canales semicirculares

Abb.35



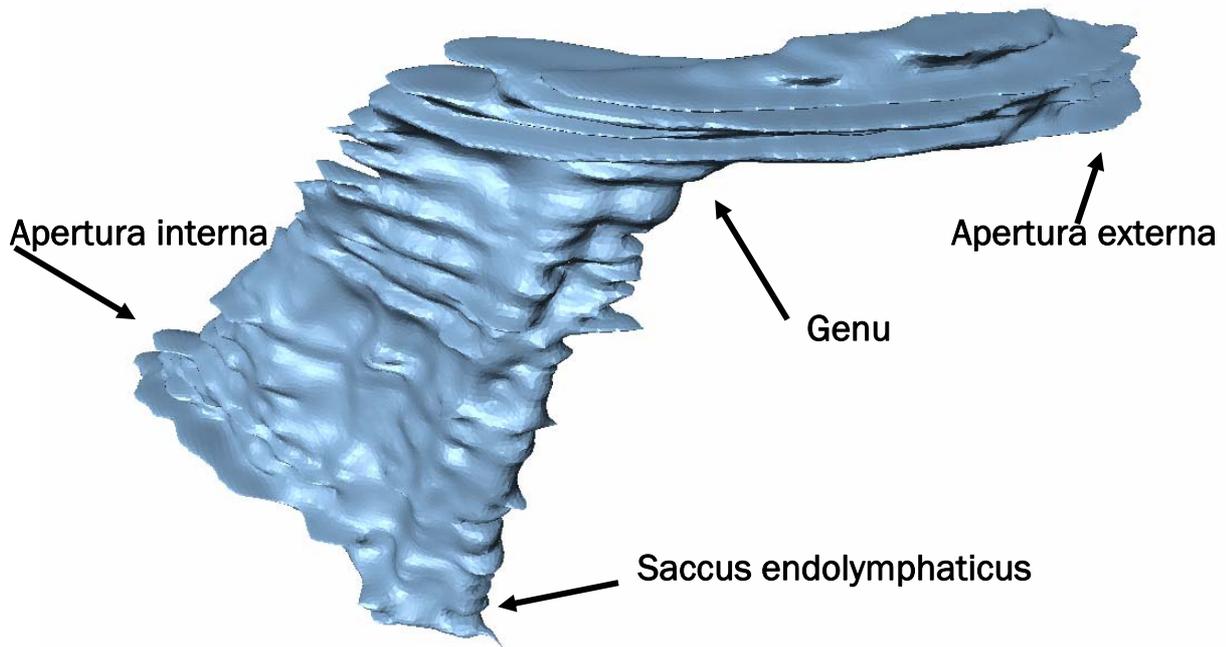
Canales semicirculares

Abb.36



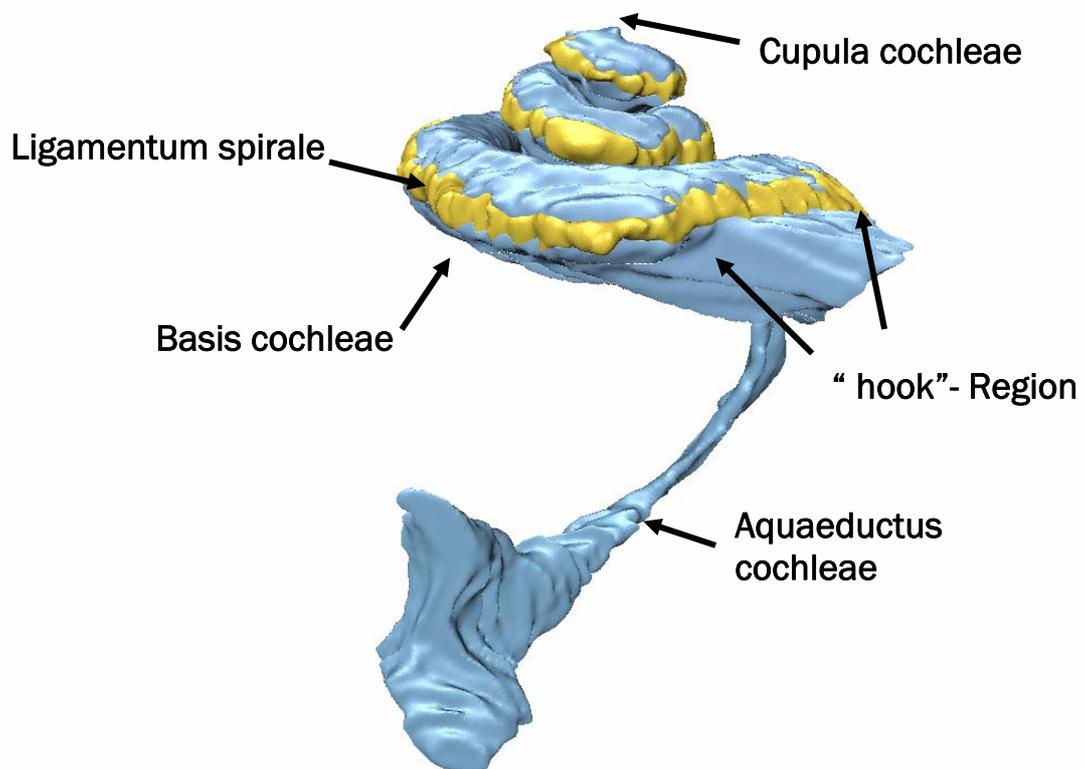
Aquaeductus vestibuli • Saccus endolymphaticus

Abb.37



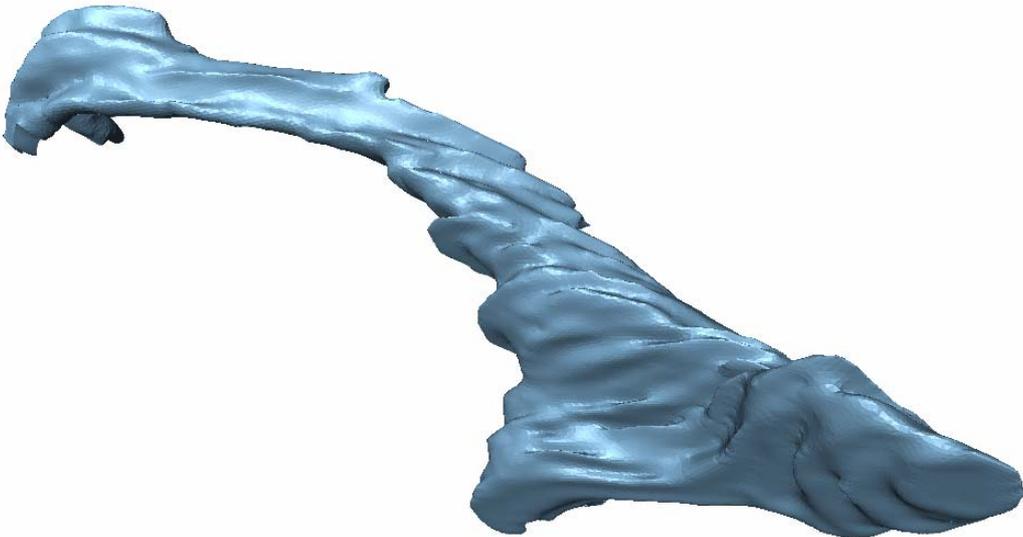
Cochlea • Aquaeductus cochleae

Abb.38



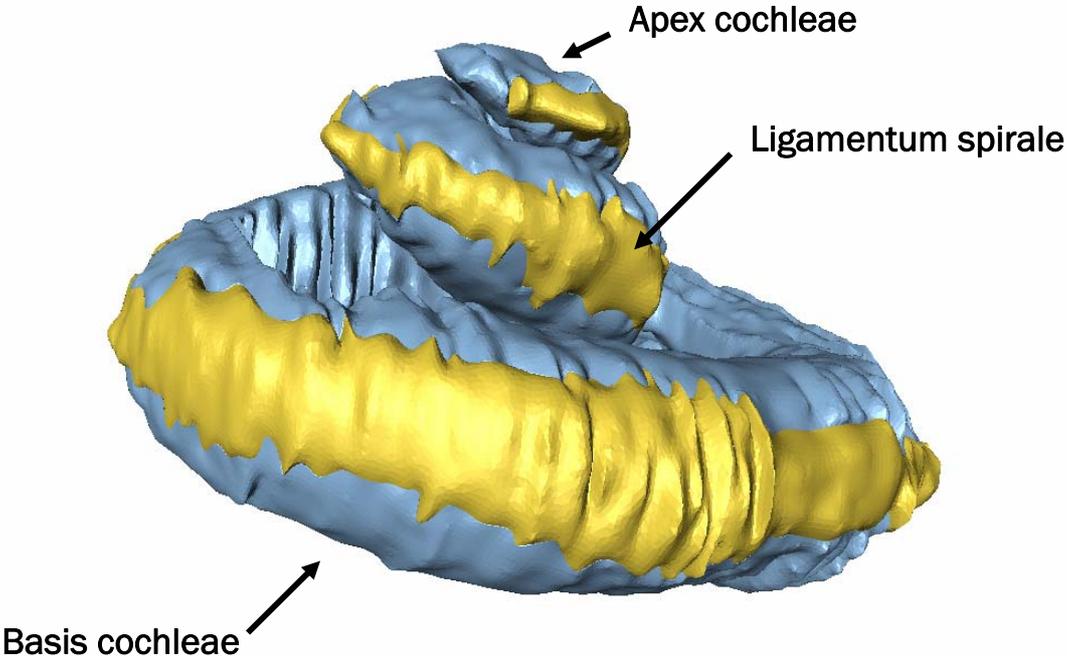
Aquaeductus cochleae

Abb.39



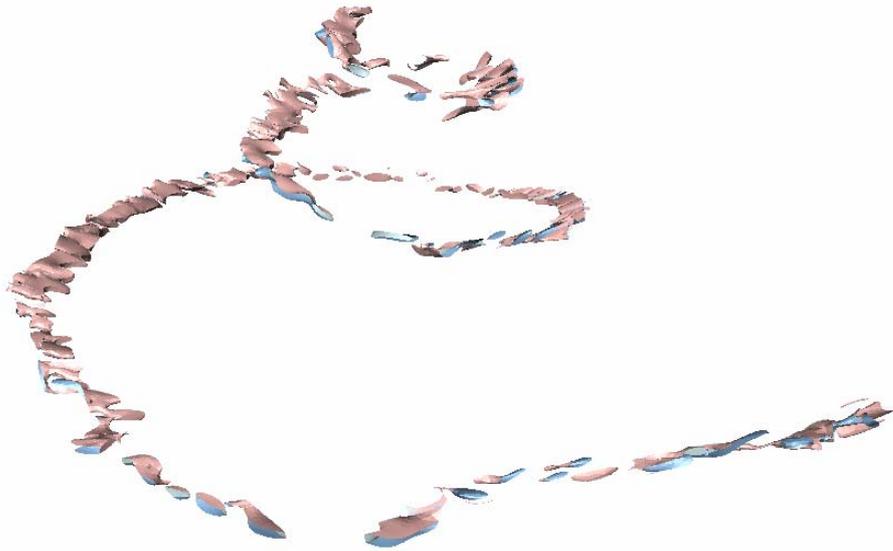
Cochlea

Abb.40



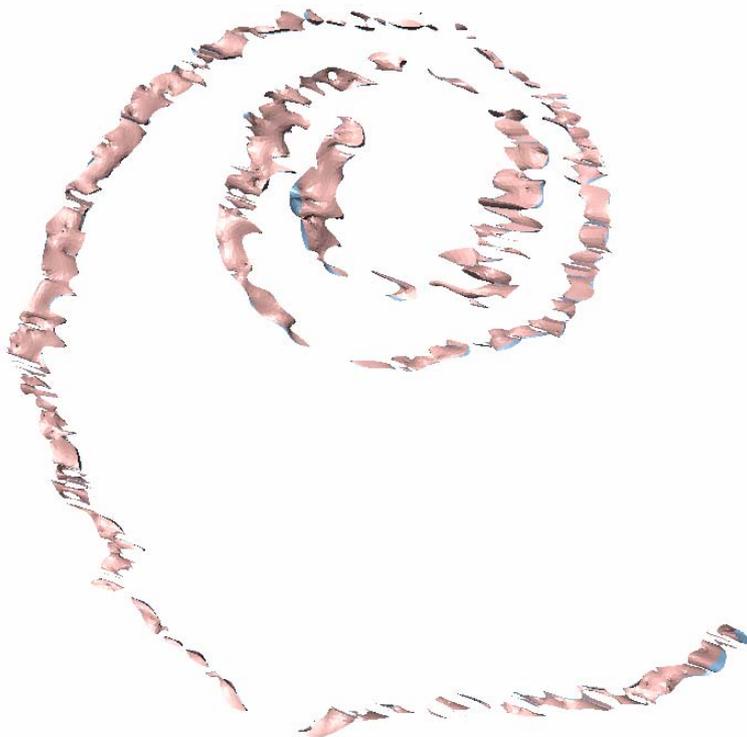
Lamina basilaris von lateral

Abb.41



Lamina basilaris von kranial

Abb.42



4.3 Messergebnisse

Alle Werte entsprechen Millimeter (mm)-Angaben. Flächen werden in Quadrat-Millimetern (mm²) angegeben.

4.3.1 Trommelfell

Tab. 1

	Längsdurchmesser (mm)	Querdurchmesser (mm)	Fläche (mm ²)
Trommelfell*	8.76	9.08	79.54
Trommelfell**	9.79	9.40	92.03

* Angaben ohne Berücksichtigung des Anulus fibrocartilagineus

** Angaben unter Berücksichtigung des Anulus fibrocartilagineus

4.3.2 Hammer

Tab. 2

	Länge (mm)	Durchmesser (mm)
Manubrium mallei	5.52	1.46
Caput mallei	3.67	2.40
Caput+ Collum m.	4.81	
Gesamthöhe*	9.10	

* Länge von der Spitze des Caput mallei bis zum Ende des Processus lateralis

4.3.3 Amboss

Tab. 3

	Länge* (mm)	Breite** (mm)
Incus	6.97	5.16

* gemessen zwischen unterem Ende des Processus longus und Corpus- Oberrand

** gemessen zwischen dem Ende des Crus breve bis zum Corpus

4.3.4 Steigbügel

Tab. 4

	Länge (mm)
Crus anterius	3.35
Crus posterius	3.45
Caput+ Collum	0.76
Gesamtlänge*	4.14
Gesamtlänge**	4.24

* Länge Caput- Collum- Crus anterius

** Länge Caput- Collum- Crus posterius

4.3.5 Stapes-Fußplatte

Tab. 5

	Längsdurchmesser (mm)	Querdurchmesser (mm)	Fläche (mm ²)
Basis stapedis*	2.79	1.59	4.63

* Messungen ohne Berücksichtigung des Ligamentum anulare stapedis

4.3.6 Hammer-Bänder

Tab. 6

	Länge* (mm)	Breite** (mm)	Höhe (mm)
Lig. mallei ant.	2.09	1.21	1.39
Lig. mallei lat.	1.25	0.90	0.80
Lig. mallei sup.	0.50	0.23	0.83

* gemessen von Beginn bis Ende des Bandes

** gemessen an der Anheftungszone des Bandes am Knochen

4.3.7 Amboss-Bänder

Tab. 7

	Länge* (mm)	Breite (mm)	Höhe (mm)
Lig. incudis post.	0.99	0.30	
Lig. Incudis sup.	1.39		0.30

* gemessen von Beginn bis Ende des Bandes

4.3.8 Stapedius-Muskel

Tab. 8

	Länge (mm)	Breite (mm)	Höhe (mm)
M. stapedius	0.60	0.65	0.24

4.3.9 Tensor-tympani-Muskel

Tab. 9

	Länge (mm)	Breite (mm)	Höhe (mm)
M. tensor tymp.	3.15	0.79	1.51

4.3.10 Ovales Fenster

Tab. 10

	Längsdurchmesser (mm)	Querdurchmesser (mm)	Fläche (mm ²)
Fenestra* vestibuli	2. 79	1. 60	4. 63

* zur Vermessung des ovalen Fensters wurden die Maße des Ligamentum anulare stapedis genommen

4.3.11 Rundes Fenster*

Tab. 11

	Längsdurchmesser (mm)	Querdurchmesser (mm)	Fläche (mm ²)
Große Fläche	1. 87	1. 47	2. 76
Kleine Fläche	1. 00	0. 86	0. 86
Rundes** Fenster			3. 62

* die Fenestra cochleae wurde zur einfacheren Vermessung näherungsweise in zwei Flächen unterteilt

** die Gesamtfläche ergibt sich durch Addition der beiden Einzelflächen

4.3.12 Vestibulum

Tab. 12

	Längsdurchmesser (mm)	Querdurchmesser (mm)
Vestibulum	5. 13	3. 39

4.3.13 Aquaeductus vestibuli

Tab. 13.1

	Länge* (mm)	Durchmesser** (mm)
Ductus, Teil 1	5.31	0.88
Ductus, Teil 2	4.50	

* zur Längenbestimmung wurde der Ductus aufgrund seiner Krümmung in zwei Teile gegliedert

** der Durchmesser wurde kurz nach Abgang des Ductus gemessen

Tab. 13.2

	Längsdurchmesser (mm)	Querdurchmesser (mm)	Fläche (mm ²)
Saccus	4.74	1.02	4.78

4.3.14 Aquaeductus cochleae

Tab. 14.1

	Länge* (mm)	Durchmesser** (mm)
Ductus	10.41	0.59

* gemessen in der Mittellinie vom Ursprung des Ductus bis zu seiner Mündung

** kleinster Durchmesser vor der Krümmung des Kanals

Tab. 14.2

	Längsdurchmesser (mm)	Querdurchmesser (mm)	Fläche (mm ²)
Mündung	5.57	1.99	11.08

4.3.15. Schnecke: Höhe und Weite- Durchmesser- Radien- Axiale Höhe und Länge

Höhe

Tab. 15.1

Windungen*	½	1	1 ½	2
Scala tymp.	1. 12	0. 84	0. 75	0. 46
Scala vest.	0. 79	0. 99	0. 77	0. 56

- * den Windungen kann entsprechend der Entfernung von der Schnecken-Basis ein mm-Wert zugeordnet werden:
- ½ Windung entspricht 7. 2 mm
 - 1 Windung entspricht 14. 4 mm
 - 1 ½ Windungen entsprechen 21. 6 mm
 - 2 Windungen entsprechen 28. 8 mm

Ausgegangen wird von einer 36 mm langen Schnecke

Weite

Tab. 15.2

Windungen*	½	1	1 ½	2
Scala tymp.	1. 74	1. 46	1. 32	1. 26
Scala vest.	1. 57	1. 53	1. 56	1.30

* siehe oben

Axiale Höhe

Tab. 15.3

Axiale Höhe* (mm)	4.45
-------------------	------

* Messung entlang der Mittellinie des Modiolus

Durchmesser

Tab. 15.4

	Durchmesser* (mm)	Radius (mm)
Basale Windung	5.74	2.87
Mittlere Windung	3.39	1.70
Apikale Windung	1.56	0.78

* Messung des Durchmessers jeweils von äußerem Schneckenrand zu äußerem Schneckenrand. Gemessen wurde entlang einer Geraden, die senkrecht zur Schneckenachse auf einer Linie durch die Lamina spiralis ossea lag.

Länge

Berechnung der Schneckenlänge mit der Formel $2 \pi r$:

Für die basale Schneckenwindung ergibt sich	: $2 \times 2.87 \text{ mm} \times \pi$	=	18.03 mm
Für die mittlere Schneckenwindung ergibt sich:	$2 \times 1.70 \text{ mm} \times \pi$	=	10.68 mm
Für die apikale Schneckenwindung ergibt sich	: $2 \times 0.78 \text{ mm} \times \pi$	=	4.90 mm
Gesamt-Schneckenlänge:	$18.03 \text{ mm} + 10.68 \text{ mm} + 4.90 \text{ mm}$	=	<u>33.61 mm</u>

4.3.16 Bogengänge- Durchmesser der Halbkreise

Tab. 16.1

	Längsdurchmesser (mm)	Querdurchmesser (mm)	Fläche (mm ²)
Can. sem. lat.	3. 16	2. 97	9. 38
Can. sem. sup.	6. 42	5. 80	37. 24
Can. sem. post.	5. 88	5. 80	34. 10

Gemessen wurde die von den Bogengängen umschlossene Fläche.

Tab. 16.2

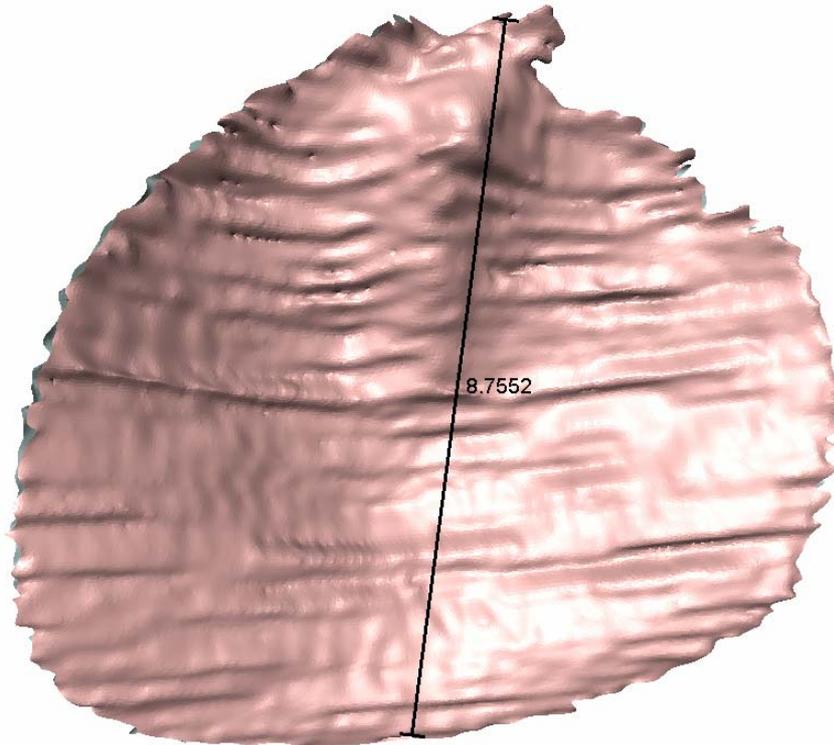
	Durchmesser* (mm)
Can. semicircularis lateralis	1. 10
Can. semicircularis superior	1. 23
Can. semicircularis posterior	1. 02

* die Durchmesser wurden jeweils am Scheitelpunkt der Halbkreise bestimmt

4.4 Bildatlas der Messergebnisse

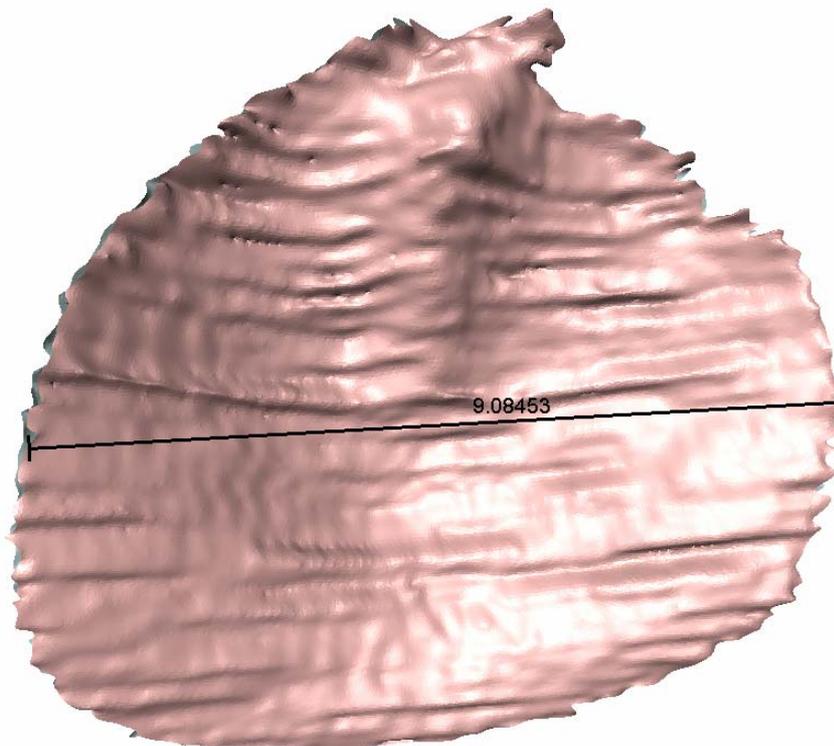
Membrana tympanica • Längs

Abb.43



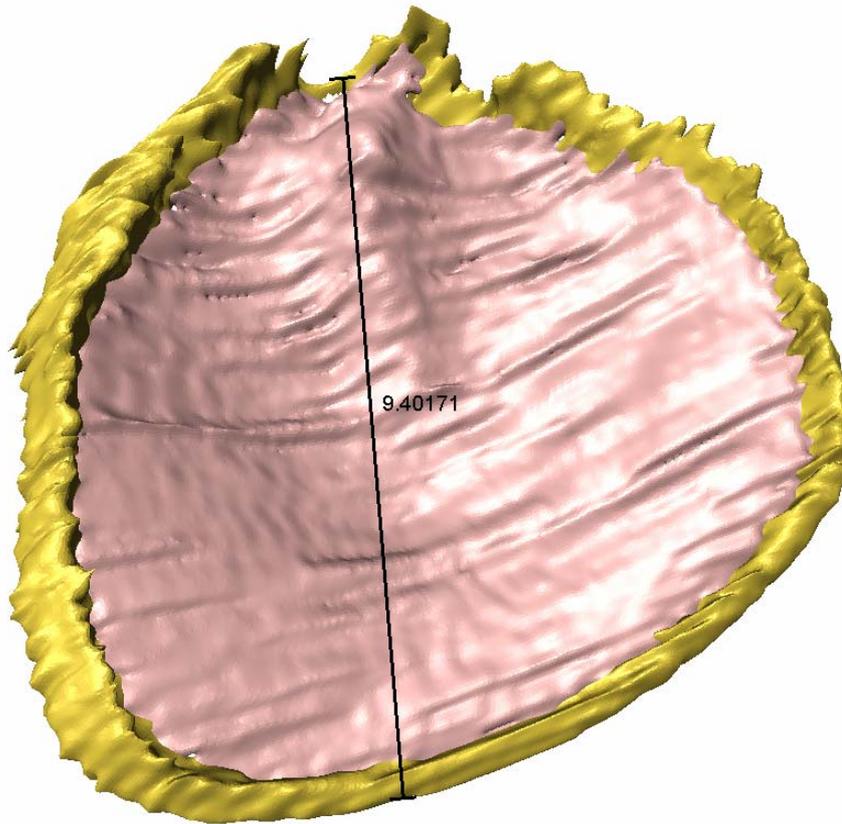
Membrana tympanica • Quer

Abb.44



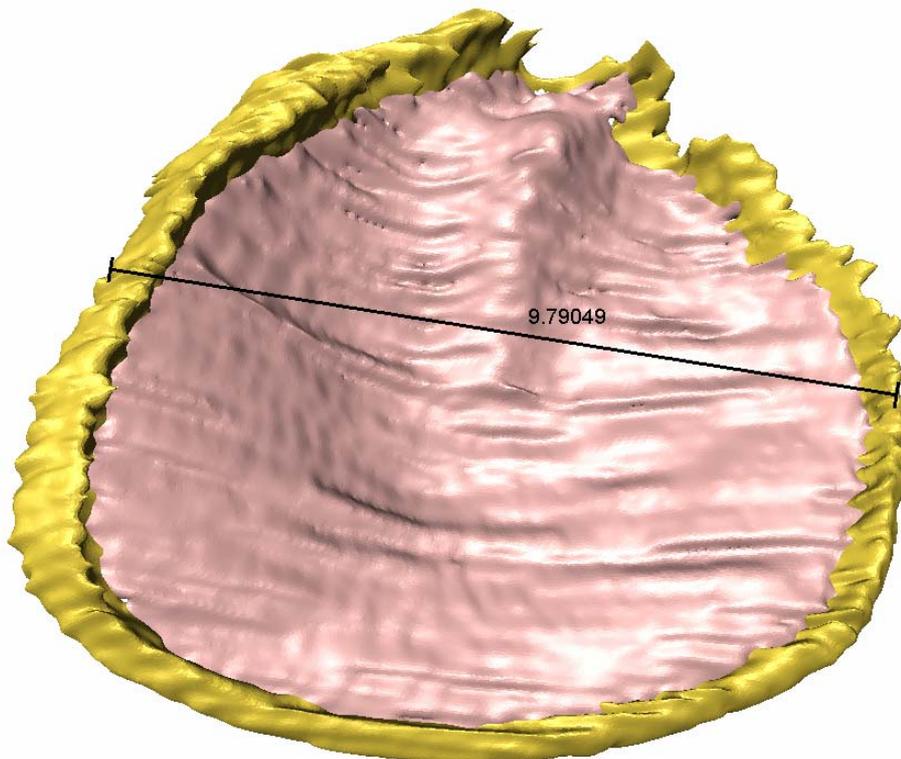
Membrana tympanica • Anulus fibrocartilagineus • Längs

Abb.45



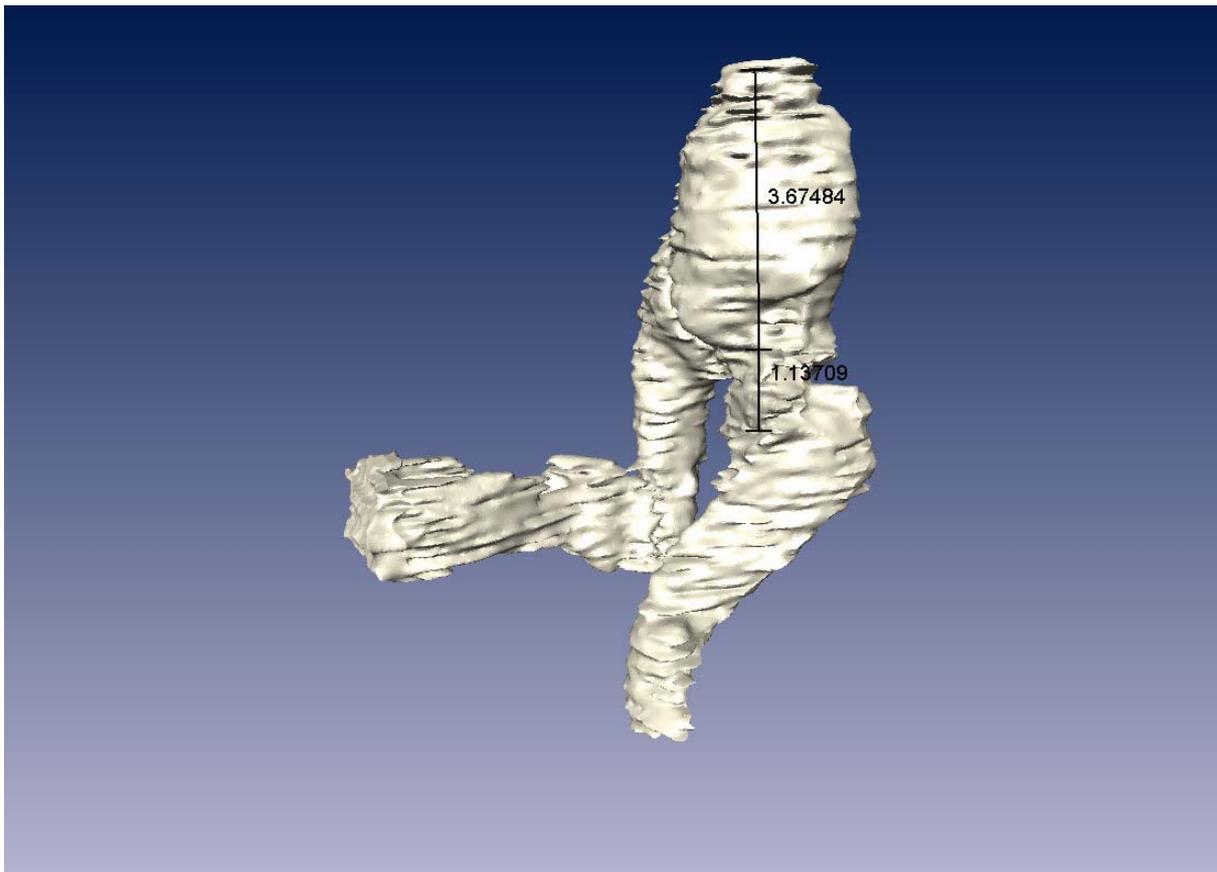
Membrana tympanica • Anulus fibrocartilagineus • Quer

Abb.46



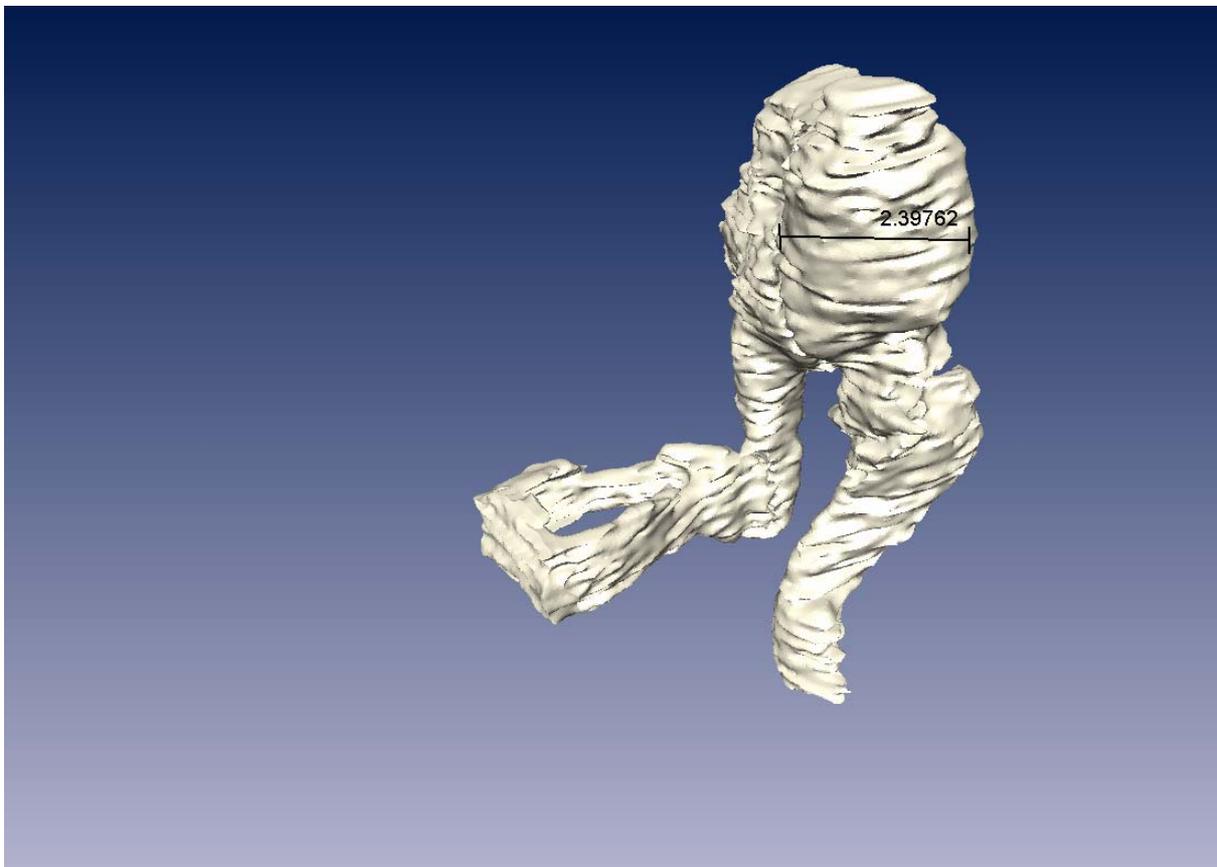
Malleus • Caput • Collum • Länge

Abb.47



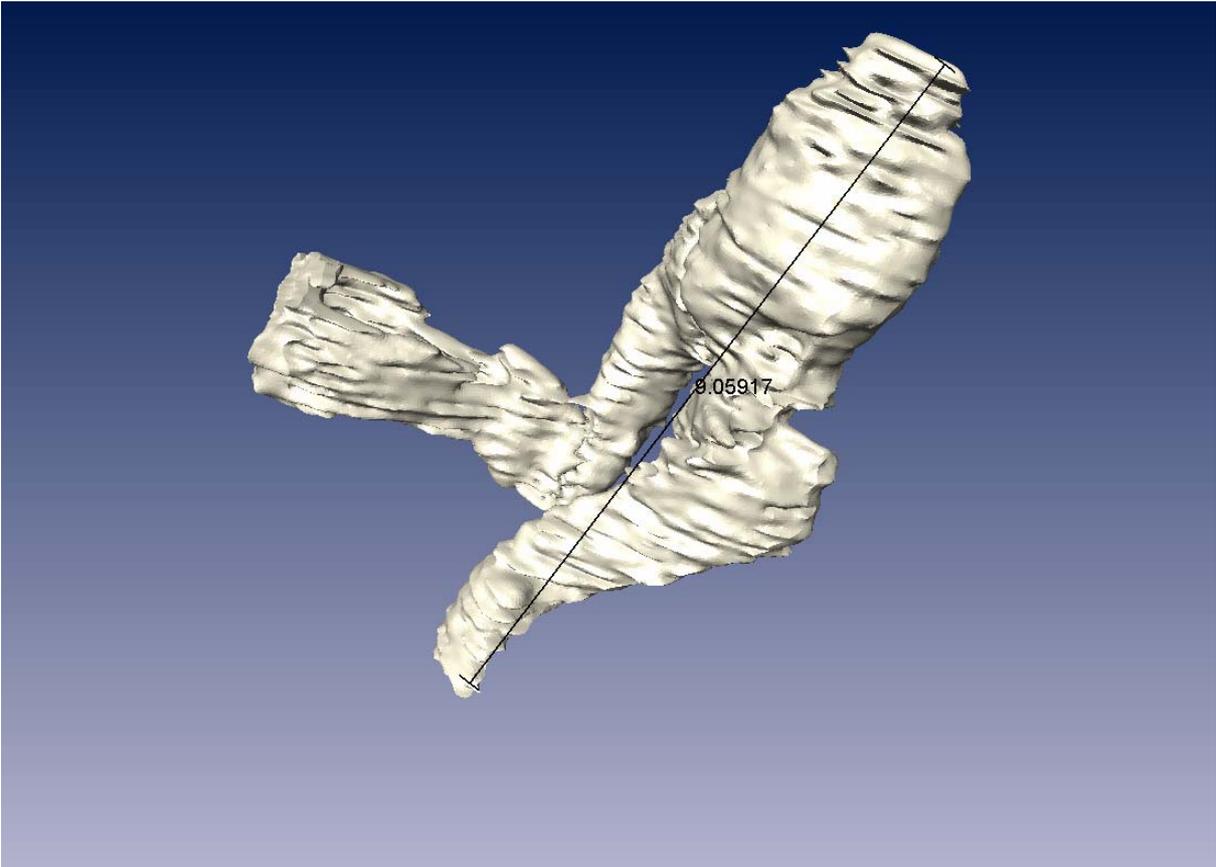
Malleus • Caput • Quer

Abb.48



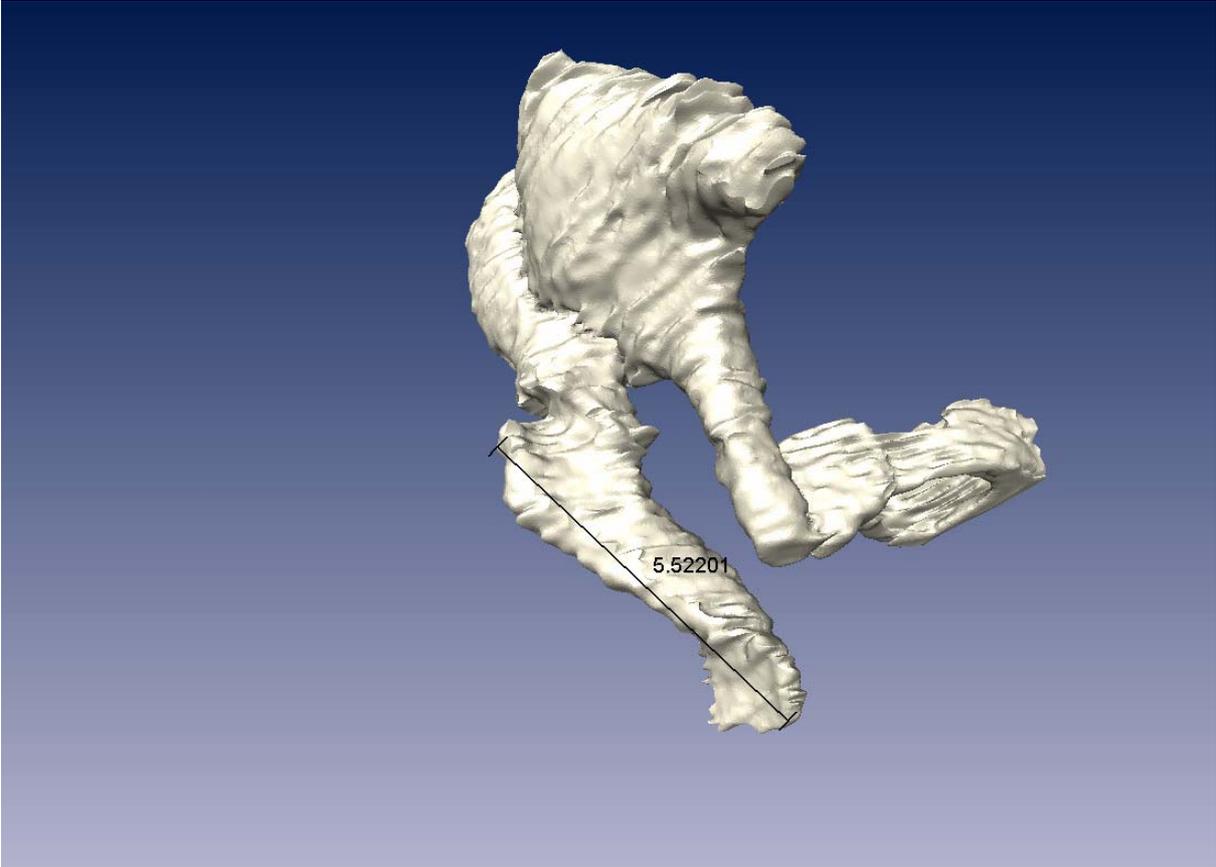
Malleus • Gesamthöhe

Abb. 49



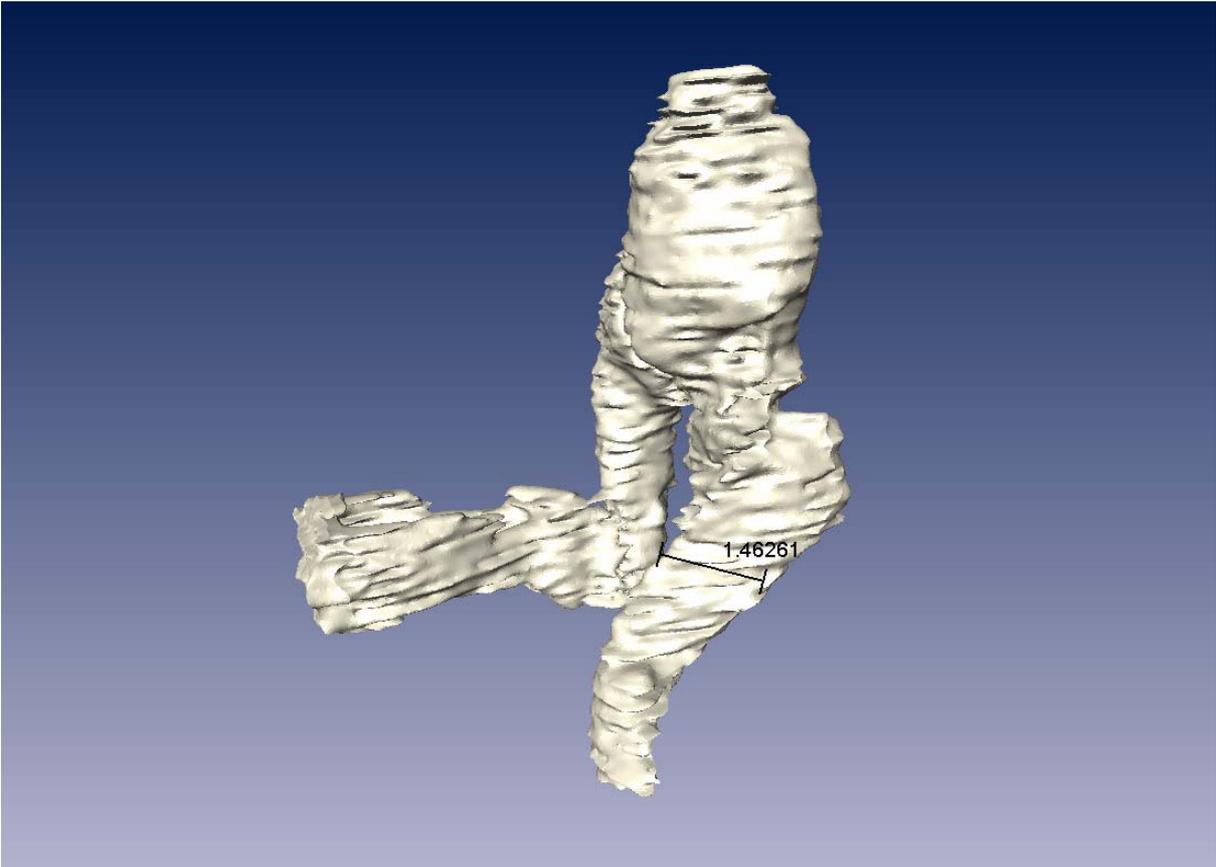
Malleus • Manubrium • Längs

Abb.50



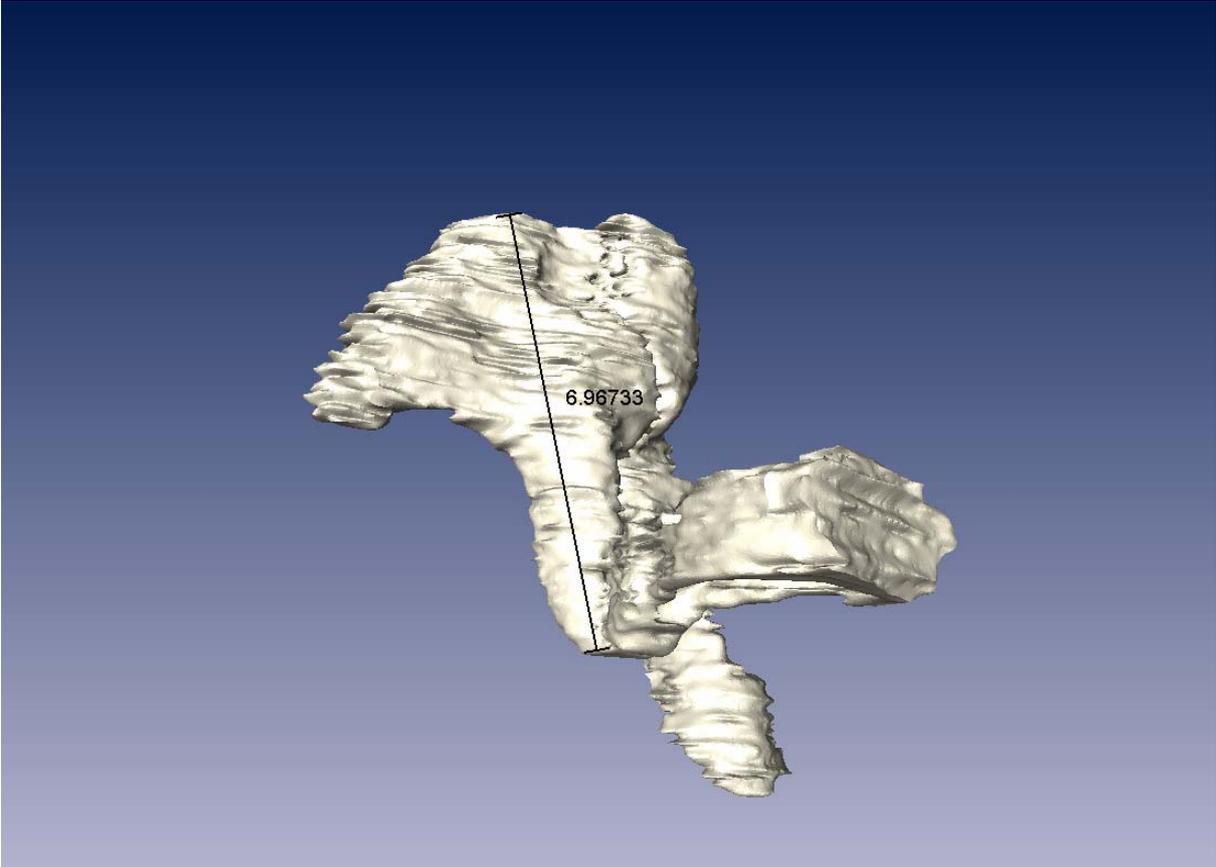
Malleus • Manubrium • Quer

Abb.51



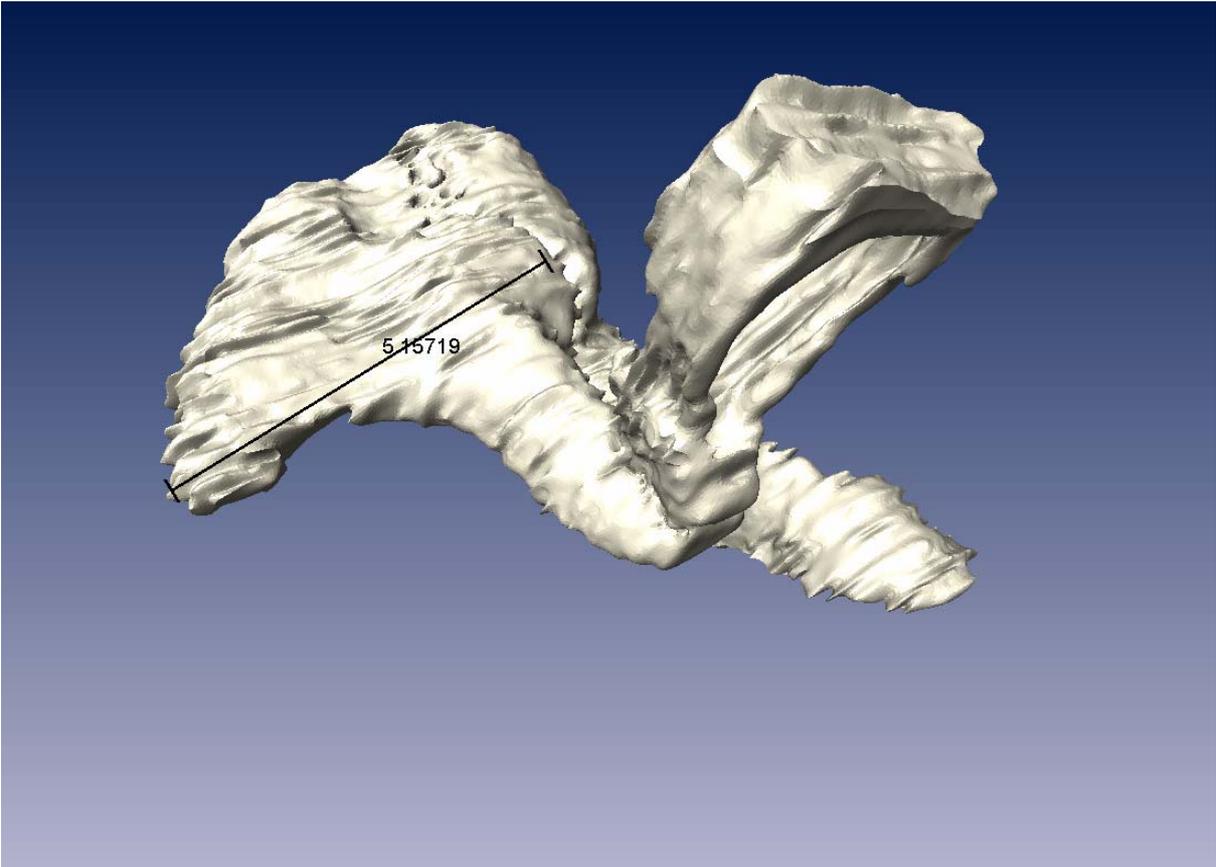
Incus • Gesamtlänge

Abb.52



Incus● Quer

Abb.53



Stapes● Crus anterior● Längs

Abb.54



Stapes • Crus posterius • Längs

Abb.55



Stapes • Collum • Längs

Abb.56



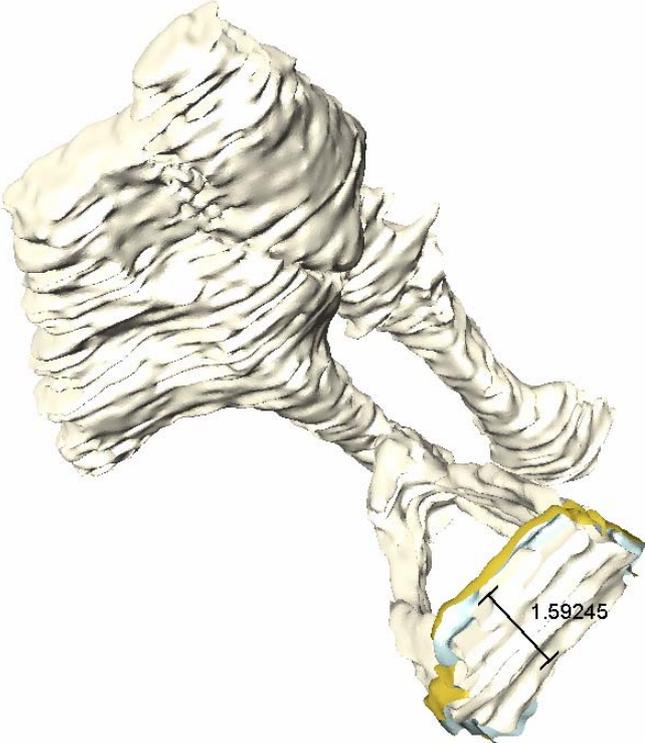
Stapes • Basis • Längs

Abb.57



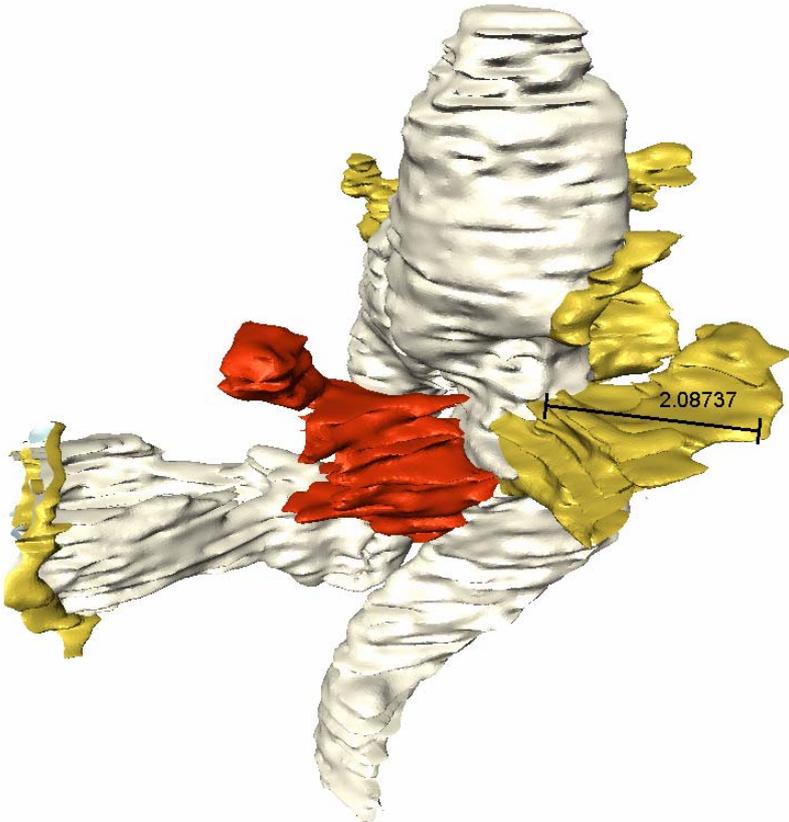
Stapes • Basis • Quer

Abb.58



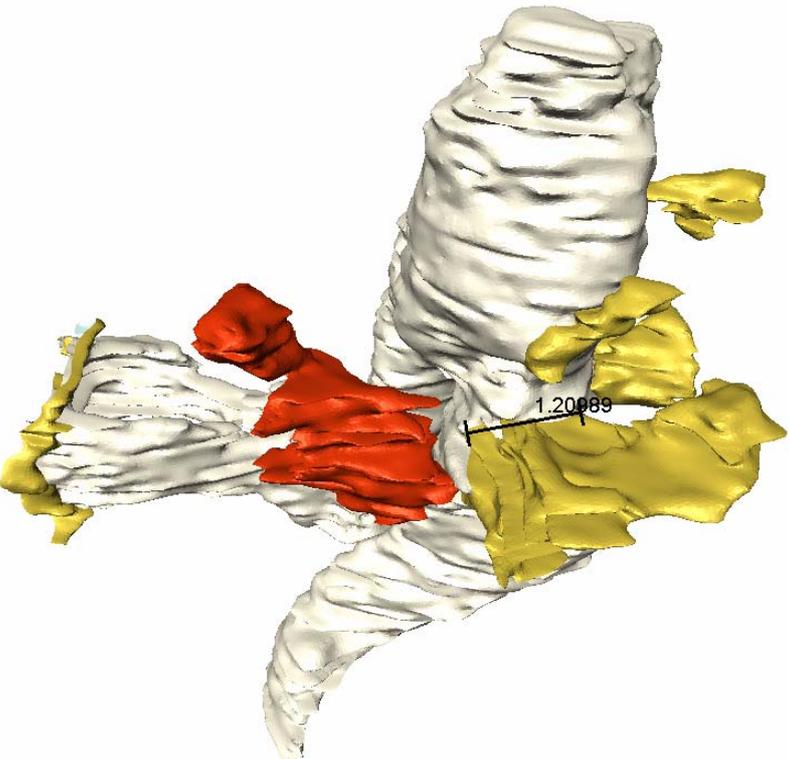
Ligamentum mallei anterius • Länge

Abb.59



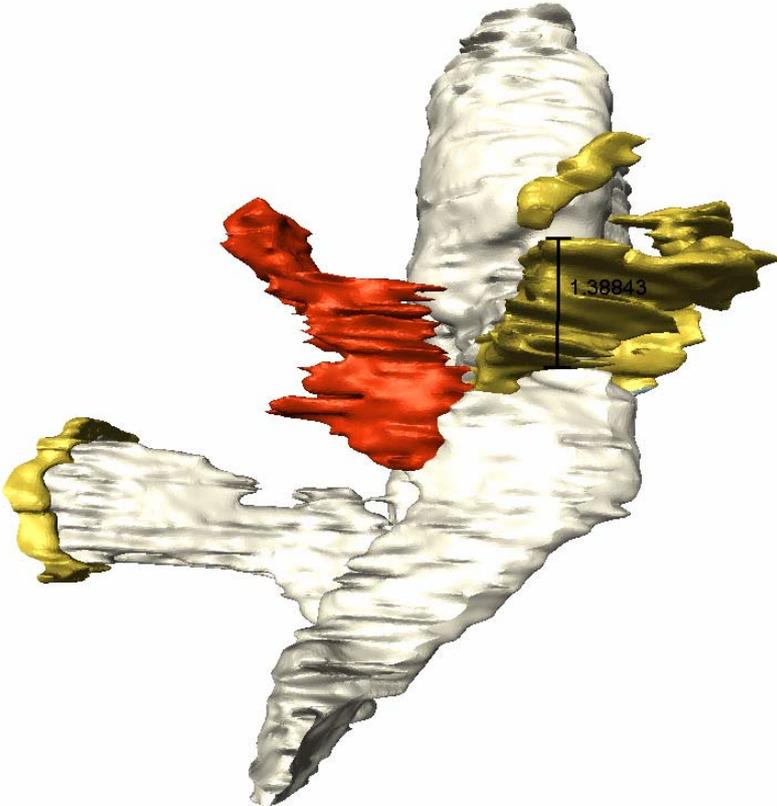
Ligamentum mallei anterius • Breite

Abb.60



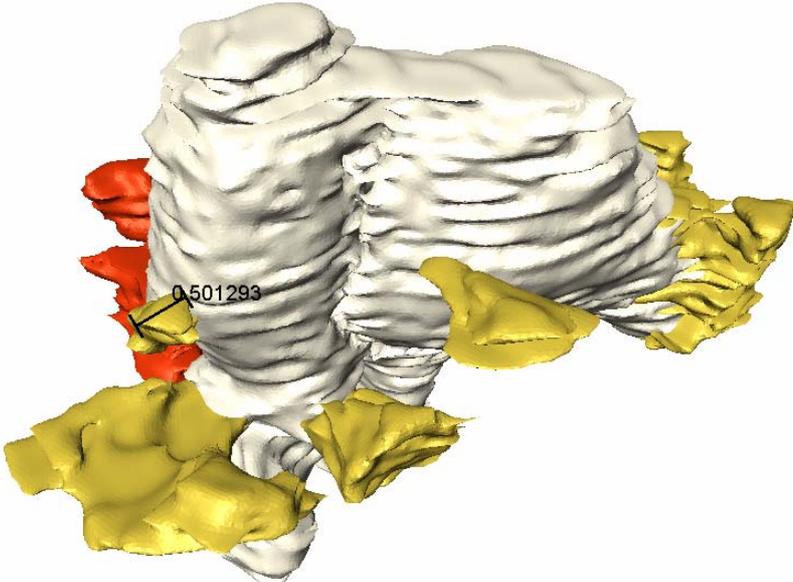
Ligamentum mallei anterius • Höhe

Abb.61



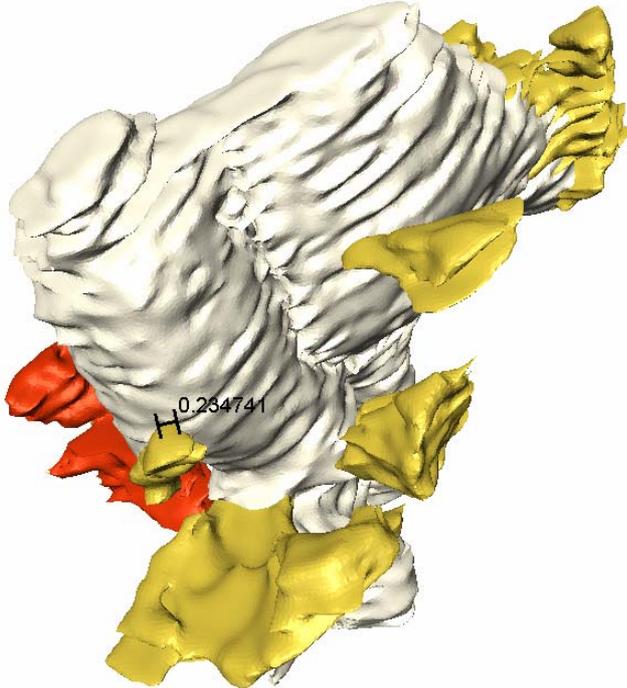
Ligamentum mallei superius • Länge

Abb.62



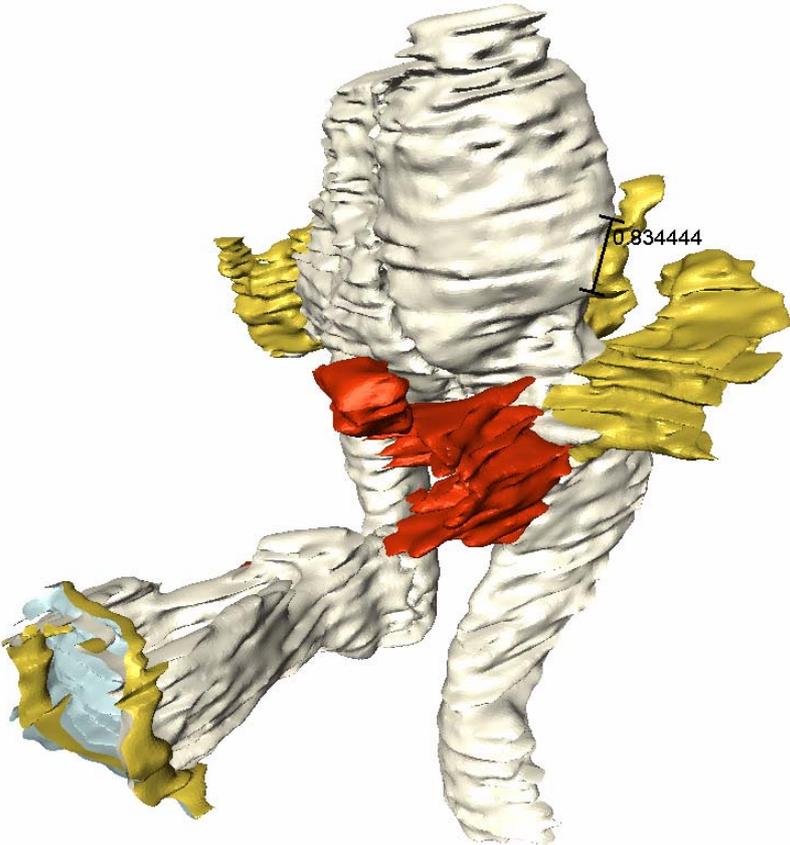
Ligamentum mallei superius • Breite

Abb.63



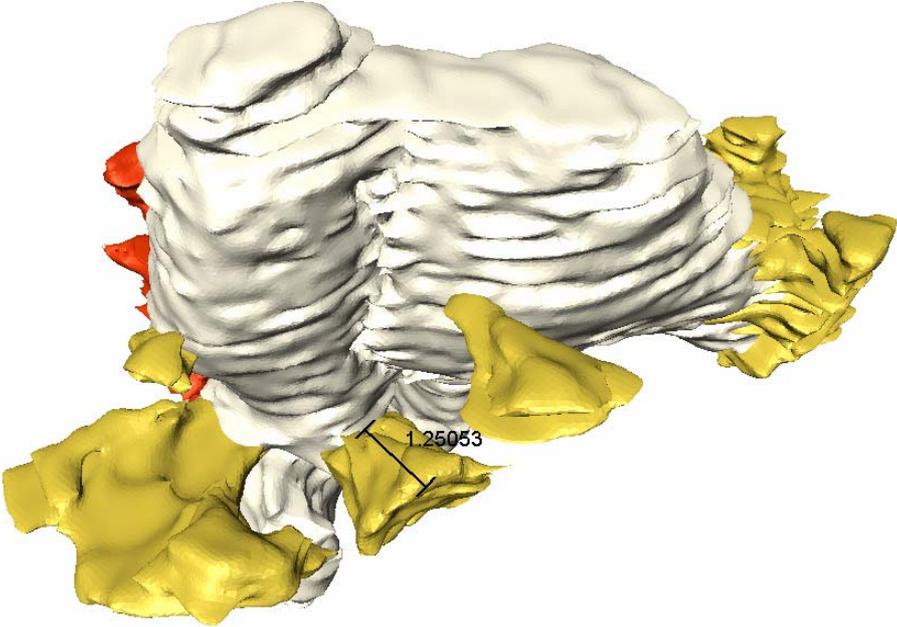
Ligamentum mallei superius • Höhe

Abb.64



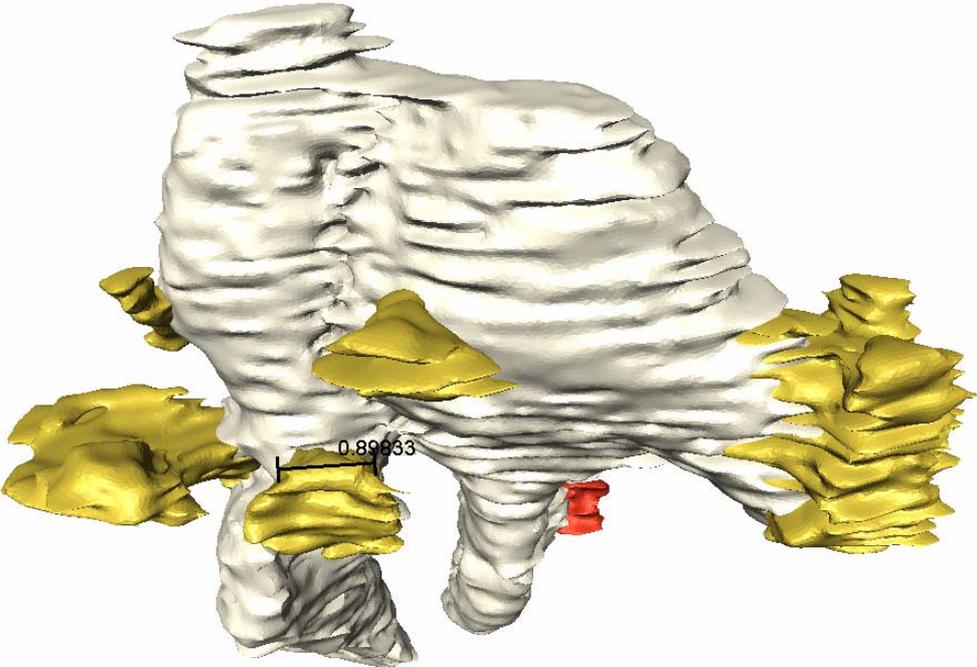
Ligamentum mallei laterale • Länge

Abb.65



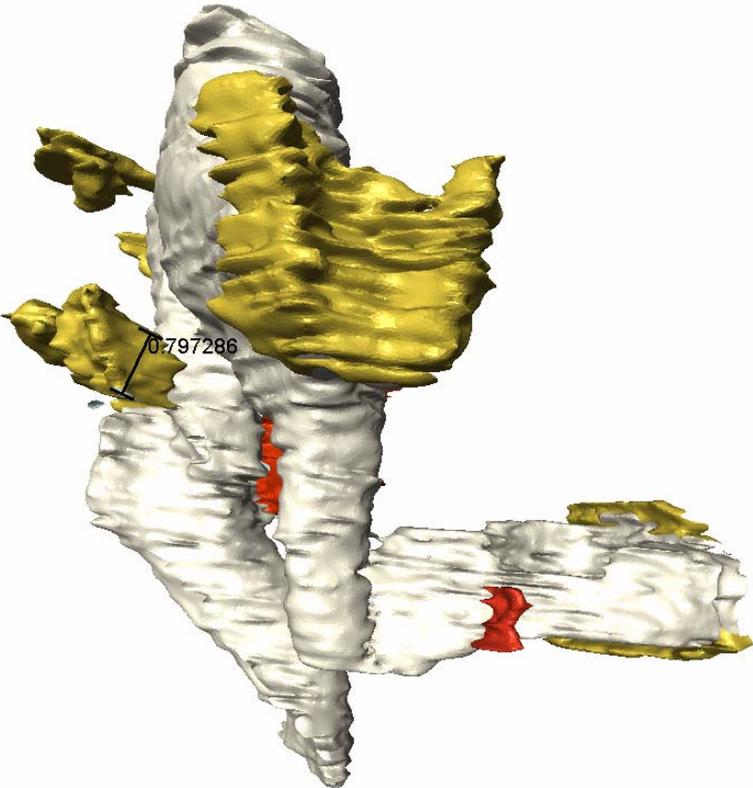
Ligamentum mallei laterale • Breite

Abb.66



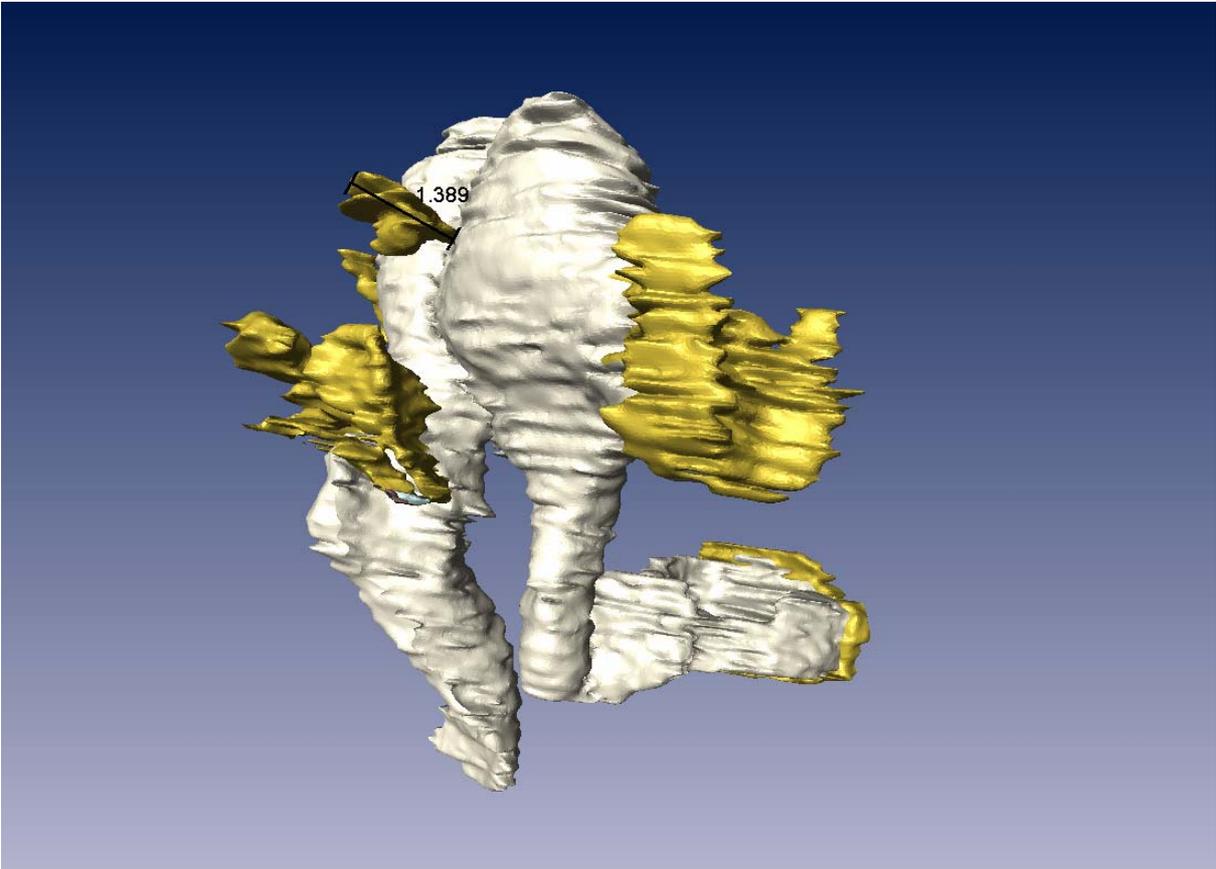
Ligamentum mallei laterale • Höhe

Abb.67



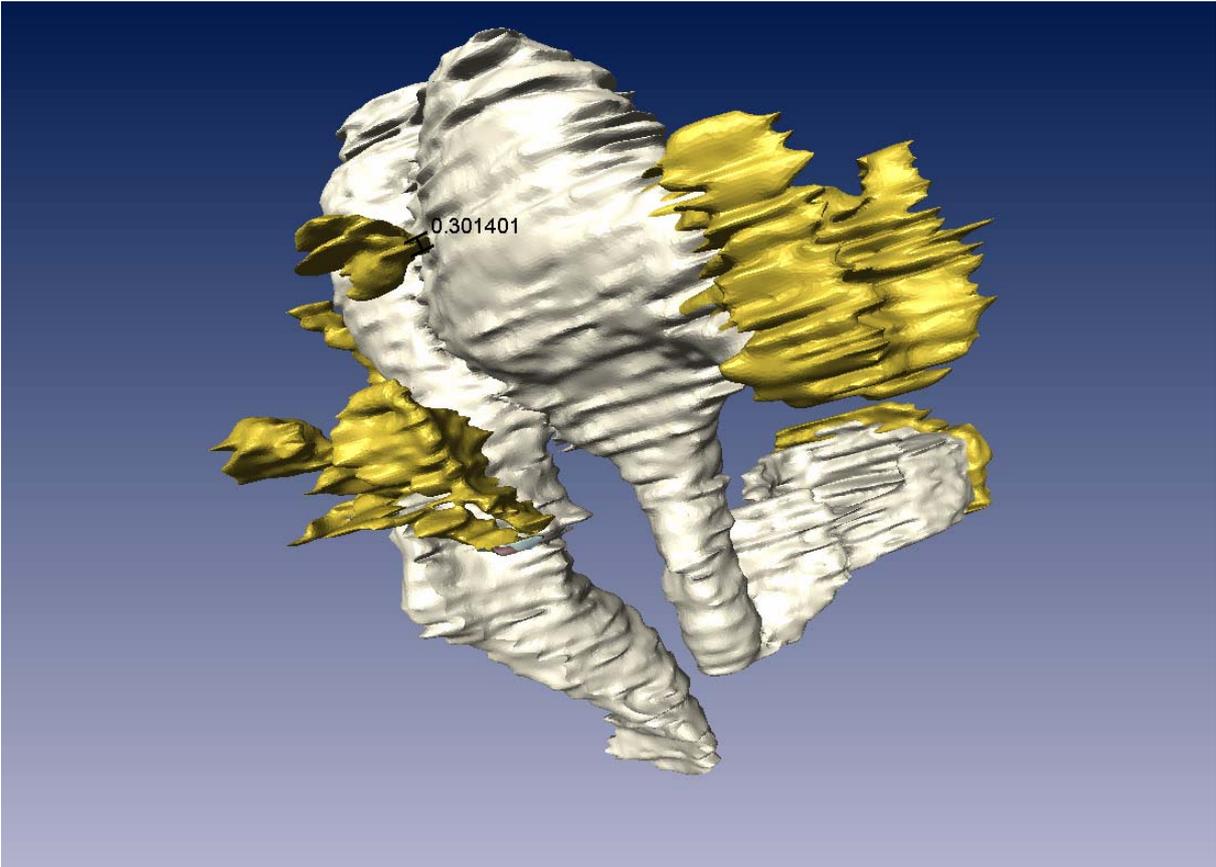
Ligamentum incudis superius • Länge

Abb.68



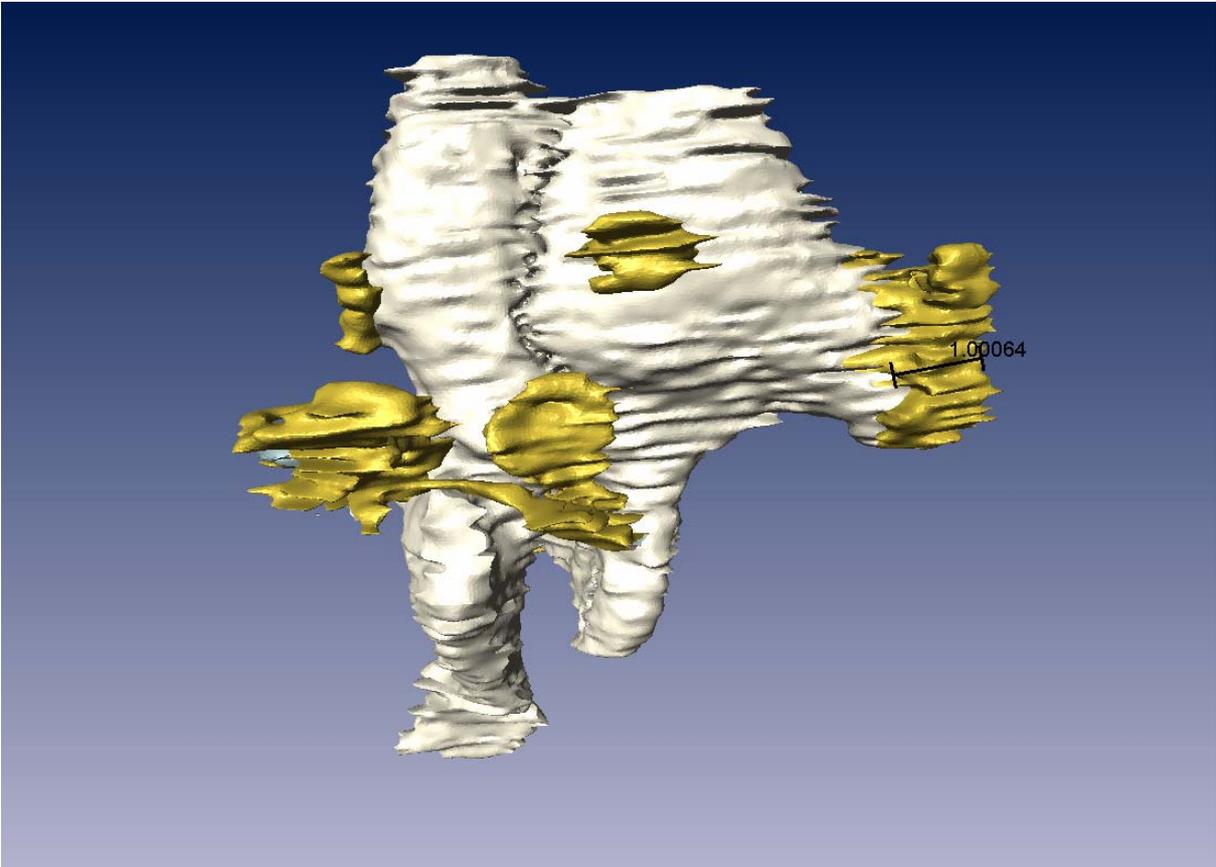
Ligamentum incudis superius • Höhe

Abb.69



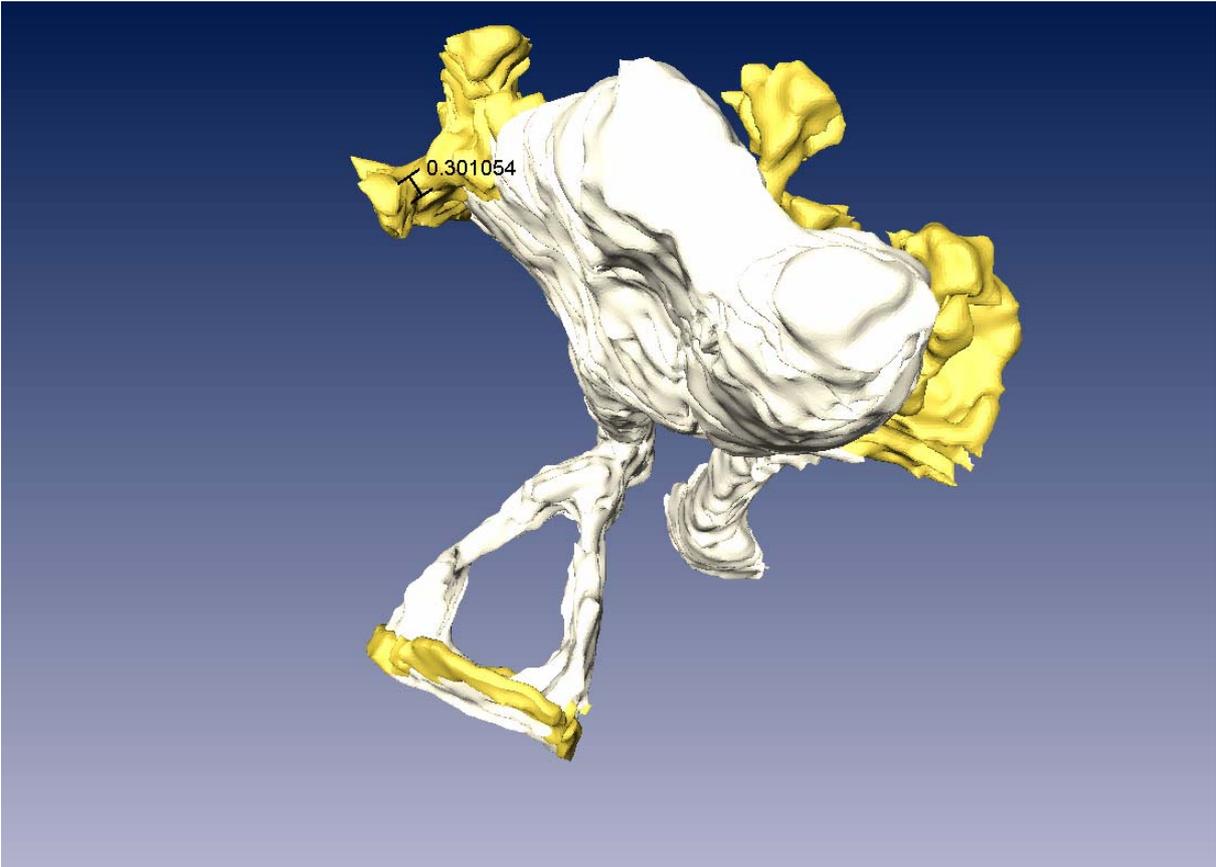
Ligamentum incudis posterius • Länge

Abb.70



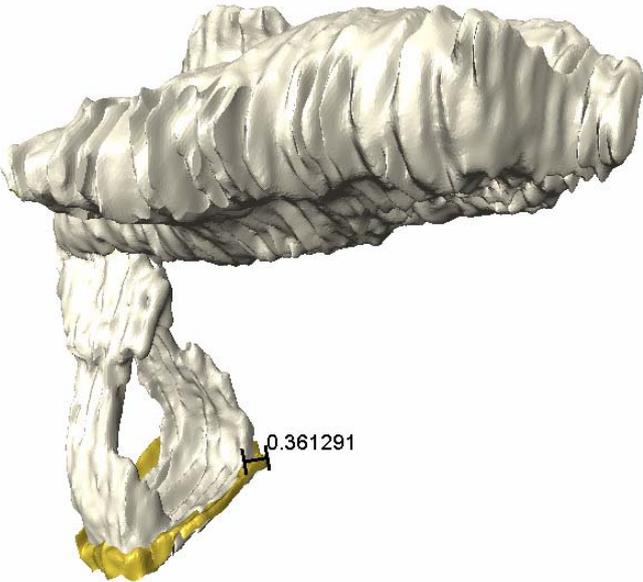
Ligamentum incudis posterius ● Breite

Abb.71



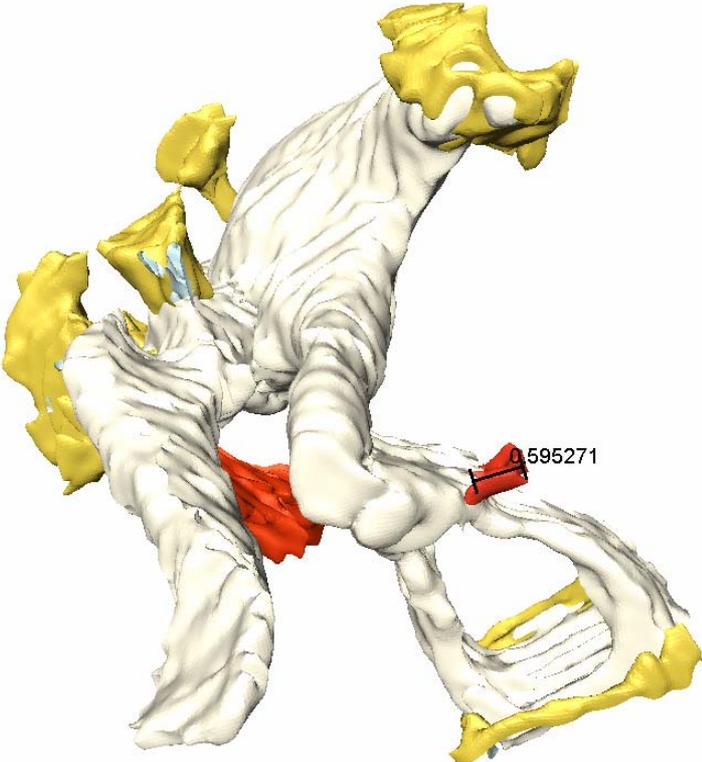
Ligamentum anulare stapediale ● Breite

Abb.72



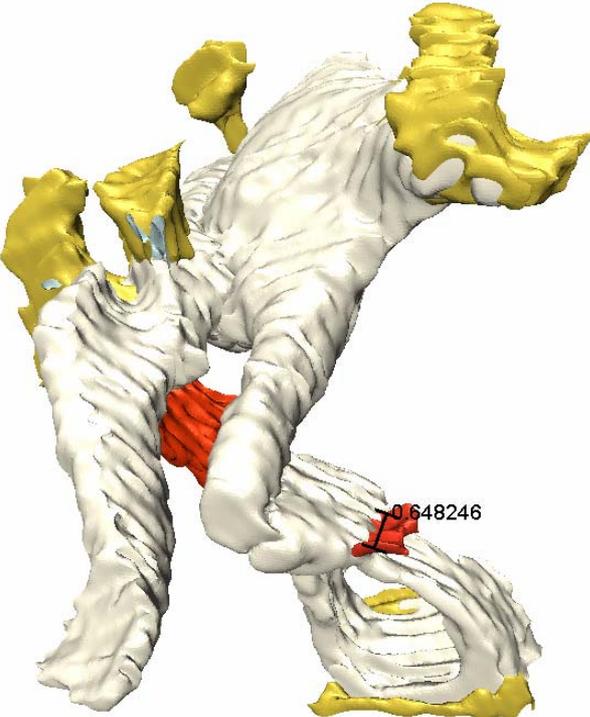
Musculus stapedius • Länge

Abb.73



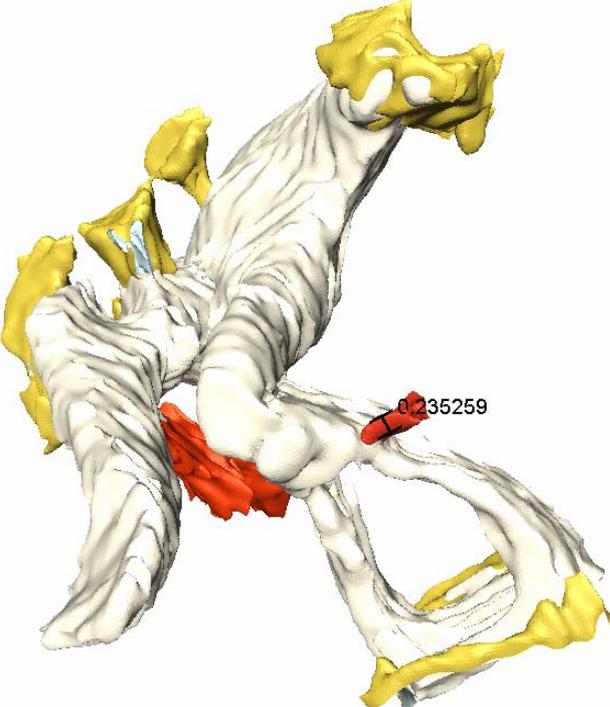
Musculus stapedius • Breite

Abb.74



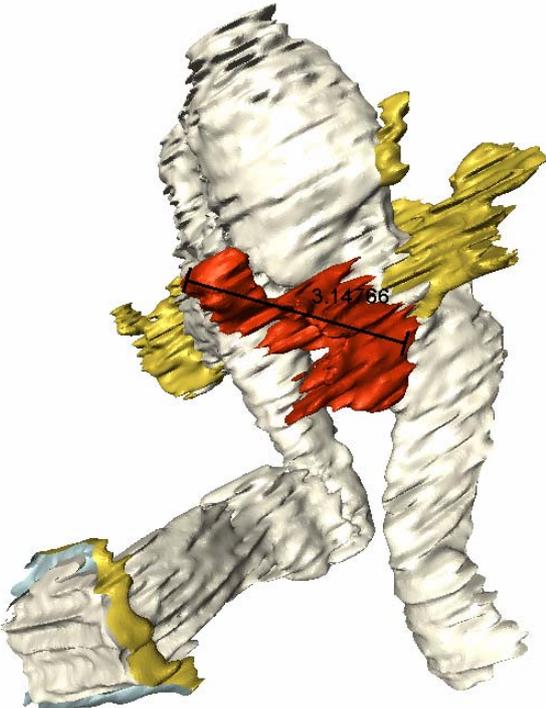
Musculus stapedius • Höhe

Abb.75



Musculus tensor tympani • Länge

Abb.76



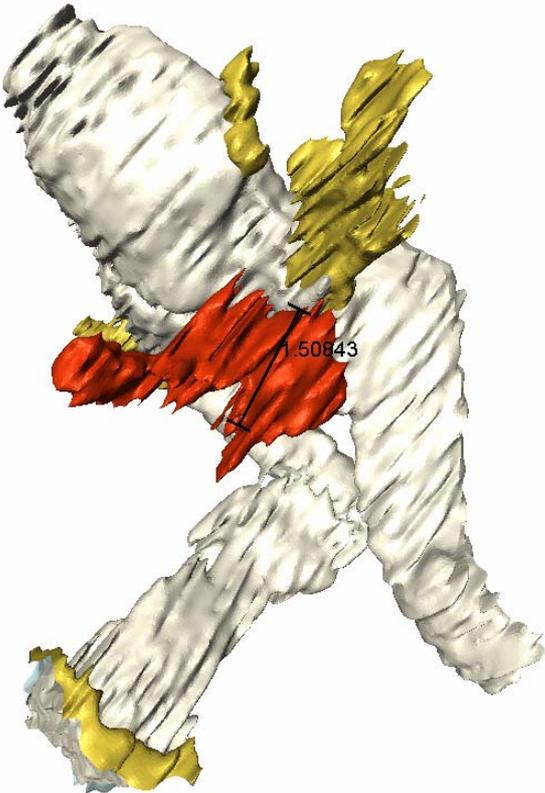
Musculus tensor tympani • Breite

Abb.77



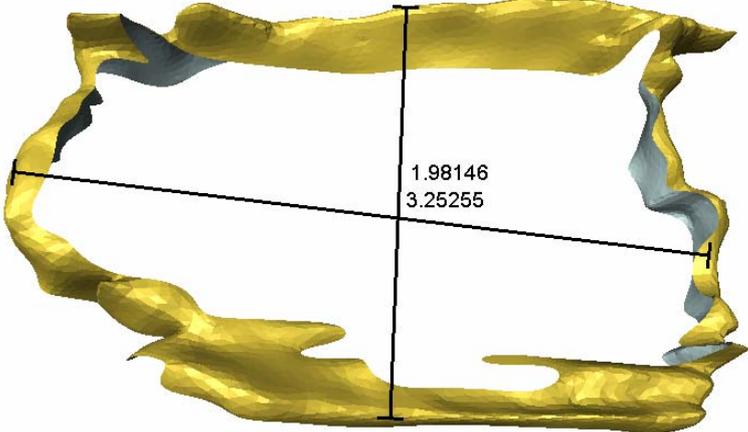
Musculus tensor tympani • Höhe

Abb.78



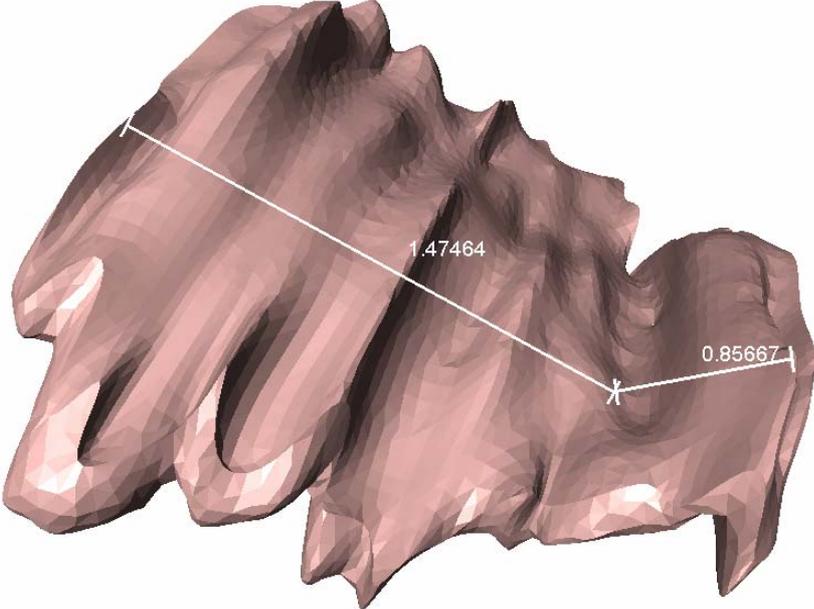
Fenestra vestibuli • Längs • Quer

Abb.79



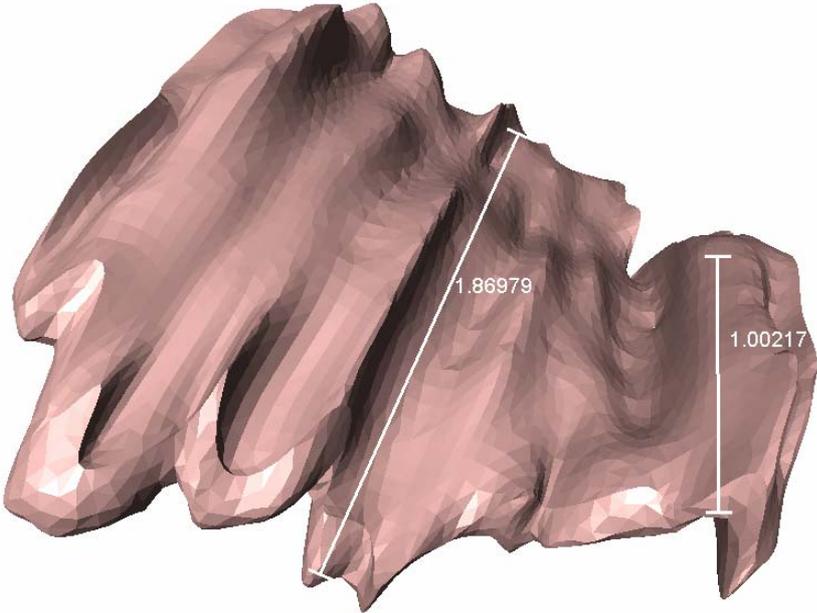
Fenestra cochleae • Längs

Abb.80



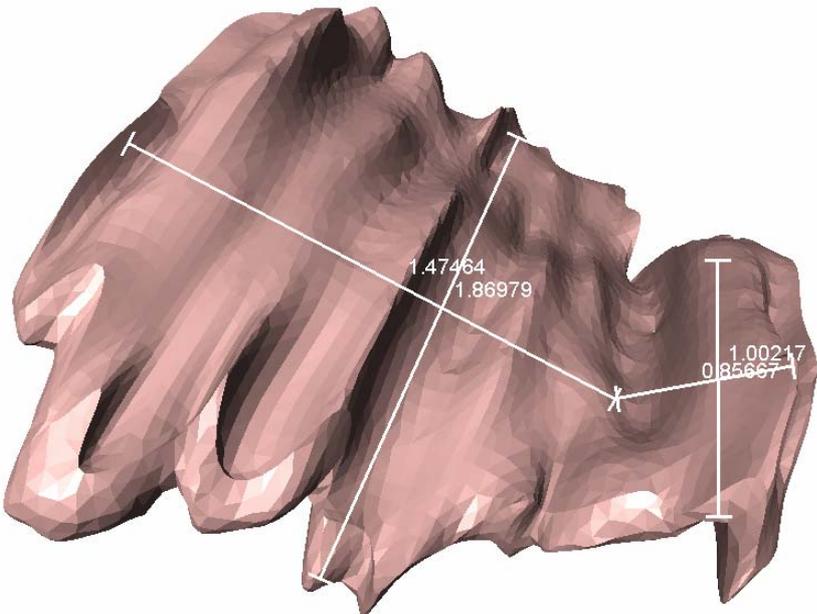
Fenestra cochleae • Quer

Abb.81



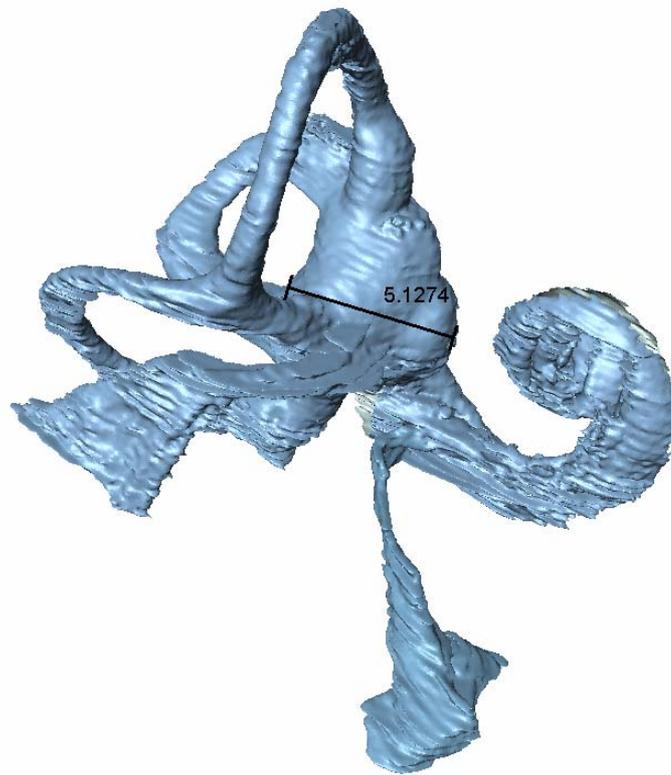
Fenestra cochleae • Längs • Quer

Abb.82



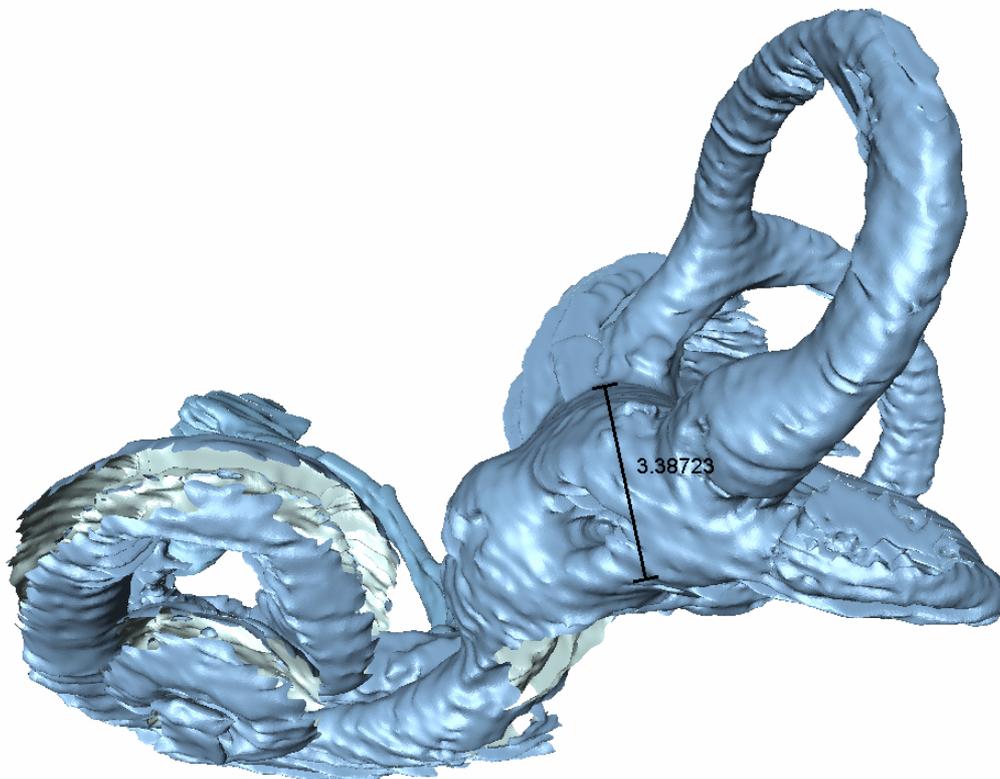
Vestibulum • Längs

Abb.83



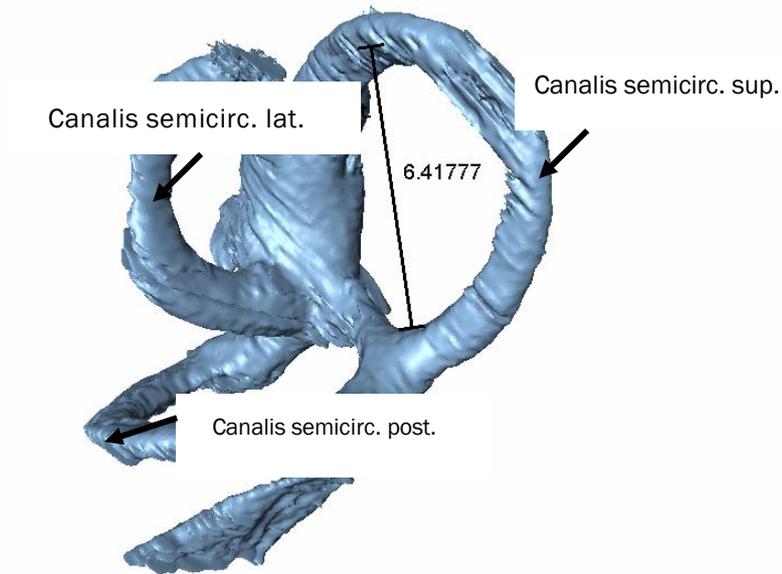
Vestibulum • Quer

Abb.84



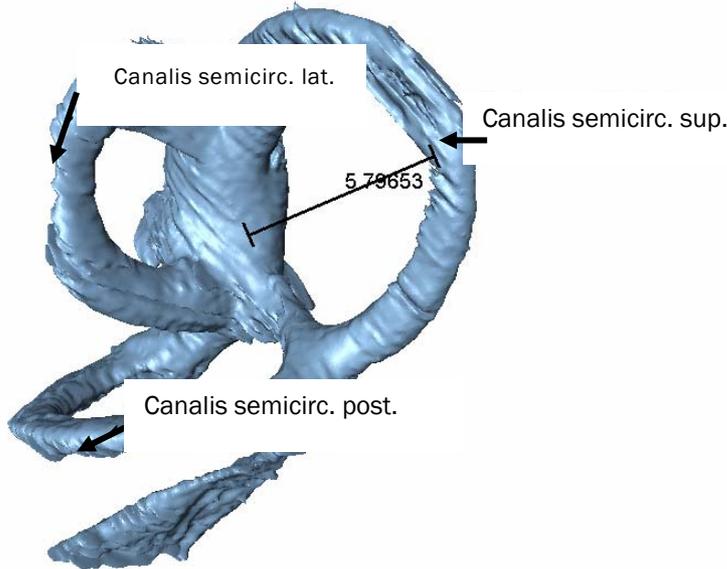
Canalis semicircularis superior • Längs

Abb.85



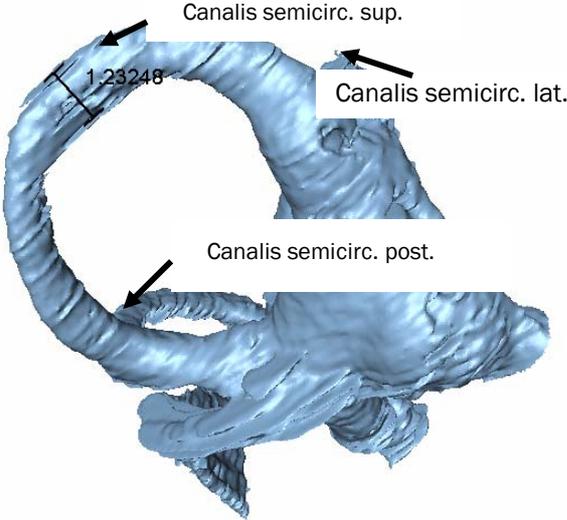
Canalis semicircularis superior • Quer

Abb.86



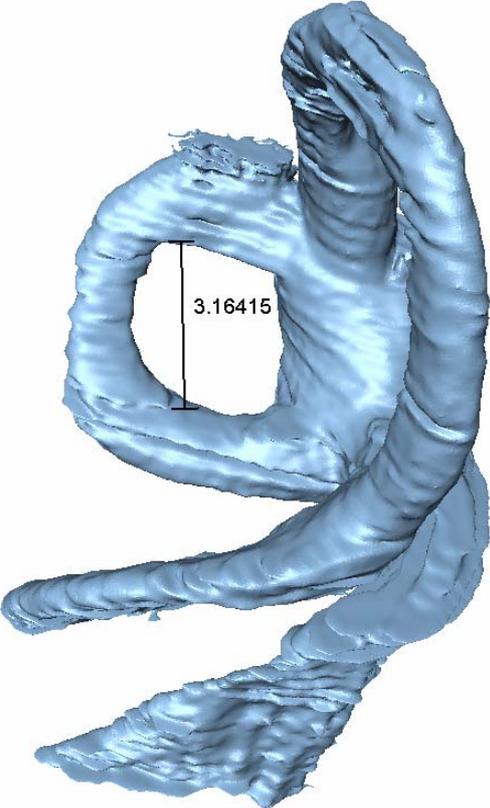
Canalis semicircularis superior • Durchmesser

Abb.87



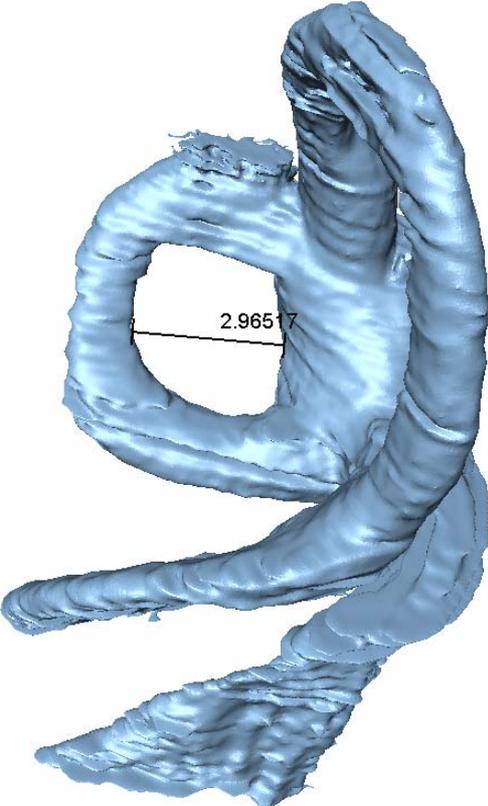
Canalis semicircularis lateralis • Längs

Abb.88



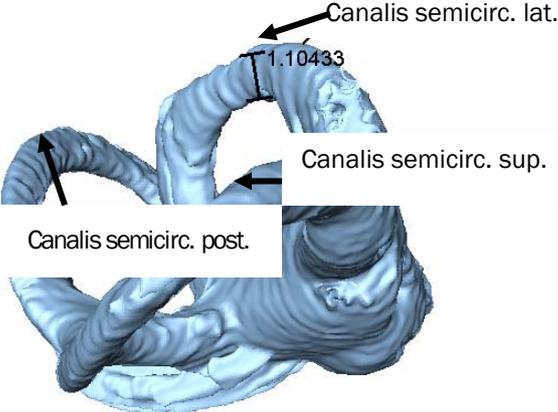
Canalis semicircularis lateralis • Quer

Abb.89



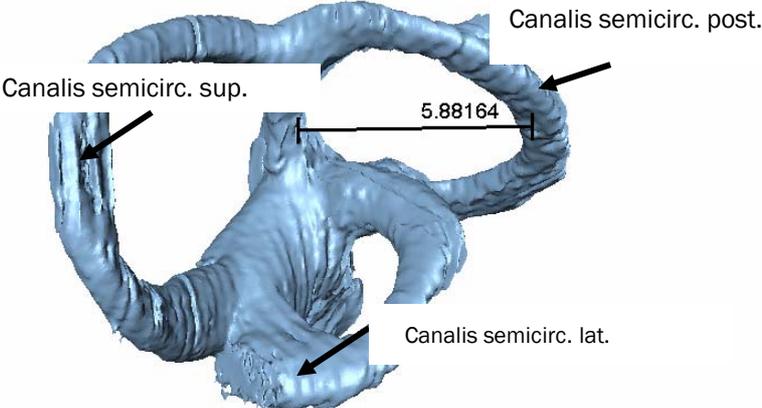
Canalis semicircularis lateralis • Durchmesser

Abb.90



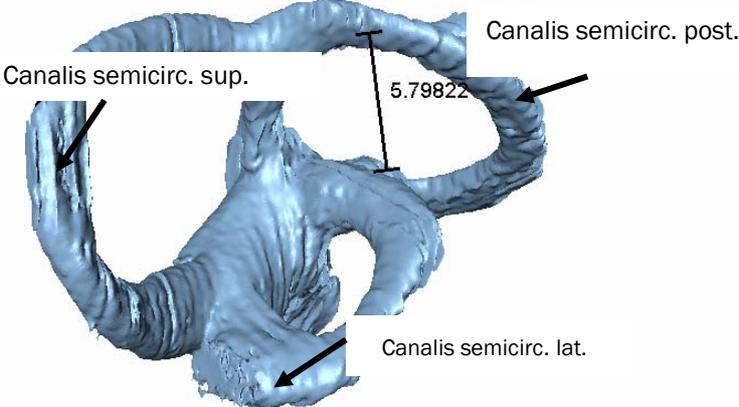
Canalis semicircularis posterior • Längs

Abb.91



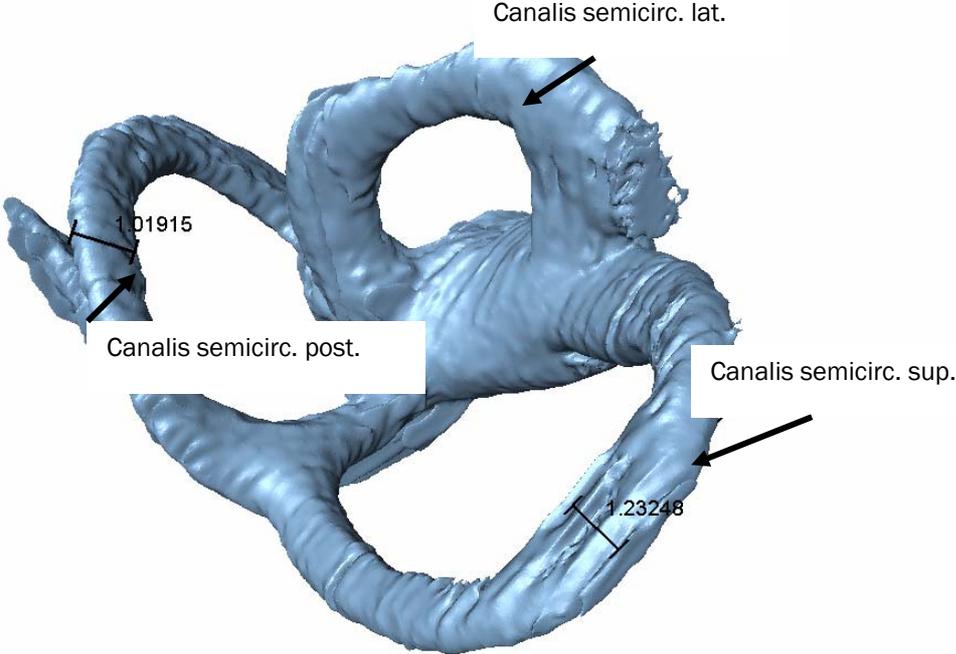
Canalis semicircularis posterior • Quer

Abb.92



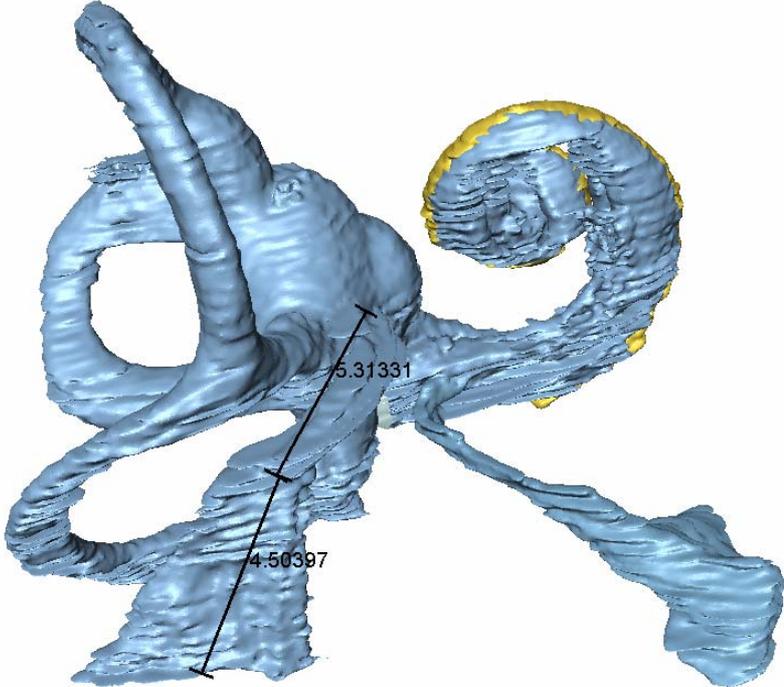
Canalis semicircularis posterior • Durchmesser

Abb.93



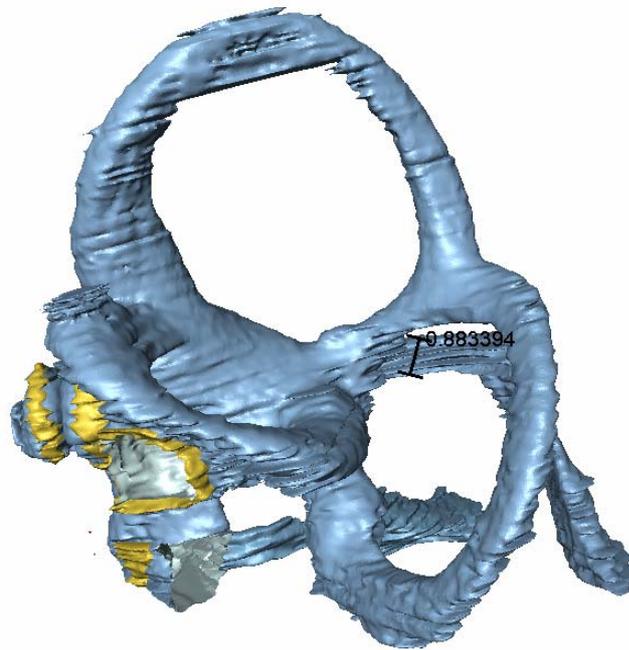
Aquaeductus vestibuli • Länge

Abb.94



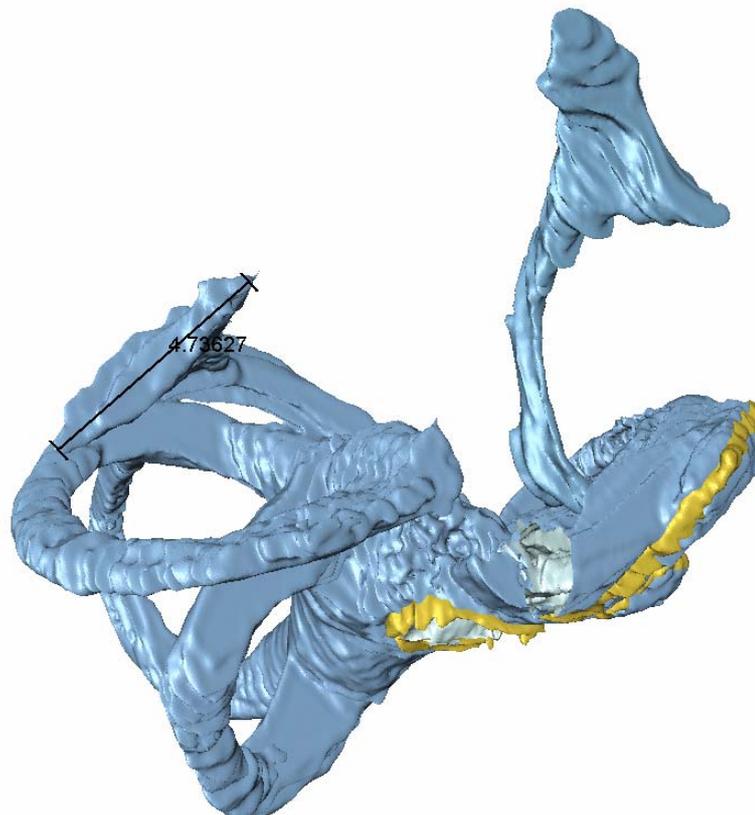
Aquaeductus vestibuli • Durchmesser

Abb.95



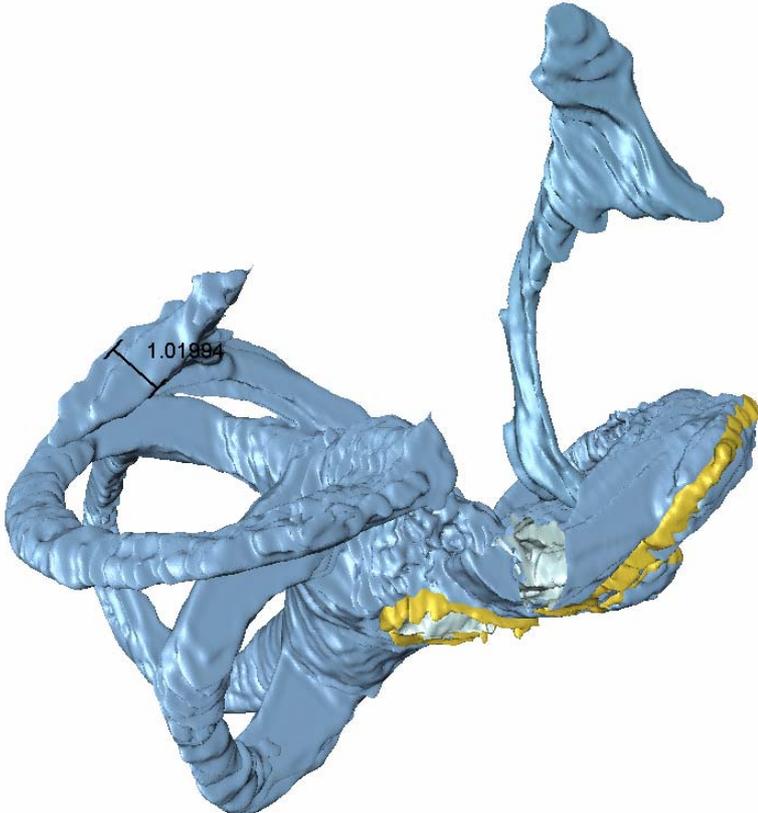
Saccus endolymphaticus • Längs

Abb.96



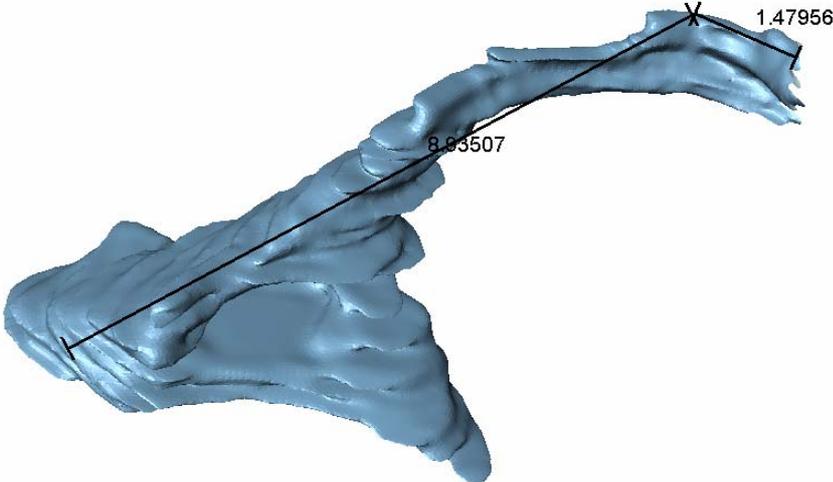
Saccus endolymphaticus • Quer

Abb.97



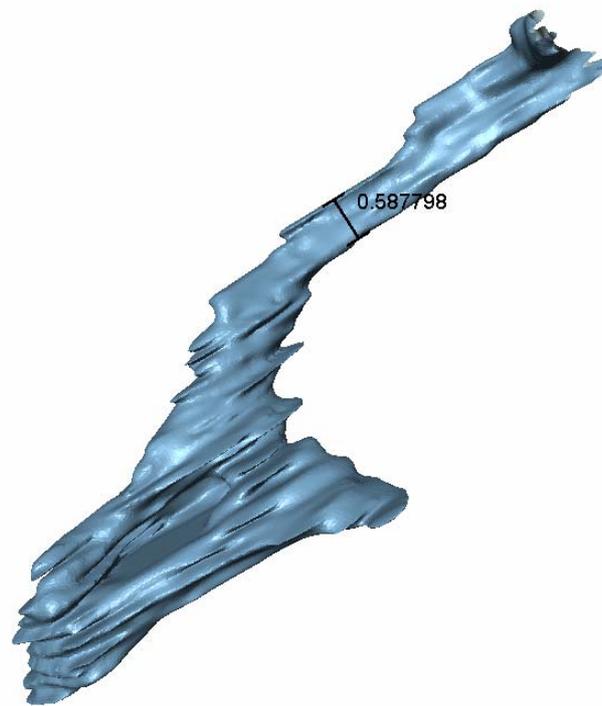
Aquaeductus cochleae • Länge

Abb.98



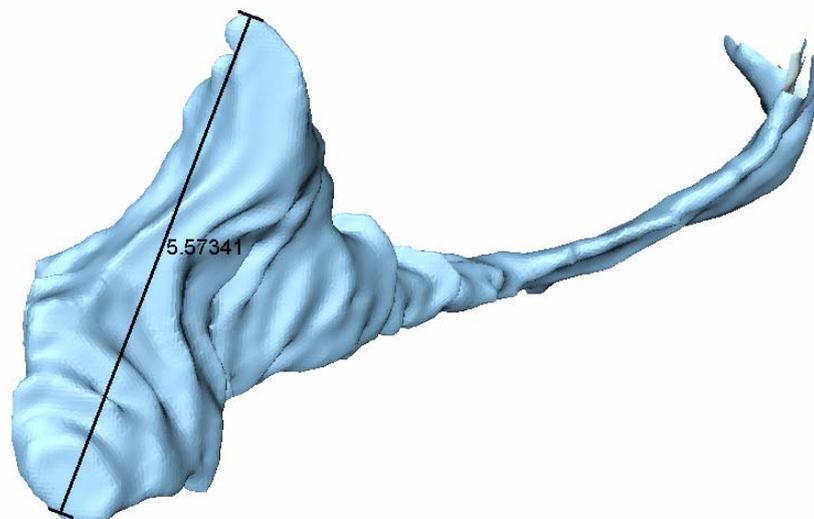
Aquaeductus cochleae • Durchmesser

Abb.99



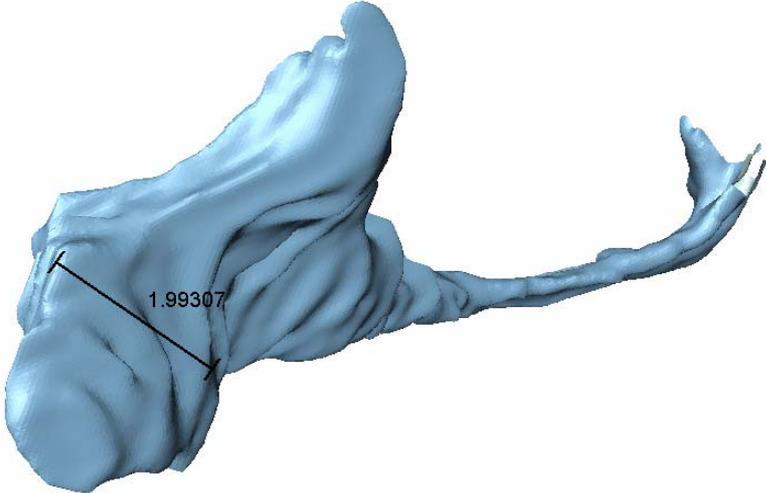
Aquaeductus cochleae • Mündung • Längs

Abb.100



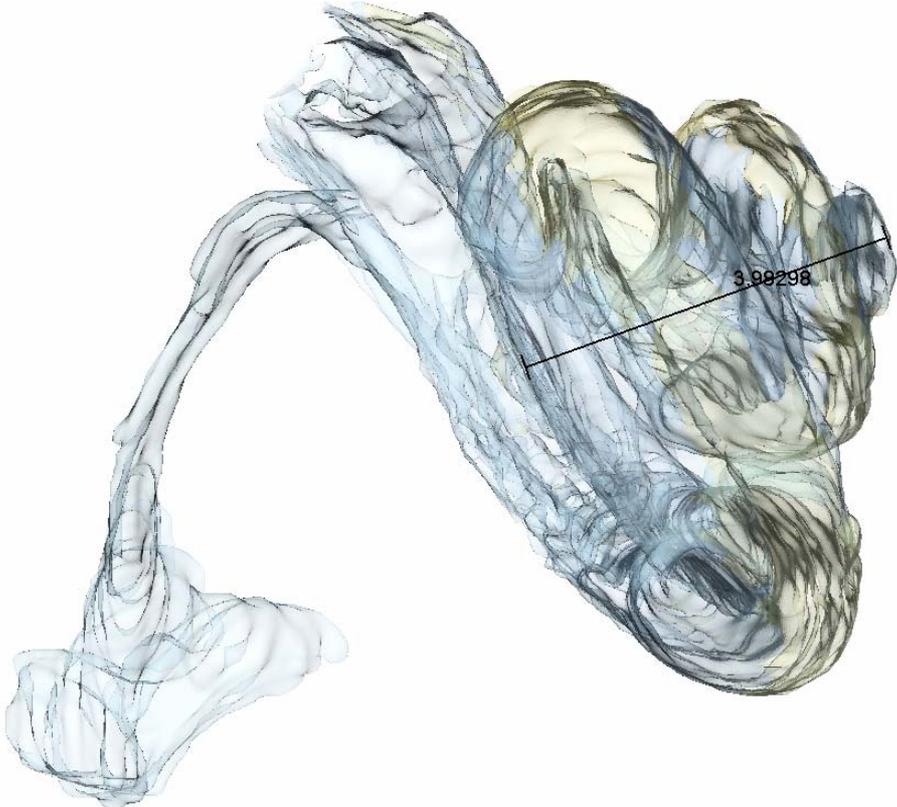
Aquaeductus cochleae • Mündung • Quer

Abb.101



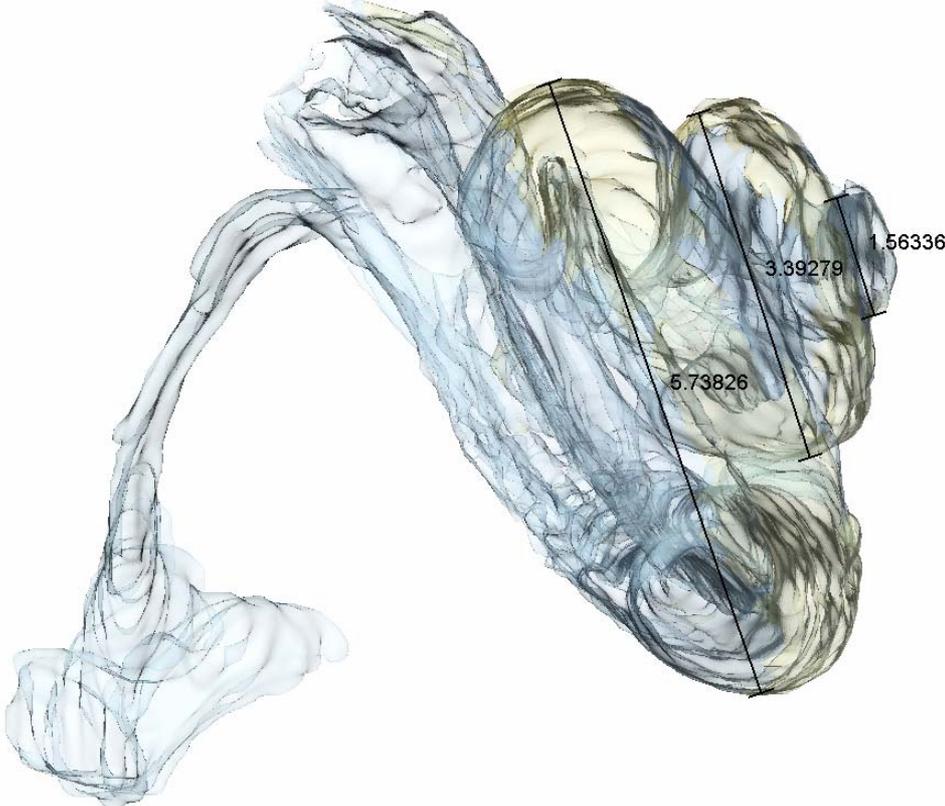
Cochlea● Axiale Höhe

Abb.102



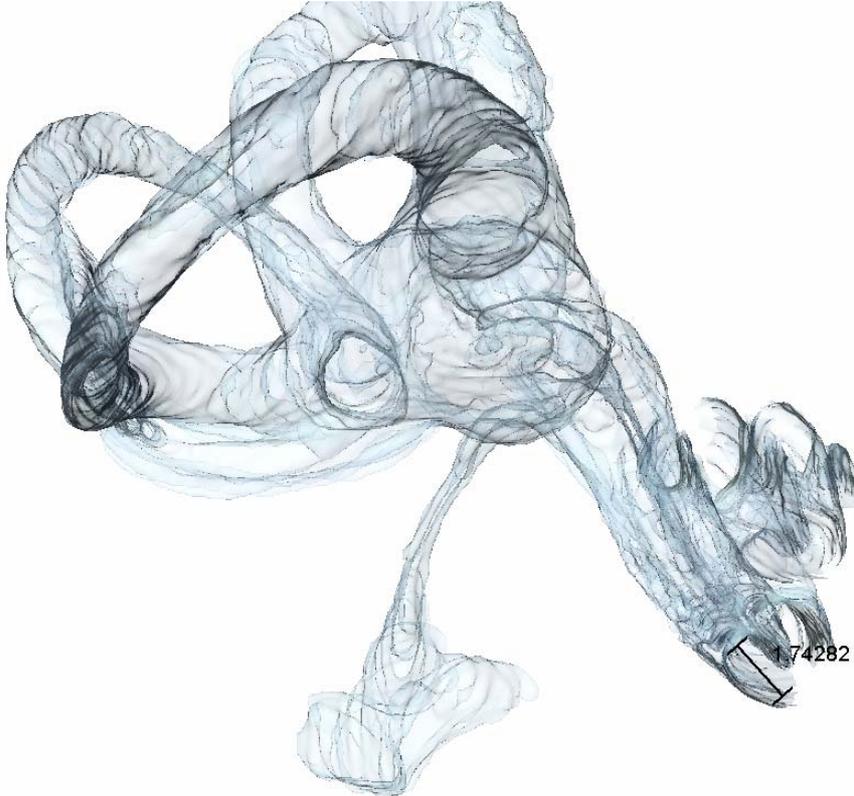
Cochlea● Schneckenwindungen● Durchmesser

Abb.103



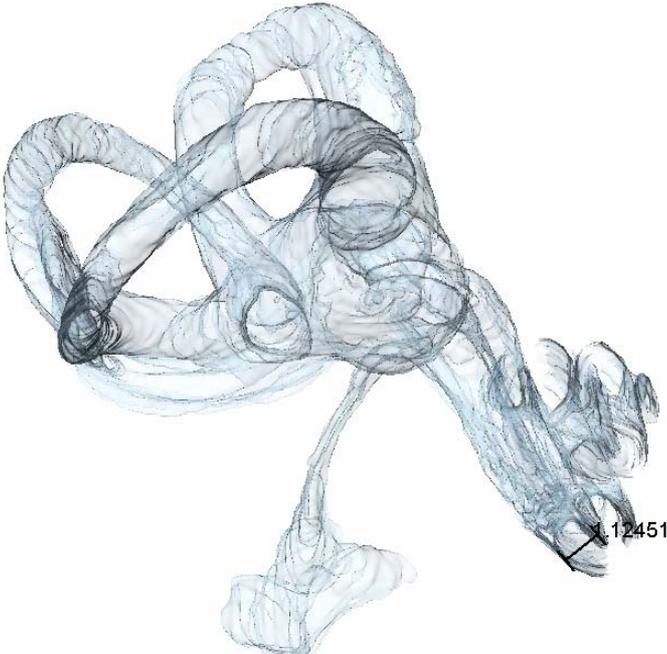
Cochlea • Scala tympani • Weite bei 7.2 mm

Abb.104



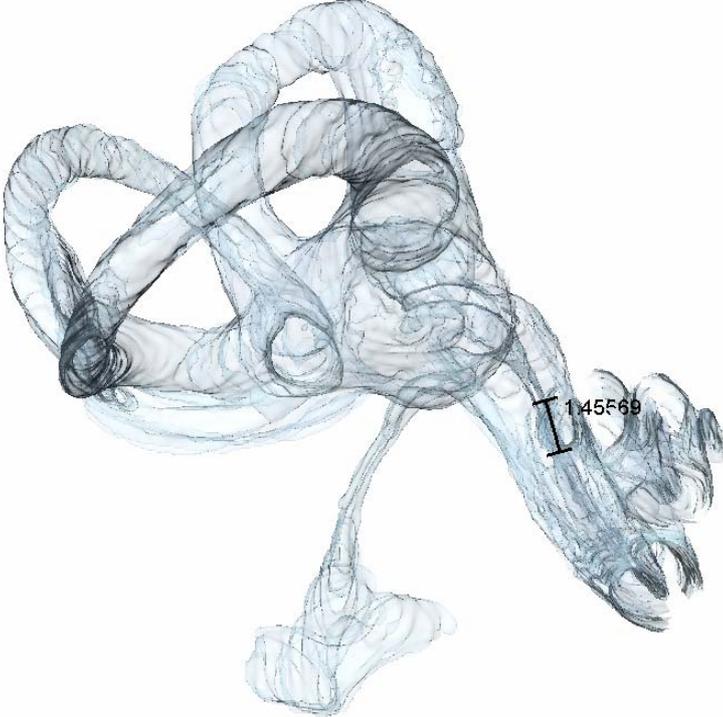
Cochlea • Scala tympani • Höhe bei 7.2 mm

Abb.105



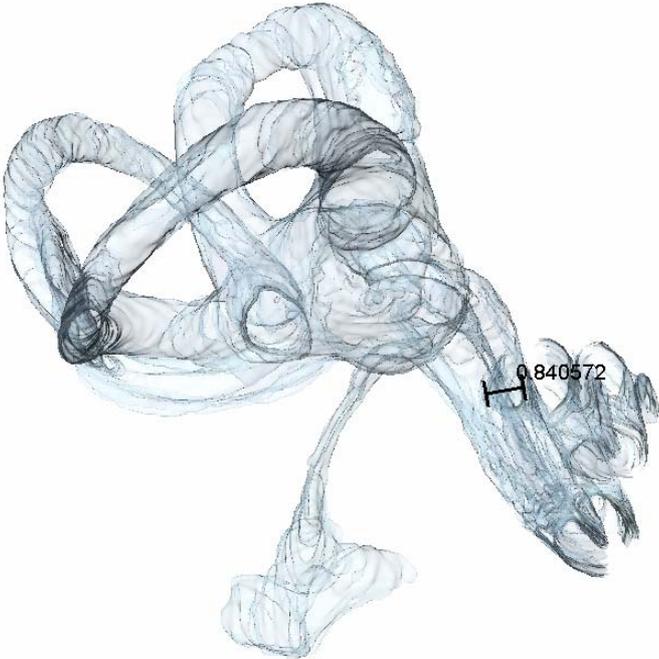
Cochlea • Scala tympani • Weite bei 14.4 mm

Abb.106



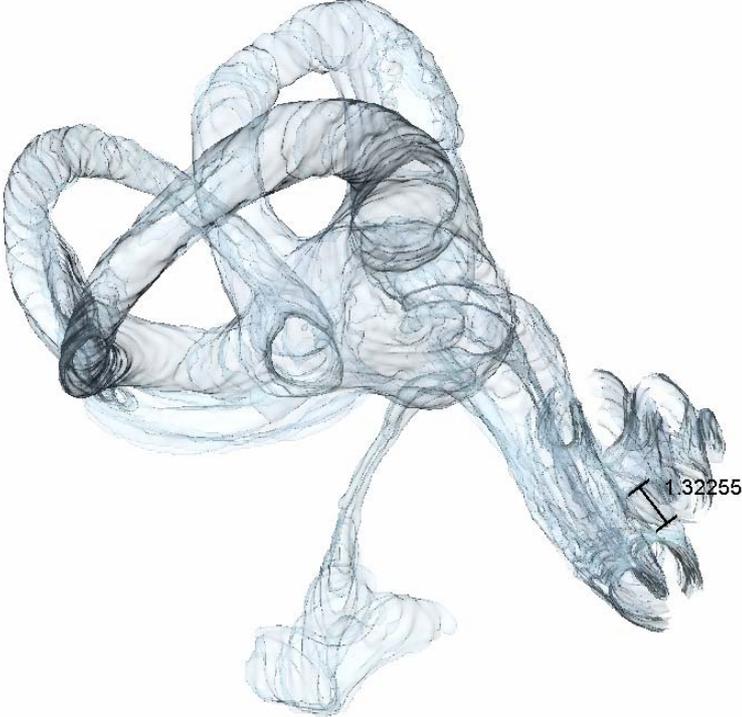
Cochlea • Scala tympani • Höhe bei 14.4 mm

Abb.107



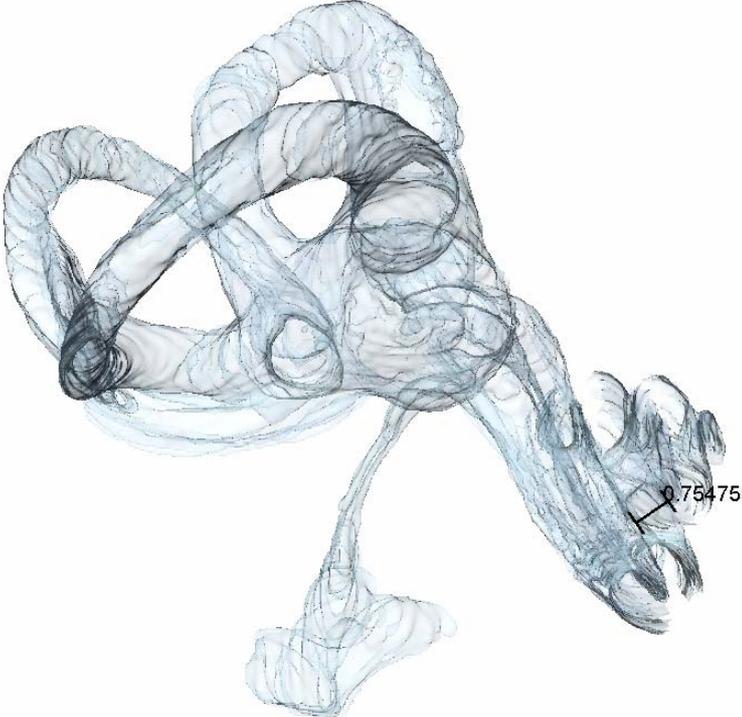
Cochlea • Scala tympani • Weite bei 21.6 mm

Abb. 108



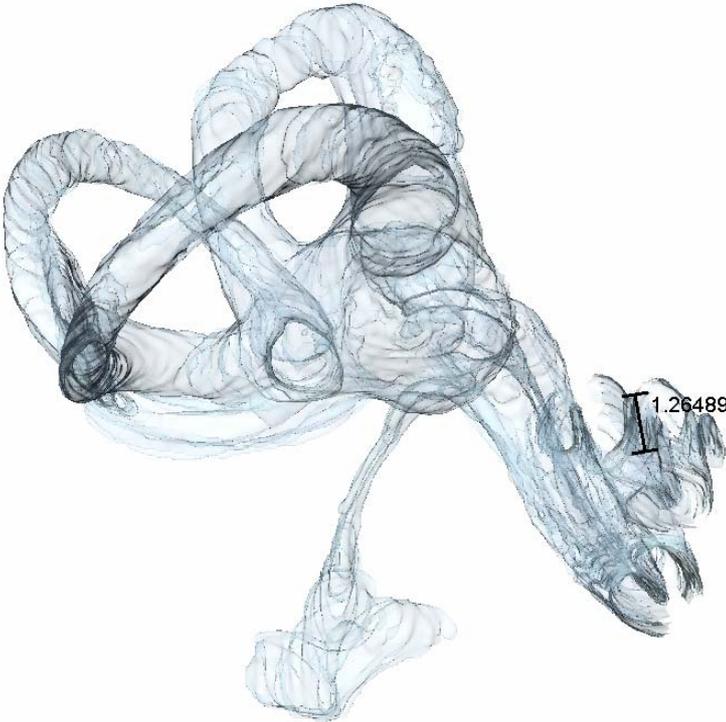
Cochlea • Scala tympani • Höhe bei 21.6 mm

Abb. 109



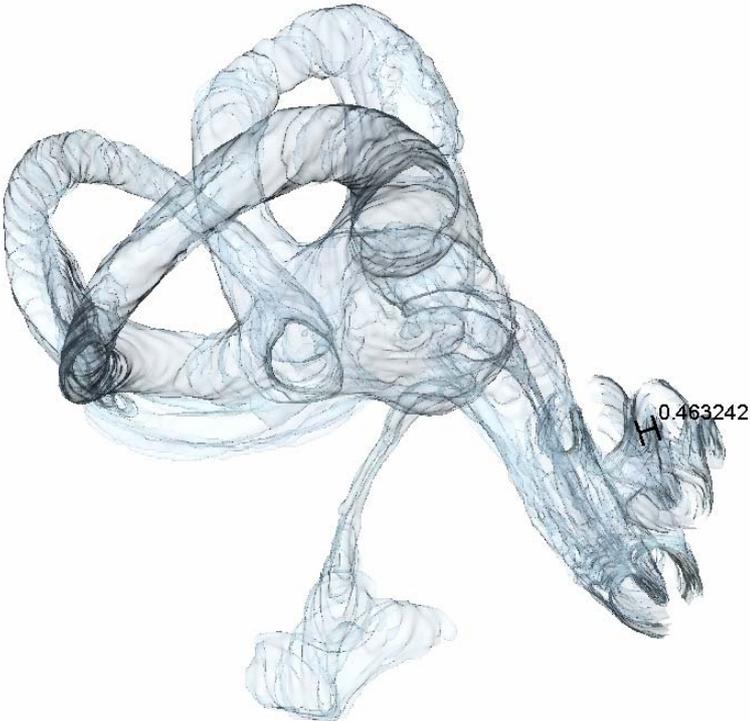
Cochlea • Scala tympani • Weite bei 28.8 mm

Abb. 110



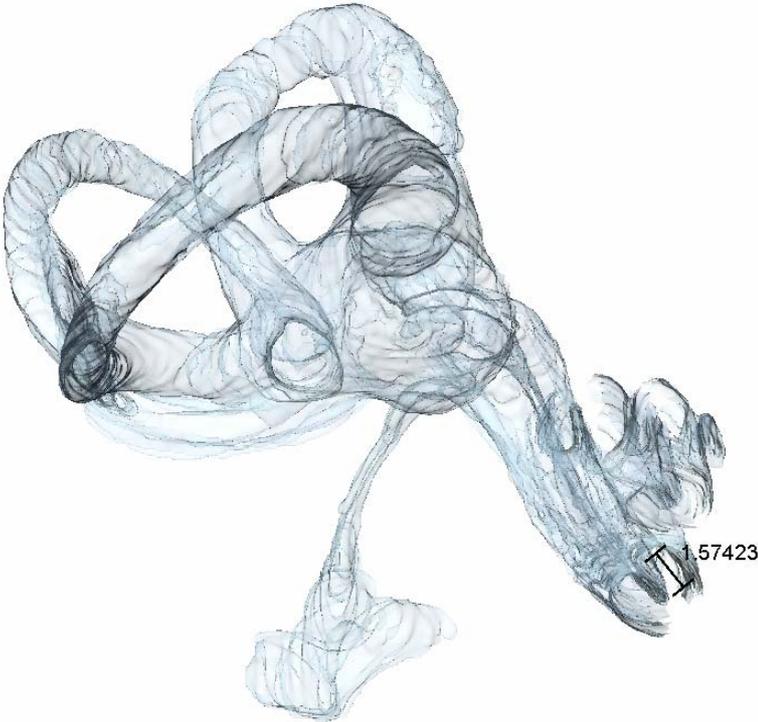
Cochlea • Scala tympani • Höhe bei 28.8 mm

Abb. 111



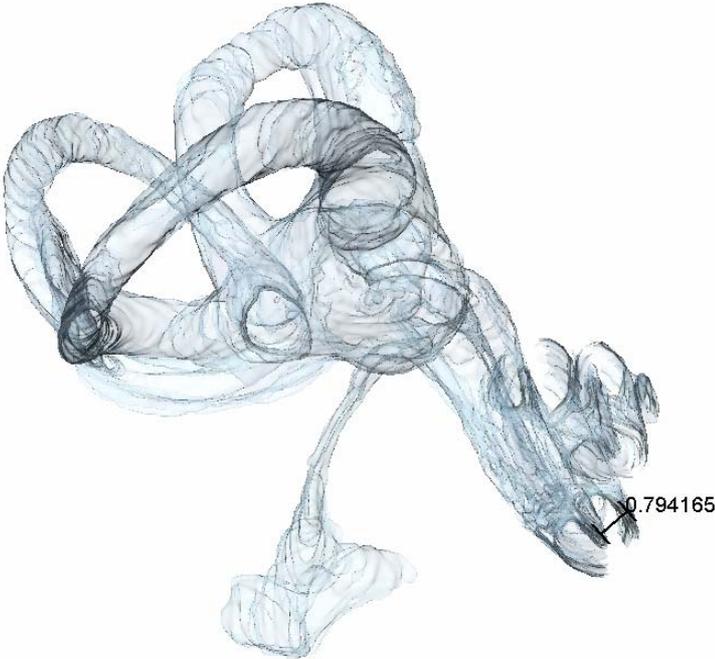
Cochlea • Scala vestibuli • Weite bei 7.2 mm

Abb. 112



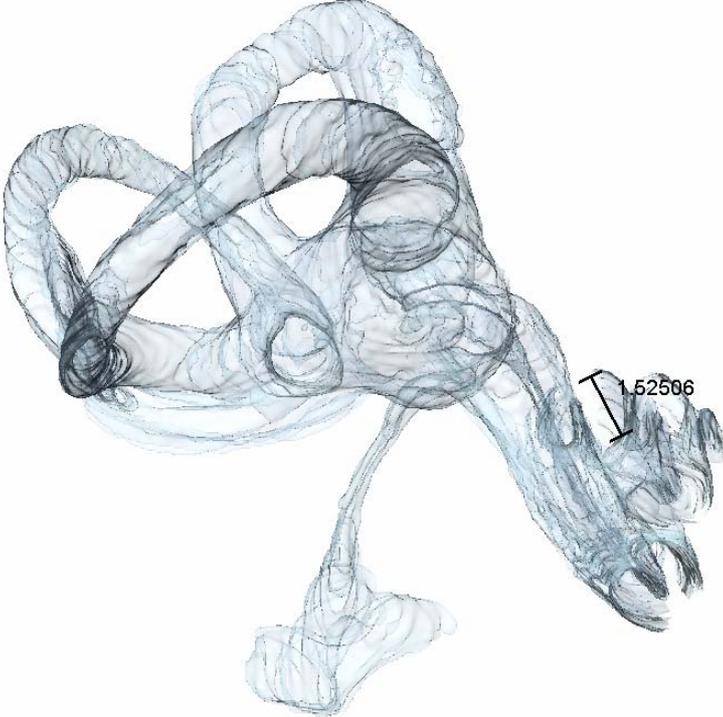
Cochlea • Scala vestibuli • Höhe bei 7.2 mm

Abb. 113



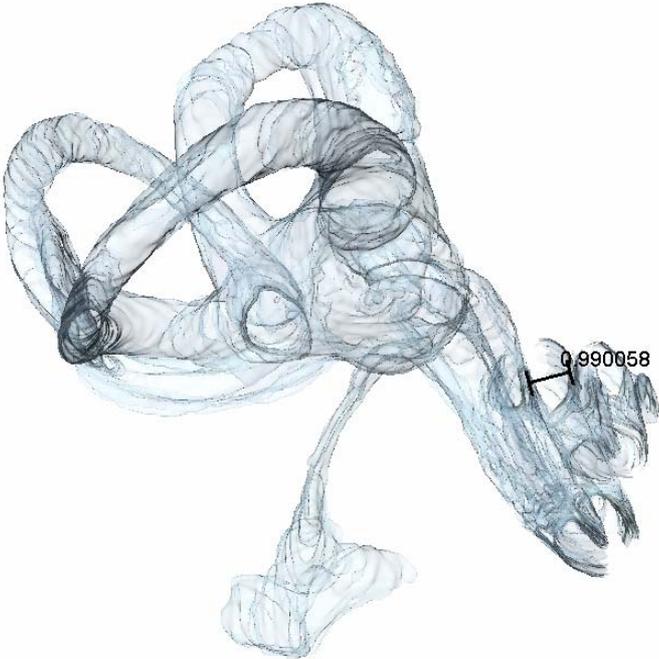
Cochlea • Scala vestibuli • Weite bei 14.4 mm

Abb. 114



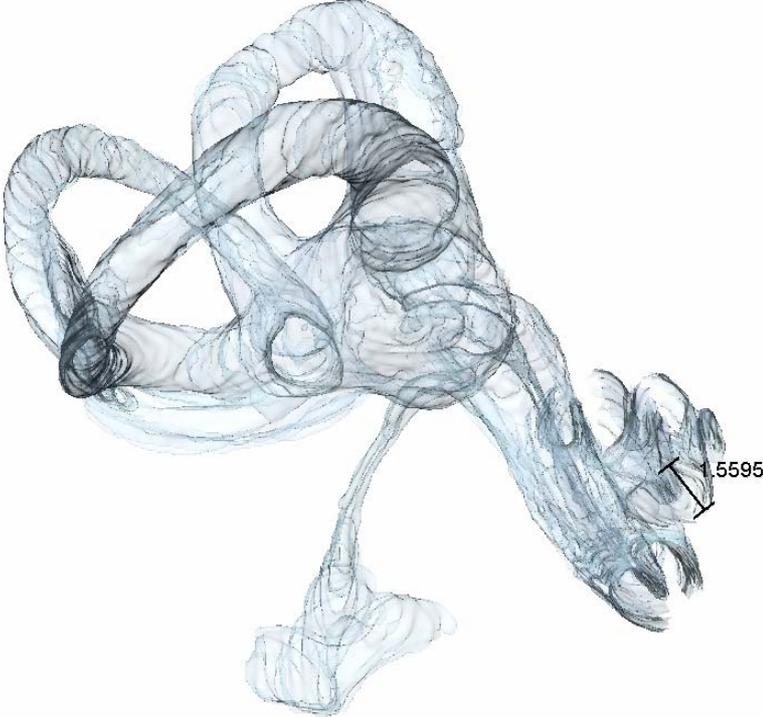
Cochlea • Scala vestibuli • Höhe bei 14.4 mm

Abb. 107



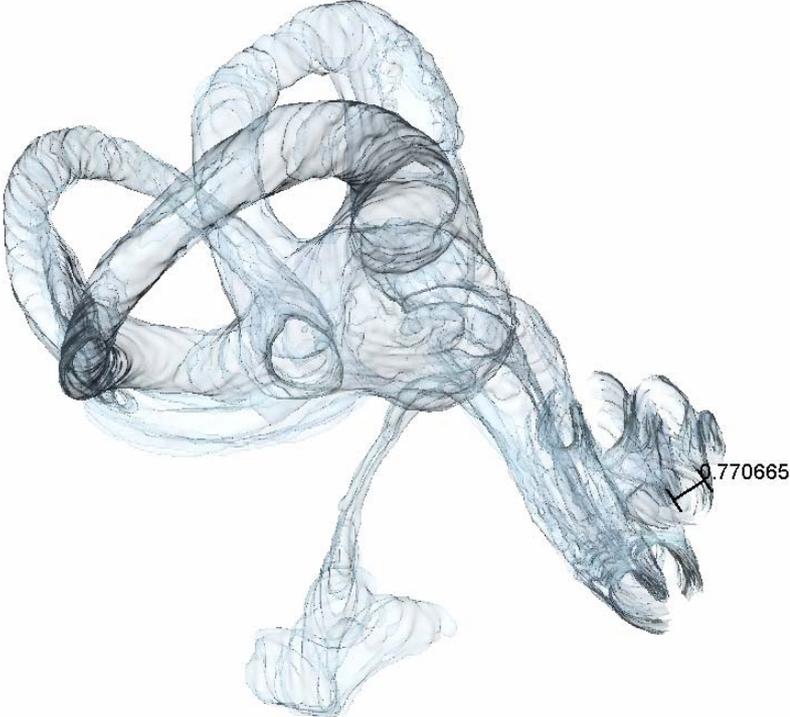
Cochlea • Scala vestibuli • Weite bei 21.6 mm

Abb. 116



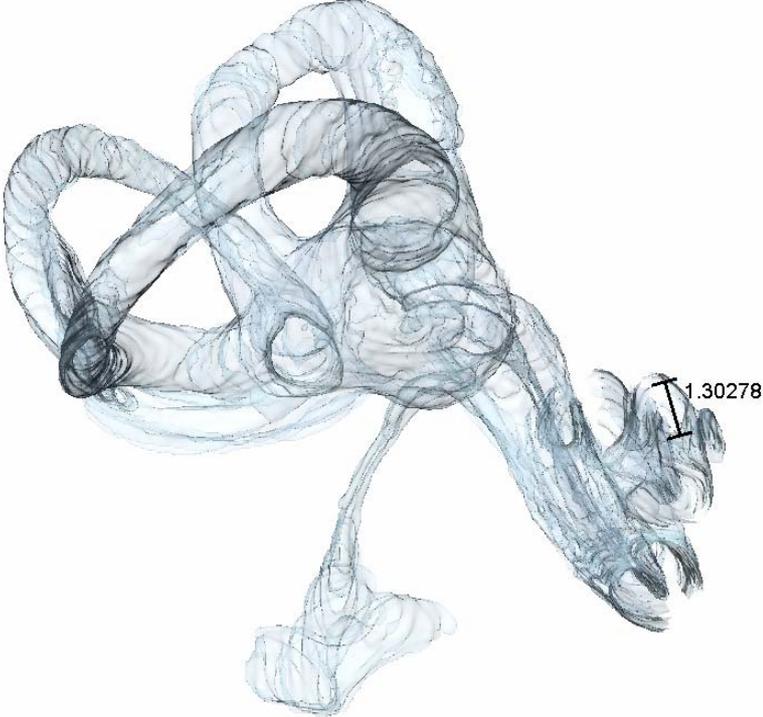
Cochlea • Scala vestibuli • Höhe bei 21.6 mm

Abb. 117



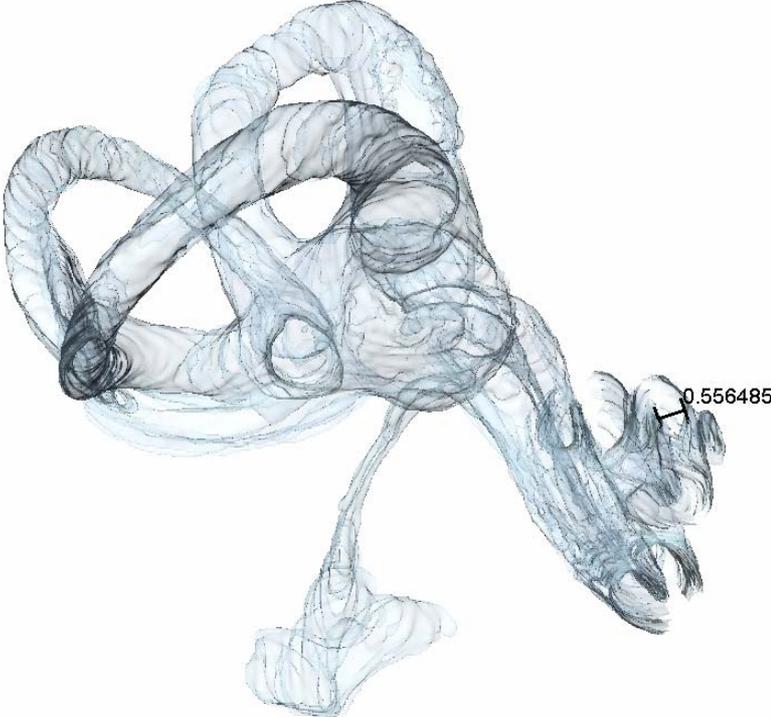
Cochlea • Scala vestibuli • Weite bei 28.8 mm

Abb. 118



Cochlea • Scala vestibuli • Höhe bei 28.8 mm

Abb. 119



5. DISKUSSION

5.1 Einordnung und Bewertung der Anatomischen

Rekonstruktion

Das drei-dimensionale Modell des Mittel- und Innenohres stellt nahezu alle anatomisch unterscheidbaren Strukturen ab einer Größe von 100 µm im Raum dar. Durch die Möglichkeit, einen hochaufgelösten Datensatz zur Segmentierung und Rekonstruktion verwenden zu können, konnten selbst kleinste Bestandteile des Ohres dargestellt werden. Auch stark gekrümmte Strukturen wie die Schnecke, konnten getreu wiedergegeben werden, sodass ihre Morphologie quantitativ analysierbar wird. Dies ist unter anderem bei der Platzierung von Elektroden bei einer Cochlea-Implantat-Operation von großem Nutzen. Schon Halbritter (1966) bemerkte, dass ein plastisches Modell eine Betrachtung um vieles erleichtern und exakter sein würde. Von großem Vorteil ist ein genaues anatomisches drei-dimensionales Objekt weiterhin zur Planung und Optimierung von Mittelohr-Prothesen, insbesondere bei der Stapesplastik, und zum Verständnis und der Beurteilung von destruierenden Mittel- und Innenohr-Prozessen, wie beispielsweise der Otosklerose oder der Cholesteatom-Ausdehnung.

Da es bisher kaum möglich gewesen ist, numerische Simulationen und Berechnungen des mechanischen Verhaltens des Ohres mit geometrisch realitätsnahen Modellen durchzuführen (Böhnke, 1992), ist durch die vorliegende Arbeit ein entscheidender Fortschritt gelungen. Die Beziehung der einzelnen anatomischen Strukturen zueinander kann leicht verfolgt werden, ohne das Präparat unwiederbringbar zu zerstören. Schichten, die sich unter anderen befinden, können ohne weiteres durch Unsichtbarmachen störender Strukturen, kenntlich gemacht werden. In der nahen Zukunft kann dieser Vorteil eine prä- und intraoperative Planung erleichtern und die Kontrolle des postoperativen Verlaufs ermöglichen. Verschiedene Operations-Zugänge können simuliert werden. Diese Möglichkeiten werden durch die Bereitstellung von Rotationsachsen, unterschiedlichen Schnittebenen und einer beliebigen Vergrößerung durch eine angemessene Software ermöglicht. Größenverhältnisse werden durch eingefügte Maßstäbe deutlich.

Wie die Autoren des „The Visible Ear“ (Sørensen et al., 2002) feststellen, ist durch das angewandte Herstellungsverfahren der Schnitte und Bilder, eine Artefaktentstehung auf ein Minimum reduziert worden. Andere Techniken der Schnitterstellung hingegen, wie

beispielsweise eine histologische Aufbereitung der Bilder, können dieses Risiko nicht ausschließen. Von Vorteil ist die Speicher-Möglichkeit des Bilddatensatzes auf einem elektronischen Medium. Ebenso von Vorteil ist, dass es dadurch zu keinen Schrumpfungsprozessen am Objekt kommt, die die Messungen beeinträchtigen könnten. Wie bereits erwähnt, basieren andere Rekonstruktionstechniken hauptsächlich auf histologischen Schnitten (Linthicum et al., 1981; Harada et al., 1988; Takagi et al., 1988; Ariyasu et al., 1989; Takagi et al., 1989; Bagger-Sjöbäck et al., 1990; Sato et al., 1991; Gulya et al., 1996; Ghanem et al., 1998; Gopen et al., 1997; Takahashi et al., 1989). Computer-tomographische Bilder stellen eine weitere wichtige Rekonstruktionsgrundlage dar (Ali et al., 1993; Dahm et al., 1993; Schubert et al., 1995; Himi et al., 1996; Ketten et al., 1998).

Auch magnetresonanz-tomographische Daten wurden zur Modellgewinnung herangezogen (Czerny et al., 1998).

Diese bildgebenden Verfahren sind zwar größtenteils unter in vivo Bedingungen anwendbar, haben jedoch eine um vieles geringere Bildauflösung, als das von hier verwendete Bildmaterial. Auch hier sind Artefakt-Entstehungen möglich, da sich Patienten während der Bildgewinnung nicht immer ruhig und unbewegt verhalten. Ebenso ist eine Entstehung von sogenannten Pseudoforamina möglich, die sich aufgrund unterschiedlicher Dichteverhältnisse ergeben können. Histologische Schnitte haben zwar eine höhere Auflösung, können jedoch nur unter in-vitro-Bedingungen durchgeführt werden. Bisherige Rekonstruktionen, die auf diese Art und Weise angefertigt worden waren, konnten nicht reproduziert werden. Zum einen konnten einmal geschnittene Strukturen nicht wieder zusammengefügt werden, zum anderen waren die genannten Rekonstruktionsmethoden um ein vieles aufwendiger. Strukturen mussten von Hand vergrößert nachgezeichnet werden, bevor sie über ein "Digitizer tablet" zur Weiterbearbeitung in den Computer eingegeben werden konnten (Takahashi et al., 1989), von anderen Präparaten wiederum wurden aufwendige Ausguss-Präparate hergestellt (Wlodyka, 1978) oder Umrisse von Strukturen unter dem Mikroskop auf Millimeterpapier übertragen, und durch Aneinanderreihung von Konturschablonen ein drei-dimensionales Modell -jedoch nur von einzelnen Strukturen- angefertigt (Halbritter, 1966). Bei der vorliegenden Studie gelang es unter ähnlichem Zeitaufwand von einigen Monaten das Ohr in drei-dimensionaler Abbildung darzustellen und einen Katalog mit sämtlichen Meßdaten zu präsentieren. Bei vorherigen anatomischen Auswertungen mussten Schnittpräparate in drei Ebenen angefertigt werden, um eine genauere Vorstellung der räumlichen Beziehung der Strukturen zu erhalten (Beck, 1963).

Dennoch sind auch der hier neu vorgestellten Rekonstruktions-Methode Grenzen gesetzt. Selbst eine sehr hohe Bildauflösung von 50 $\mu\text{m}/\text{Pixel}$ reichte nicht aus, um Mikrostrukturen, wie die Basilarmembran mit dem Corti'schen Organ, die Reissner-Membran als Trennung der Scala tympani zur Scala media und die Maculae sacculi et utriculi, darzustellen.

Dadurch, dass unsere Rekonstruktion auf einem Bilddatensatz basiert, der von einem Präparat post-mortem angefertigt wurde, erhielten wir einerseits eine hohe Bildauflösung, die mit in-vivo anwendbarer Bildgebung nicht erreicht werden kann, andererseits kann eine solche, in hohem Masse detaillierte Rekonstruktion, bisher nur unter in-vitro-Bedingungen durchgeführt werden.

Ein großer Nachteil entsteht durch den hohen Zeitaufwand, der für eine solche Rekonstruktion aufgewendet werden muss. Nahezu in jedem der 318 Bilder muss eine manuelle Segmentierung jeder interessierenden Struktur vorgenommen werden, eine semi-automatische Bearbeitung der Bilder ist nur vereinzelt möglich, wenn die Grenzen der unterschiedlichen Materialien eindeutig sind.

Intensive anatomische Vorkenntnisse sind die Voraussetzung für die Anwendung einer solchen Methode.

Da es sich bei dem zwei-dimensionalen Bilddatensatz um Einzelbilder handelt, die übereinandergelagert worden sind, kommt es an dem drei-dimensionalen Modell zu Stufenbildung entlang seiner Oberfläche, die durch Nachbearbeitung mit der Software korrigiert werden kann, um das Erscheinungsbild zu verbessern.

Der Vorteil einer Rekonstruktion aus CT- oder MRT-Daten mag die in-vivo Anwendbarkeit sein, auch wenn damit nur Auflösungen im Millimeter-Bereich erreicht werden können (Ketten et al., 1998; Czerny et al., 1998, und andere). Nicht zu unterschätzen ist die erheblich kürzere Daten-Akquisitionszeit, die sich im Sekunden- oder Minuten-Bereich befindet. Die Schnitthanfertigung eines Präparats und die anschließende Bildgewinnung sind um einiges Zeit-intensiver. Um eine höhere Auflösung mit der CT oder der MRT zu erhalten, sind zum jetzigen Zeitpunkt höhere Strahlungsdosen oder neue Techniken wie zum Beispiel die Absorptions-Mikro- oder die Phasen-Kontrast-CT (Vogel U., 1999) notwendig, welche wiederum nicht unter in-vivo-Bedingungen einsetzbar sind, da sie den Patienten unzulässig belasten würden.

Ein letzter Punkt, den es zu verbessern gilt, ist die Reduktion der Datenmenge, um diese Technik universell einsetzbar zu machen. In diesem Fall ergibt sich aus der Multiplikation der einzelnen Bildpunkte (800x600x318) eine Gesamtanzahl von 152.640.000 Bildpunkten. Wird dieser Wert mit acht Bit multipliziert, ergibt sich für unseren

Bilddatensatz eine Datengröße von 1.221 GByte. Um einen Datensatz von solcher Größenordnung angemessen bearbeiten zu können, ist ein gut ausgestatteter Computer unerlässlich.

5.2 Vergleich mit vorliegenden Messdaten

In den Tabellen 1. bis 16.2 sind die Ergebnisse der Vermessungen dargestellt. Nun soll anhand untenstehender Tabellen 17. bis 31.3 ein Vergleich mit den Untersuchungen anderer Autoren angestellt werden. Alle Angabe erfolgen in Millimeter (mm). Flächen werden in Quadratmillimetern (mm²) angegeben.

5.2.1 Trommelfell

Tab. 17

	Längsdurchmesser (mm)	Querdurchmesser (mm)	Fläche (mm ²)
Tinz	9. 79	9. 40	92. 03
Applebaum und Deutsch <small>(1985)</small>			90. 0
Putz et al. <small>(1993)</small>	10- 11	9	

5.2.2 Hammer

Tab. 18. 1

Manubrium	Länge (mm)	Durchmesser (mm)
Tinz <small>(2003)</small>	5. 52	1. 46
Lang <small>(1992)</small>	5. 0 ± 0. 4	
Kirikae <small>(1959)</small>	5. 0 ± 0. 4	
Olszewsky u. Mitarb. <small>(1987)</small>	5. 16± 0. 11	

Tab. 18.2

Malleus	Gesamthöhe (mm)
Tinz (2003)	9.10
Kirikae (1959)	8.0 ± 0.8
Olszewsky u. Mitarb. (1987)	8.62 ± 0.18

5.2.3 Amboss

Tab. 19

	Länge (mm)	Breite (mm)
Tinz (2003)	6.97	5.16
Kikuchi (1903)	6.5	
Olszewsky u. Mitarb. (1987)	7.21 ± 0.19	5.4

5.2.4 Steigbügel

Tab. 20.1

Crus anterius	Länge (mm)
Tinz (2003)	3.35
Anson u. Bast (1946)	3.62
Olszewsky u. Mitarb. (1987)	3.72 ± 0.14

Tab. 20.2

Crus posterius	Länge (mm)
Tinz (2003)	3.45
Anson u. Bast (1946)	3.73

Tab. 20.3

Stapes	Gesamthöhe (mm)
Tinz (2003)	4. 14 und 4. 24
Anson u. Bast (1946)	3. 26

Tab. 20.4

Basis stapedis	Länge (mm)	Breite (mm)
Tinz (2003)	2. 79	1. 59
Anson u. Bast (1946)	2. 99	1. 41
Olszewsky u. Mitarb. (1987)	2. 95± 0. 12	1. 29± 0. 10
Lang (1992)	2. 7	

5.2.5 Hammer-Bänder

Tab. 21.1

Lig. mallei sup.	Länge (mm)
Tinz (2003)	0. 50
Lang (1992)	0- 1. 8
Beer et al. (1996)	1. 4

Tab. 21.2

Lig. mallei lat.	Länge (mm)	Dicke (mm)
Tinz (2003)	1. 25	0. 80
Lang (1992)	1. 1	0. 46
Beer et al. (1996)	0. 25	

5.2.6 Amboss-Bänder

Tab. 22.1

Lig. incudis sup.	Länge (mm)	Höhe (mm)
Tinz (2003)	1. 39	0. 30
Lang (1992)	0. 0- 1. 8	0. 3- 0. 65

Tab. 22.2

Lig. incudis post.	Länge (mm)
Tinz (2003)	0. 99
Lang (1992)	0. 3- 0. 8

5.2.7 Stapedius- Muskel

Tab. 23

	Länge (mm)	Breite (mm)	Höhe (mm)
Tinz (2003)	0. 60	0. 65	0. 24
Lang (1992)	7. 0		

5.2.8 Tensor-tympani-Muskel

Tab. 24

	Länge (mm)	Breite (mm)	Höhe (mm)
Tinz (2003)	3. 15	0. 79	1. 51
Lang (1992)	200		
Lang u. Stöber (1987)		1. 40	1. 65
Beer et al. (1996)	3. 9		1. 0

5.2.9 Ovales Fenster

Tab. 25

	Längsdurchmesser (mm)	Querdurchmesser (mm)	Fläche (mm ²)
Tinz (2003)	2. 79	1. 6	4. 63
Lang u. Kothe (1987)	2. 7	1. 5	
Anson u. Bast (1960)	2. 5- 3. 0	2. 0	
Neubert u. Wüstenfeld (1962)			3
Arnold et al. (1999)			3. 6

5.2.10 Rundes Fenster

Tab. 26

	Längsdurchmesser (mm)	Querdurchmesser (mm)	Fläche (mm ²)
Tinz (2003)	1. 00	0. 86	0. 86
	1. 87	1. 47	2. 76} 3. 62
Lang u. Kothe (1987)	1. 9	1. 8	
Takahashi et. al. (1989)	2. 08± 0. 22	1. 76± 0. 10	2. 70± 0. 43
Beck u. Bader (1963)	2. 5	1. 9- 2. 0	

5.2.11 Messwerte Vestibulum

Tab. 27

	Längsdurchmesser (mm)	Querdurchmesser (mm)
Tinz (2003)	5. 13	3. 39
Lang (1992)	5- 7	3- 4
Graf Spee (1896)		2. 8
Sprinzi (1992)	6	4
Beck u. Bader (1963)	6. 2	4. 5

5.2.12 Aquaeductus vestibuli

Tab. 28.1

Ductus	Länge (mm)	Durchmesser (mm)
Tinz (2003)	5. 31	0. 88
Tinz (2003)	4. 50} 9.81	
Wildbrand u. Mitarbeiter (1974)	8. 47	

Tab. 28.2

Saccus	Längsdurchmesser (mm)	Querdurchmesser (mm)	Fläche (mm ²)
Tinz (2003)	4. 74	1. 02	4. 78
Bast et. al. (1968)	7. 0- 16. 0	5. 0	10. 0

5.2.13 Aquaeductus cochleae

Tab. 29

Ductus	Länge (mm)	Durchmesser (mm)
Tinz (2003)	10. 41	0. 59
Cotugno (1760)	7- 13	
Weber- Liel (1879)	6. 54	
Kelemen et al. (1979)		0. 2
Gopen (1999)	10. 0	

5.2.14 Schnecke

Höhen- Scala tympani

Tab. 30.1

Windungen	½	1	1 ½	2
Tinz (2003)	1. 12 mm	0. 84 mm	0. 75 mm	0. 46 mm
Wysocki (1999)	1. 1 mm	0. 85 mm	0. 75 mm	0. 41 mm
Hatsushika (1990)	0. 9 mm	0. 5 mm		

Weiten- Scala tympani

Tab. 30.2

Windungen	½	1	1 ½	2
Tinz (2003)	1. 74 mm	1. 46 mm	1. 32 mm	1. 26 mm
Wysocki (1999)	1. 7 mm	1. 5 mm	1. 35 mm	1. 35 mm
Hatsushika (1990)	1. 3 mm	0. 8 mm		

Höhen- Scala vestibuli

Tab. 30.3

Windungen	½	1	1 ½	2
Tinz (2003)	0. 79 mm	0. 99 mm	0. 77 mm	0. 56 mm
Wysocki (1999)	0. 75 mm	0. 9 mm	0. 8 mm	0. 55 mm

Weiten- Scala vestibuli

Tab. 30.4

Windungen	½	1	1 ½	2
Tinz (2003)	1. 57 mm	1. 53 mm	1. 56 mm	1. 30 mm
Wysocki (1999)	1. 5 mm	1. 55 mm	1. 5 mm	1. 39 mm

Durchmesser- Schneckenwindungen

Tab. 30.5

Windungen	basal	medial	apikal
Tinz (2003)	5. 74 mm	3. 39 mm	1. 56 mm
Ketten (1998)	7. 91 mm	4. 27 mm	1. 46 mm
Beck u. Bader (1963)	7- 7. 5 mm	4- 4. 5 mm	3. 0 mm
Igarashi (1966)	6. 2 mm		

Axiale Höhen

Tab. 30.6

Tinz (2003)	4. 45 mm
Ketten (1998)	2. 75 mm
Beck u. Bader (1963)	5 mm
Lang (1992)	5 mm

Schneckenlängen

Tab. 30.7

	Schneckenlänge (mm)
Tinz (2003)	33. 61
Ketten (1998)	33. 01
Sato (1991)	37. 1 (für Männer) 32. 3 (für Frauen)
Hardy (1938)	31. 52
Takagi u. Sando (1989)	36. 4
Walby (1985)	30. 1- 36. 4
Igarashi (1966)	32

5.2.15 Bogengänge

Lateraler Bogengang:

Tab. 31.1

	Längsdurch- messer (mm)	Querdurch- messer (mm)	Durchmesser (mm)	Fläche (mm ²)
Tinz (2003)	3. 16	2. 97	1. 10	9. 38
Beck u. Bader (1963)	5. 5	5. 3	1. 2- 1. 4	
Igarashi (1966)	6. 4			
Lang (1992)	3. 5			

Superiorer Bogengang:

Tab. 31.2

	Längs- Durchmesser (mm)	Quer- Durchmesser (mm)	Durchmesser (mm)	Fläche (mm ²)
Tinz (2003)	6.42	5.80	1.23	37.24
Beck u. Bader (1963)	7.1	6.75	1.2- 1.4	

Posteriorer Bogengang:

Tab. 31.3

	Längs- Durchmesser (mm)	Quer- Durchmesser (mm)	Durchmesser (mm)	Fläche (mm ²)
Tinz (2003)	5.88	5.80	1.02	34.10
Beck u. Bader (1963)	7.5	6.5	1.2- 1.4	

Bis auf einige Werte zeigen sich Übereinstimmungen mit den Ergebnissen anderer Messungen. Die hier gemessenen Werte für das Trommelfell entsprechen Untersuchungen von Applebaum u. Deutsch (1985) und den Angaben von Putz u. Pabst (1993) (Tabelle 17). Auch für die Abmessungen des Hammers ergaben sich vergleichbare Werte zu anderen Untersuchungen (Tab.18.1 und 18.2). Seine gemessene Gesamthöhe ist etwas größer als die von Kirikae (1959) und Olszewsky (1987). Ebenso sind bei Betrachtung der Tabelle 19 keine nennenswerten Abweichungen der hier erhaltenen Messungen des Amboss von denen anderer Untersucher feststellbar. Der Steigbügel zeigt in den Tabellen 20.1 bis 20.4 ähnliche Messergebnisse der unterschiedlichen Autoren. Die in dieser Untersuchung gefundenen Werte sind mit denen von Anson u. Bast

(1946) und Olszewsky u. Mitarb. (1987) am besten vergleichbar. In Tabelle 21.1 wird deutlich, dass die Messungen für das Ligamentum mallei superius am ehesten denen von Lang (1992) entsprechen. Beer et al. (1996) erhalten für die Länge des Bandes größere Werte. Auch beim Ligamentum mallei laterale ergibt sich ein Pendant zu den Ergebnissen von Lang (1992). Das von Beer et al. (1996) gemessene Band ist um etwa einen Millimeter kürzer (Tab.21.2). Allerdings ist laut dieser Untersuchung das Ligament doppelt so dick, wie das von Lang (1992). Wie in Tab. 22.1 sichtbar wird, stimmen die Messungen für das Lig. incudis superior abermals mit denen von Lang (1992) überein. Das posteriore Band zeigt etwas längere Maße als das von Lang (1992) gemessene (Tab. 22.2). Die für das ovale Fenster bestimmte Fläche ist mit 4.63 mm² im Vergleich zu Messungen von Arnold et al. (1999) und Neubert u. Wüstenfeld (1962) relativ groß. Ein möglicher Grund liegt in der näherungsweise Flächen-Berechnung aus den gemessenen Werten (Tab. 25). Tabelle 26 erläutert, dass die Messwerte für das runde Fenster im Messbereich von Lang u. Kothe (1987), Takahashi et al. (1989) und Beck u. Bader (1963) liegen. Lang (1992) erhält für das Vestibulum Werte, die den hier ermittelten Angaben entsprechen. Der längste Längsdurchmesser (Tab. 27) ergab sich bei Beck u. Bader (1963). Der Aquaeductus vestibuli misst eine größere Länge als der von Wildbrand u. Mitarb. (1974). Ursächlich könnte ein unterschiedliches Messverfahren sein, da zur besseren Vermessung der Kanal virtuell zweigeteilt wurde, und anschließend die Werte für die beiden Abschnitte addiert wurden (Tab. 28.1). Der Längsdurchmesser für den Saccus endolymphaticus hat kleinere Ausmaße als der von Bast et al. (1968) gemessene (Tab. 28.2). Der Querdurchmesser misst etwa ein Fünftel der Maße von Bast et al. (1968). Tabelle 29.1 und 29.2 demonstrieren, dass der Längenwert für den Aquaeductus cochleae dem von Gopen et al. (1999) entspricht. Der Durchmesser zeigt sich größer als bei Kelemen et al. (1979). Die Tabellen 30.1 bis 30.7 enthalten Messergebnisse für die Schnecke. Die Höhe der Scala tympani nimmt in dieser Untersuchung in Richtung Schneckenspitze kontinuierlich um 0.3 mm-Schritte ab. Dieses Ergebnis stimmt mit den Beobachtungen von Wysocki (1999) überein. Hier reduziert sich die Skalenhöhe apikal auf ein Drittel des Ausgangswertes. Bei Hatsushika (1990) nimmt die Höhe der Scala tympani die erste halbe Windung um 0.4 mm ab. Die Weite der Scala tympani reduziert sich anfangs um 0.3 mm-Werte, gegen Ende der Schneckenwindungen um 0.1 mm, ab. Bei Wysocki (1999) fällt die Weite bis zu den ersten eineinhalb Windungen um 0.2 mm-Schritte ab, dann erreicht sie ein Plateau auf 1.35 mm. Hatsushika (1990) zeigt die erste halbe Windung eine Weitenabnahme um 0.5 mm. Die Höhe der Scala vestibuli wächst laut den hier ermittelten Messungen bis zur ersten

Schneckenwindung um etwa 0.1 mm, um dann in 0.2 mm-Abständen in Richtung Schneckenspitze wieder abzunehmen. Wysocki (1999) erläutert einen Höhenabfall bis zur ersten Windung um 0.15 mm, danach eine Zunahme um 0.1 mm, und wiederum ein Absinken der Höhe um 0.25 mm. Hier wurde festgestellt, dass sich die Weite der Scala vestibuli bis zur ein einhalb-fachen Windung ausdehnt, und im Anschluss daran um 0.2 mm abzunehmen. Auch Wysocki (1999) bemerkte eine Steigerung der Weite bis zur ein einhalb-fachen Schneckenwindung und eine darauffolgende Abnahme um circa 0.2 mm auf 1.39 mm. Die hier gefundenen Durchmesser-Bestimmungen für die Schnecke sind kleiner als die von Ketten (1998), Beck u. Bader (1963) und Igarashi (1966). Die erhaltenen Ergebnisse für die mittlere und apikale Windung sind mit denen von Ketten (1998) vergleichbar. Die basalen Werte von Igarashi (1966) stimmen mit Messungen dieser Arbeit überein. Messungen der apikalen Höhe ergeben für Beck u. Bader (1963), Lang (1992) und das hier angefertigte Modell zeigen ähnliche Ergebnisse. Ketten (1998) beschreibt nur eine Höhe von 2.75 mm. Die Schneckenlänge hält sich unter den zitierten Autoren in ähnlichem Rahmen. Nur Takagi et al. (1989) präsentieren einen größeren Wert für die Länge. Vergleichende Ergebnisse für die Bogengänge werden in den Tabellen 31.1 bis 31.3 demonstriert. Für den lateralen Bogengang sind die Werte für den Längs- und Querdurchmesser bei Beck u. Bader (1963) nahezu doppelt so groß wie bei den hier angestellten Beobachtungen, da diese Messungen am Scheitelpunkt des Bogens, das heißt an der dünnsten Stelle des Ganges, durchgeführt wurden. Die Werte für den superioren Bogengang nähern sich den hier gemachten Bestimmungen. Auch beim posterioren Bogengang zeigen die Ergebnisse von Beck u. Bader (1963) relativ größere Dimensionen als diese Untersuchung. Im Verhältnis sind die hier untersuchten Bogengänge kleiner, als die im Untersuchungsgut von Beck u. Bader (1963). Proportional stimmen die ermittelten Größen mit denen der eben genannten Autoren überein.

Unstimmigkeiten können durch eine andere Messtechnik bedingt sein. Die Messungen wurden im drei-dimensionalen Raum vollzogen. Anders als bei Untersuchungen im zwei-dimensionalen Raum, ergibt sich hier die Möglichkeit einer sehr genauen Untersuchung interessanter Strukturen. Durch die Wahl verschiedener Betrachtungsrichtungen konnte sichergestellt werden, dass sich das virtuelle Maßband an den genau ausgewählten Vermessungspunkten befand. Somit ließen sich Verzerrungen vermeiden und zur Kontrolle einer Messung beliebig oft wiederholen. Dadurch, dass anatomische Strukturen durch eine virtuelle Lupe betrachtet werden konnten, war die Verwendung eines Mikroskops überflüssig, um feinste Strukturen erkennen zu können. Umrisse mussten

nicht wie in vorausgegangenen Untersuchungen von Hand vergrößert werden (Takahashi et al., 1989; Takagi et al., 1988; Takagi 1989; Sato et al., 1991; Linthicum et al., 1981). Große Differenzen der Messergebnisse ergeben sich bei den Vermessungen der beiden Mittelohr-Muskeln. Als ein Grund für diese Abweichungen kann die Unterschiedlichkeit der Messmethoden sein. Die Länge des Tensor-tympani-Muskels bezeichnet bei dieser Untersuchung nur seine Verlaufslänge durch die Paukenhöhle. Sein Weg durch den Semikanal des Muskels wurde vernachlässigt (Tab. 24). Auch bei der Längen-Bezeichnung des Stapedius-Muskels wurde nur auf seinen intrakavitären Verlauf Rücksicht genommen (Tab. 23). Ein anderer Grund könnte die geringe Unterscheidbarkeit zwischen Muskel und Ligament sein. Auch durch Grauwert-Veränderungen, zur verbesserten Differenzierung, gelingt eine eindeutige Zuordnung nicht immer.

Die Vermessung einzelner anatomischer Strukturen ist erheblich weniger zeitaufwendig als die vorangegangene Segmentierung und Rekonstruktion. Das Maßnehmen der Morphologie gelingt in wenigen Minuten. Dies ist ein wesentlicher Vorteil gegenüber einer manuellen Vermessung beispielsweise unter einem Mikroskop (Wysocki, 1999; Gopen et al., 1996; Curthoys et al., 1987).

Als Nachteil der hier vorgestellten Methode ist zu bemerken, dass Messungen von der vorherigen Rekonstruktion abhängig sind, das heißt, bei Ungenauigkeiten kommt es zu Verfälschungen der Messwerte. Um exakte Ergebnisse zu erzielen und Messungenauigkeiten zu vermeiden, ist daher eine akkurate Arbeitsmethode unerlässlich.

6. SCHLUSSFOLGERUNG

6.1 Ergebnis der anatomischen Rekonstruktion

Die anatomische drei-dimensionale Rekonstruktion ist eine elegante und einfache Methode zur Darstellung der komplizierten Verhältnisse des menschlichen Mittel- und Innenohres. Der Interessierte erhält einen schnellen und umfassenden Überblick über die menschliche Mittel- und Innenohr-Anatomie. Wird diese Methode individuell angewendet, lassen sich verlässliche Aussagen über destruierende Ohrprozesse und Missbildungen machen. Somit können Patienten individuell prä- oder auch post-operativ beurteilt werden. Operationssiten lassen sich beliebig simulieren, ohne wichtige Strukturen operativ zu entfernen, um sich einen besseren Überblick zu verschaffen. Das vollständige drei-dimensionale Modell stellt wichtige geometrische Daten zur Verfügung, die der weiteren Untersuchung mit numerischen Methoden dienlich sind.

Zur Optimierung dieser Technik sind jedoch noch einige Verbesserungen wünschenswert. Die in-vivo-Generierung von hochaufgelösten Datensätzen, mit denen eine noch detaillierte anatomische Rekonstruktion möglich ist, stellt eine Herausforderung an Entwickler auf diesem Sektor dar und ist nur eine Frage der Zeit. Da Patienten bei der Bildgewinnung in der Regel körperbelastender Strahlung ausgesetzt sind, sollte der Bereich zwischen hoher Auflösung und geringer Strahlung durch wirksame und sinnvolle technische Möglichkeiten genutzt werden. Strahlungswerte sollten nicht erhöht werden, um den Patienten keiner unnötigen Gefahr auszusetzen. Durch eine Optimierung der Bildauflösung scheint auch eine Darstellung anatomischer Mikrostrukturen, wie beispielsweise der Basilmembran der Schnecke, ohne weiteres möglich zu sein.

Des weiteren erscheint es sinnvoll, den Zeitaufwand deutlich zu minimieren, um diese Art der Rekonstruktion auch im Klinik-Alltag einsetzbar machen zu können. Dieser Faktor wird entscheidend von der verwendeten Software abhängen. Je mehr Arbeitsschritte automatisch ausgeführt werden können, desto weniger Zeit würde eine solche Rekonstruktion in Anspruch nehmen. Auch der Einsatz von auf diesem Sektor geschultem Personal, könnte eine Nachbearbeitung entscheidend verkürzen. Anatomische Vorkenntnisse sind für diese Rekonstruktionstechnik unabdingbar, wenngleich ein Erlernen derselben zeitintensiv ist. Wir hoffen, mit unserer drei-dimensionalen Rekonstruktion auf bequeme und schnelle Weise einen Einblick in die komplizierte Mittel- und Innenohr-Anatomie zu ermöglichen.

Eine noch exaktere Übereinanderlagerung der einzelnen zwei-dimensionalen Bilder sollte es möglich machen, ein Modell ohne Stufenbildung zu erhalten. Jedoch ist auch hier eine leistungsfähige Software eine entscheidende Hilfe.

Die genannten Verbesserungen sind erstrebenswert, um die Potenz dieser Rekonstruktionsmethode vollständig ausnutzen zu können und für die Klinik einsetzbar zu machen. Um eine individuelle und patienten-orientierte Modellerstellung zu ermöglichen, sind als letzte steigerungsfähige Punkte die Daten-Akquisitionszeit und die Datenmenge zu nennen. Die Gewinnung der Daten sollte sich im Minuten-Bereich befinden, um eine schnelle Aussage bezüglich des Patienten treffen zu können. Als ein weiteres Ziel ist die Datenmenge entscheidend zu reduzieren, um die Methode der drei-dimensionalen Rekonstruktion ubiquitär anwendbar machen zu können, und um auch durch dieses Steuerungsmittel den Zeitaufwand der Datenbearbeitung zu minimieren.

6.2 Ergebnis der Messmethode

Eventuelle Ungenauigkeiten bei der Vermessung einzelner anatomischer Strukturen kommen durch die Anwendung näherungsweise Flächenberechnungen zustande.

Da die Messungen von der vorangegangenen Rekonstruktion abhängig sind, ist eine Standardisierung sowohl der Segmentation und der Rekonstruktion, als auch des Maßnehmens erstrebenswert, um exakt vergleichbare Werte zu erhalten.

Die erhaltenen Werte für die anatomischen Strukturen des Mittel- und Innenohres können eine wesentliche Grundlage für die Optimierung von Prothesen, beispielsweise bei der Stapesplastik, darstellen. Durch die genaue Bestimmung der Dimensionen der Schnecken-Skalen kann die Simulation einer Elektrodenplatzierung bei der Cochlea-Implantat-Operation ermöglicht werden.

6.3 Ausblick

Da Zeit einen entscheidenden Faktor bei der Beurteilung von Patienten im Klinikalltag darstellt, der Qualitätsanspruch aber immer weiter wächst, ist die Forderung nach einer erheblich verkürzten Bildbearbeitungszeit von bestimmender Wichtigkeit.

Der in dieser Arbeit erbrachte Zeitaufwand zur Modellerstellung eines drei-dimensionalen Modells ist enorm und muss besonders für die Nutzung in der Klinik zeiteffizienter gestaltet werden. Hierfür wäre ein automatischer Modus für die Bildbearbeitung und Rekonstruktion eine entscheidende Hilfe, der die Zeit für Modellerstellung erheblich verkürzen würde. Fortschritte könnten hier erzielt werden, indem durch Technisierung menschlicher Intelligenz, eine automatische Objekterkennung mittels Robotertechnik verbessert möglich wäre.

Da die Auflösung der Bilder eine Rekonstruktion von Strukturen kleiner als 100 μm nicht zuließ, wäre eine Erhöhung derselben ein großer Vorteil, um auch Mikrostrukturen in drei Ebenen darstellbar zu machen.

Genaueste Bestimmungen wichtiger anatomischer Knotenpunkte sind für eine spätere Weiterverwendung bei Berechnungen unverzichtbar.

Auch vor dem Hintergrund, Operationen mittels „virtueller Realität“ simulieren zu können, erscheint eine hohe Detaillierbarkeit von größter Wichtigkeit.

Um diese Methode wirtschaftlicher, und damit nutzbarer, zu machen, ist ihre Anwendung in Fachrichtungen außerhalb der Medizin erfolgsversprechend. Interdisziplinäres Arbeiten könnte Entwicklungsprozesse entscheidend verkürzen.

Die Potenz dieser Methode kann als nicht hoch genug eingeschätzt werden, da sie in allen Fachbereichen der Klinik einsetzbar ist und sowohl Lernenden, Lehrenden, Behandelnden und Behandelten gleichermaßen zugute kommt.

Werden die eben genannten Impulse zu einer Verbesserung in Angriff genommen, sind alle Vorteile dieser Methode in absehbarer Zeit voll nutzbar und ein universeller Einsatz ist garantiert.

7. ZUSAMMENFASSUNG

Immer vollkommenere medizinische Behandlungsmethoden lassen das Verlangen nach einer weiter ausgereiften Darstellungstechnik, die nahezu immer die Grundlage für eine Beurteilung des einzelnen Patienten darstellt, stetig größer werden. Gerade zur Darstellung komplexer Systeme ist auch in der Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde eine verbesserte Bildgebung von größtem Interesse. Die vorliegende Arbeit möchte eine neue, drei-dimensionale Methode zur verbesserten Darstellung komplizierter Strukturen des menschlichen Ohres präsentieren.

Die Grundlage der Studie bildet ein von Sørensen et al. (2002) angefertigter und digitalisierter Bilddatensatz eines menschlichen Schläfenbeins. Etwa 600 Digitalbilder von Schichten, die in 25 µm-Abständen geschnitten worden waren, lagen zur weiteren Bearbeitung auf einer CD-ROM vor. Da sich die Untersuchung auf das Mittel- und Innenohr konzentrieren sollte, wurde nur etwa die Hälfte der Bilder der Rekonstruktion zugeführt. Die Bearbeitung der zwei-dimensionalen Schnitte erfolgt an einem gut ausgestatteten Computer (512MByteRAM) mit einer drei-dimensionalen Bildverarbeitungssoftware (Amira 2.3™). Hierzu werden mit verschiedenen Software-Werkzeugen relevante Strukturen im zwei-dimensionalen Bild einer bestimmten Materialeigenschaft zugeordnet. Es wird zwischen den Bio-Materialien Membran, Ligament, Luft, Knochen, Flüssigkeit und Muskel unterschieden, mit denen das Spektrum der Mittel- und Innenohr-Morphologie abdeckt werden kann. Für jedes Material wurde eine realitätsgetreue Farbe ausgewählt. Das drei-dimensionale Modell des Mittel- und Innenohres wird durch einen Rechenalgorithmus (*Generalized Marching Cubes*) erstellt. Der zwei-dimensionale Bilderstapel wird virtuell übereinandergelegt und lässt somit eine drei-dimensionale Struktur entstehen. Ziele der Untersuchung sind neben einem besseren Verständnis der Anatomie des Ohres, die Gewinnung individueller prä-intra- und post-operativer Patienten-Daten, das Aufzeigen der Potenz einer neuen Darstellungstechnik, die Schaffung eines vollkommenen Geometrie-Modells zur weiteren Bearbeitung mittels numerischer Simulationen und die verbesserte Prothesen-Anpassung, beispielsweise bei der Stapesplastik nach Otosklerose. Aus diesem Grund wird das erhaltene drei-dimensionale Modell mit derselben Software in drei Ebenen vermessen, um möglichst exakte Abmessungen der Strukturen des Ohres zu erhalten. Als Ergebnis werden das Trommelfell, die Gehörknöchelchen mit ihren Ligamenten und Muskeln, die komplette Ausdehnung der Paukenhöhle bis in das dorsal gelegene Mastoid

und die ventrale Tuba auditiva, das ovale und das runde Fenster als Bestandteile des Mittelohrs in drei Dimensionen präsentiert. Das Innenohr-Modell zeigt als Strukturen des knöchernen Labyrinths die Schnecke mit ihren *Scalae tympani* und *vestibuli*, der *Lamina ossea spiralis*, dem *Ligamentum spirale* und als Verbindung zum Subarachnoidalraum den *Aquaeductus cochleae*. Des Weiteren sind das knöcherne *Vestibulum* und die *Canales semicirculares anterior, laterale* und *posterior* dargestellt. Die Strukturen des häutigen Labyrinths konnten wie die Basilmembran nur unzureichend, *Utriculus* und *Sacculus*, als auch die *Ductus semicirculares* überhaupt nicht dargestellt werden. Gut erkennbar ist der Verlauf des *Aquaeductus vestibuli* mit seinem *Sacculus*. Das akkurate Modell verdanken wir der hohen Bildauflösung von 50 µm/Pixel. Detaillierte Messergebnisse wurden von den aufgezählten rekonstruierten Strukturen erhalten und tabellarisch dargestellt. Die erhaltenen Werte liegen in dem Bereich der Ergebnisse anderer Untersuchungen.

Die Darstellung in drei Dimensionen erleichtert das Verständnis der Anatomie des Ohres erheblich, Veränderungen bei Operationen können simuliert werden, da das Modell um alle Achsen rotiert werden kann und überlagernde Strukturen rückgängig unsichtbar gemacht werden können. Durch die genaue Angabe von Distanzen, können Prothesen für die Mittelohrchirurgie und Cochlea-Implantate weiterentwickelt werden. Die Vorgaben zu dieser Untersuchung sind erfüllt worden, und fehlende Elemente können durch eine Weiterentwicklung der Methode eingefügt werden, indem Bearbeitungszeit und Datenmenge erheblich reduziert werden und eine höhere *in vivo*-Bildauflösung eine exakte und vollkommene Darstellung der Anatomie garantiert.

Die vorgestellte Methode ist eine elegante Möglichkeit, Organe durch eine Darstellung in drei Dimensionen zu begreifen und geplante Eingriffe simulieren zu können. Bis diese drei-dimensionale Darstellungstechnik zur „state-of-the-art“ wird, bietet sie eine optimale Ergänzung zu einer zwei-dimensionalen Bildgebung. ihre vielfältige Nutzungsmöglichkeit wird sie voraussichtlich zum Standard zukünftiger Bildgebungsverfahren machen.

8. LITERATUR

- **Alexander G.** (1924): *Makroskopische Anatomie der nervösen Anteile des Gehörorgans.*
Handbuch d. Neurol. d. Ohres, Bd. 1., Urban und Schwarzenberg, Berlin, Wien: 1
- o. V. (2002, 2003): **Amira™** .www.amiravis.com
www.amiravis.com/overview.html (9. 07. 2002)
www.amiravis.com/usersguide23/index.html (9.07.2002)
www.amiravis.com/documentation.html (9.08.2002)
www.amiravis.com/papers/vertical/medical.html (20.05.2003)
www.amiravis.com/papers/vertical/biology.html (20.05.2003)
- **Ali Q., Ulrich C., Becker H.** (1993): *Three- dimensional CT of the middle ear and adjacent structures.* *Neuroradiology*, 35: 238- 241
- **Anson B., Bast T.** (1946) : *The development of the auditory ossicles and associated structures in man.* *Ann Otol Rhinol Laryngol*, 55: 467- 494
- **Anson B., Bast T.** (1960) : *The Surgical Significance of Stapedial and Labyrinthine Anatomy.* *A. M. A. Archives of Otolaryngology*, 71: 188- 206
- **Anson B.** (1961): *Stapedial, Capsular And Labyrinthine Anatomy In Relation To Otologic Surgery.* *Annals Of Otology, Rhinology And Laryngology*, 70: 607- 631
- **Anson B., Donaldson J., Warpeha R., Winch T.** (1967): *The Surgical Anatomy Of The Ossicular Muscles And The Facial Nerve.*
The Laryngoscope, Vol. LXXVII, No. 7: 1269- 1294
- **Anson B., Warpeha R., Rensink M.** (1968): *The Gross And Macroscopic Anatomy Of The Labyrinths.*
Annals of Otology, Rhinology and Laryngology, Vol. 77, No. 4: 583- 607
- **Applebaum E., Deutsch E.** (1985) : *Fluorescein Angiography Of The Tympanic Membrane.* *Laryngoscope*, 95: 1054- 1058
- **Ariyasu L., Galey F., Hilsinger R., Byl F.** (1989): *Computer- generated three- dimensional reconstruction of the cochlea.*
Otolaryngology Head and Neck Surgery, Vol. 100, No. 2: 87- 91
- **Arnold W., Niedermeyer H., Altermatt H., Neubert W.** (1996): *Zur Pathogenese der Otosklerose. „State of the art“.* *HNO*, 44: 121- 129
- **Arnold W., Böhnke F., Scherer E.** (1999): *Der Einfluss der Stapesfussplattenfläche auf den Druck in der Perilymphe und die Auslenkung der Basilarmembran.*

Otorhinolaryngol Nova, 9: 81- 86

- **Bagger- Sjöbäck D.**, Jansson B., Rask- Andersen H.(1990): *Three- dimensional Anatomy of the Human Endolymphatic Sac*. Arch Otolaryngol Head Neck Surg, 116: 345- 349
- **Baumgart F.** (1973): *DuMont`s Kleine Kunstgeschichte*. 2. Aufl., M. DuMont Schauberg, Köln, 178- 202
- **Beck C.**, Bader J. (1963): *Ein Beitrag zur feineren Anatomie des menschlichen Innenohres*. Archiv. Ohren- usw. Heilk. u. Z. Hals- usw. Heilk. 181: 245- 267
- **Beer H.- J.**, Bornitz M., Drescher J., Schmidt R., Hardtke H.- J., Hofmann G., Vogel U., Zahnert Th., Hüttenbrink K.- B. (1996): *Finite Element Modelling of the Human Eardrum and Applications*. Middle Ear Mechanics In Research And Otosurgery: Proceedings of the International Workshop on Middle Ear Mechanics in Research and Otosurgery, Dresden: 40- 47
- **Berghaus A.**, Rettinger G., Böhme G. (1996): *Hals- Nasen- Ohrenheilkunde*. Hippokrates Verlag, Stuttgart: 1- 695
- **Betzold F.** (1908): *Drei plastische Modelle des menschlichen Gehörgangs*. Arch. Ohrenheilk., 76: 262
- **Böhnke F.** (1992): *Wellenausbreitung auf der Basilarplatte des menschlichen Ohres*. Dissertation, Biomedizinische Technik, Technische Universität Ilmenau
- **Böhnke F.**, Arnold W. (1999): *3 D- Finite Element Model of the Human Cochlea Including Fluid- Structure Couplings*. ORL, 61: 305- 310
- **Braus H.**, Elze C. (1940): *Anatomie des Menschen*, 4. Bd., Springer, Berlin
- **Brey R.**, Driscoll C., Robb R., Camp J., Witte R., Lane J., Ritman E., Mishra P., Macura S., Frogner C. (2003): *Three- Dimensional Imaging of the Inner Ear, Using Interactive Virtual Reality Techniques*. Abstracts of the Twenty- Sixth Annual Mid Winter Research Meeting of the Association for Research in Otolaryngology, Vol. 26: 254
- **Brockhaus F.** (1975): Leonardo da Vinci, Bd. 3: 368- 369
- **Brockhaus F.** (1975): Perspektive, Bd. 4: 169- 170
- **Cotugno D.** (1774): *De aquaeductibus auris humanae internae*. Vienna
- **Curthoys I.**, Oman C. (1987): *Dimensions of the Horizontal Semicircular Duct, Ampulla and Utricule in the Human*. Acta Otolaryngol (Stockh), 103: 254- 261
- **Czerny C.**, Rand T., Gsoettner W., Woelfl G., Imhof H., Siegfried T. (1998): *MR Imaging of the Inner Ear and Cerebellopontine Angle: Comparison of Three- Dimensional and Two- Dimensional Sequences*. AJR, 170: 791- 796
- **Dahm M.**, Seldon H., Pyman B., Laszig R., Lehnhardt E., Clark G. (1993): *Three- Di-*

mensional Reconstruction of the Cochlea and Temporal Bone.

Adv Otorhinolaryngol., 48: 17- 22

- **Donaldson J.** (1973): *Physiology of the Eustachian Tube.* Arch Otolaryngol, 97: 9- 12
- **Ghanem T., Rabbitt R., Tresco P.** (1998): *Three- dimensional reconstruction of the membranous vestibular labyrinth in the toadfish, Opsanus tau.* Hearing Research, 124: 27- 43
- **Green J. Jr., Marion M., Erickson B., Robb R., Hinojosa R.** (1990): *Three- Dimensional Reconstruction of the Temporal Bone.* Laryngoscope, 100: 1- 4
- **Gopen Q., Rosowski J., Merchant S.** (1997) : *Anatomy of the normal human cochlear aqueduct with functional implications.* Hearing Research, 107: 9- 22
- **Gulya A., Steenerson R.** (1996): *The Scala Vestibuli for Cochlear Implantation. An Anatomic Study.* Arch Otolaryngol Head Neck Surg, 122: 130- 132
- **Halbritter G.** (1966): *Modell der menschlichen Gehörknöchelchenkette.* HNO, 14. Bd., Heft 8: 231- 232
- **Harada Y., Sakai T., Tagashira N., Suzuki M.** (1987): *Three- dimensional Observation of the Cochlea. Intracellular Structure of the Hair Cell and the Supporting Cell.* Acta Otolaryngol (Stockh), 103: 458- 463
- **Hardy M.** (1938): *The length of the organ of Corti in man.* Am J Anat 62: 291- 311
- **Hatsushika S.- I., Shepherd R., Tong Y., Clark G., Funasaka S.** (1990): *Dimensions Of The Scala Tympani In The Human And Cat With Reference To Cochlear Implants.* Ann Otol Rhinol Laryngol, 99: 871- 876
- **Helmholtz H. , von** (1896): *Die Lehre von den Tonempfindungen als physiologische Grundlage für die Theorie der Musik.* Druck und Verlag von Friedrich Vieweg und Sohn, Braunschweig, Fünfte Auflage: 224
- **Henson M., Henson O., Gewalt S., Wilson J., Johnson G.** (1994): *Imaging the cochlea by magnetic resonance microscopy.* Hearing Research, 75: 75- 80
- **Hillen B.** (1994): *Elsevier`s Interactive Anatomy, Atlas Of Continuous Cross- Sections On Full- Motion CD- I. Vol. II, Elsevier, Amsterdam*
- **Himi T., Kataura A., Sakata M., Odawara Y., Satoh J.- I., Sawaishi M.** (1996): *Three- Dimensional Imaging of the Temporal Bone Using a Helical CT Scan and Its Application in Patients with Cochlear Implantation.* ORL, 58: 298- 300
- **Howard J., Elster A., May J.** (1990): *Temporal Bone: Three- dimensional CT. Part I. Normal Antomy, Techniques, and Limitations.* Radiology, 177: 421- 425
- **Igarashi M.** (1966): *Dimensional Study Of The Vestibular Apparatus.* The Laryngoscope, : 1806- 1817

- **Kahle W.** (1991): *Taschenatlas der Anatomie*. 6. überarb. Aufl., Thieme, Stuttgart: 338- 359
- **Kelemen G.,** La Fuente A., Olivares F. (1979): *The Cochlear Aqueduct: Structural Considerations*. *The Laryngoscope*, 89: 639- 645
- **Ketten D.,** Skinner M., Wang G., Vannier M., Gates G., Neely J. (1998): *In Vivo Measures Of Cochlear Length And Insertion Depth Of Nucleus Cochlear Implant Electrode Arrays*. *Ann Otol Rhinol Laryngol*, 107: 1- 16
- **Kikuchi J.** (1903): *Beiträge zur Anatomie des menschlichen Amboss mit Berücksichtigung der verschiedenen Rassen*. *Z Ohrenheilk (Wiesbaden)*, 42: 122- 125
- **Kirikae I.** (1959): *The Structure and function of the middle ear*. The University of Tokyo Press
- **Koike T.,** Wada H., Kobayashi T. (2001): *Modeling of the human middle ear using the finite- element method*. *J. Acoust. Soc. Am.*, 111: 1306- 1317
- **Krombach G.,** Schmitz-Rode T., Kilbinger M., Günther R. (2000): *Kernspintomographie des Innenohrs. Vergleich der Darstellung mittels einer T2- gewichteten Turbo Spin- Echo Sequenz, Maximum- Intensitätsprojektionen und dreidimensionale Volumenrekonstruktionen*. *Bildverarbeitung für die Medizin 2000*. Springer: 128- 132
- **Lang, J.,** Kothe W. (1987): *Über die Maße der Cavitas tympanica*. *Gegenbaurs morph Jahrb*, 132: 861- 874
- **Lang, J.,** Stöber G. (1987): *Über die Lage und Lagevariationen der Kanalsysteme im Os temporale an Frontalschnitten*. *Gegenbaurs morph Jahrb*, 133: 249- 289
- **Lang J.** (1992): *Klinische Anatomie des Ohres*. Springer, Wien
- **Linthicum F.,** Galey F. (1981): *Computer- Aided Reconstruction Of The Endolymphatic Sac*. *Acta Otolaryngol*, 91: 423- 429
- **Lorensen W.E.,** Cline H.E. (1987): *Marching Cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm*. *Computer Graphics*; 21, 163-169.
- **Mori K.,** Naito Y., Hirono Y., Honjo I. (1987): *Three- dimensional Computer Graphics of the Eustachian Tube*. *Am J Otolaryngol*, 8: 211- 213
- **Müller R.,** Rüeggsegger P. (1995): *Three-dimensional finite element modelling of non-invasively assessed trabecular bone structures*. *Med. Eng. Phys.*, vol. 17, No. 2, 126-133
- **Naganawa S.,** Ito T., Fukatsu H., Ishigaki T., Nakashima T., Ichinose N., Kassai Y., Miyazaki M. (1998): *MR Imaging of the Inner Ear: Comparison of a Three- dimensional Fast Spin- Echo Sequence with Use of a Dedicated Quadrature- Surface Coil with a Gadolinium- enhanced Spoiled Gradient- recalled Sequence*. *Radiology*, 208: 679- 685

- **Neubert K.** (1962): *Handbuch der Zoologie*. Dickreuther und Co, Berlin
- **Nomura Y., Kirikae I.** (1967): *Innervation Of The Human Cochlea*. *Annals Of Otology, Rhinology And Laryngology*, 76: 57- 68
- **Olszewsky J., Latkowsky B., Zalewski P.** (1987): *Morphométrie des osselets de l`ouïe pendant le développement individuel de l`homme et son utilité pour la cophochirurgie*. *Les Cahiers d`ORL*, 22 : 488- 492
- **Pernkopf E.** (1960): *Topographische Anatomie des Menschen*. 4. Bd., 2. Hälfte, Urban und Schwarzenberg, München/ Berlin/ Wien: 550- 603
- **Prendergast P., Ferris P., Rice H., Blayney A.** (1999): *Vibro- Acoustic Modelling of the Outer and Middle Ear Using the Finite- Element Method*. *Audiol Neurootol*, 4: 185- 191
- **Putz R.** (1993): *Sobotta. Atlas der Anatomie des Menschen*. 20. Aufl., Bd. 1, Urban und Schwarzenberg: 365- 384
- **Pyman B., Seldon H., O`Sullivan R., Tillner W., Donnelly M., Scott M., Mack K., Clark G.** (1995): *Assessment Of Intracochlear Ossification By Three- Dimensional Reconstruction Of Computerized Scans*. *Ann Oto Rhinol Laryngol*, 104 (Suppl 166): 79- 83
- **Rask- Andersen H., Stahle J., Wilbrand H.** (1977): *Human Cochlear Aqueduct And Its Accessory Canals*. *The Annals Of Otology, Rhinology And Laryngology*, 86: 1- 16
- **Reisser C., Schubert O., Weidauer H.** (1995): *Die dreidimensionale Darstellung von Felsenbeinstrukturen mittels Spiral- CT. Erste Ergebnisse bei normaler Felsenbeinana- tomie*. *HNO*, 43: 596- 600
- **Reisser C., Schubert O., Weidauer H.** (1995): *Chirurgische dreidimensionale Felsen- beinanatomie aus Spiral- CT- Daten*. *Otorhinolaryngol Nova* 5: 47- 52
- **Rodt T., Ratiu P., Becker H., Bartling S., Kacher D., Anderson M., Jolesz F., Kikinis R.** (2002): *3D visualisation of the middle ear and adjacent structures using reconstructed multi- slice CT datasets, correlating 3D images and virtual endoscopy to the 2D cross- sectional images*.
<http://link.springer.de/link/servi.../paper/s00234-002-0784-0ch100.html>
- **Rother T.** (2003): *3D- Rekonstruktion des peripher vestibulären Systems bei Kindern*. *HNO Informationen*, 28. Jahrg., 3: 266-267
- **Rother T.** (2003): *3-d-reconstruction of the vestibular endorgans in pediatric temporal bones*. *Abstracts Of The Twenty- Sixth Annual Midwinter Research Meeting, Association For Research In Otolaryngology*, 26: 253). Publikation in Vorbereitung.
- **Sato H., Sando I., Takahashi H.** (1991): *Sexual Dimorphism and Development of the Cochlea. Computer 3-D Measurement*. *Acta Otolaryngol (Stockh)*, 111: 1037- 1040

- **Schicker S.** (1957): *Das runde Fenster*. Zeitschrift für Laryngologie Rhinologie Otologie und Ihre Grenzgebiete, 36. Jahrg.: 149- 153
- **Siebenmann** zit. nach Blau (1897): *Mittelohr und Labyrinth*. In: Bardeleben K (Hrsg) Handbuch der Anatomie des Menschen, 5. Bd., 2. Abteilg Sinnesorgane, Fischer, Jena
- **Schönemann A.** (1908): *Demonstration neuer Plattenmodelle des menschlichen Gehörorgans*. Verh. dtsch. Otol. Ges. 17. Vers. Heidelberg
- **Schubert O., Sartor K., Forsting M., Reisser C.** (1996): *Three- dimensional computed display of otosurgical operation sites by spiral CT*. Neuroradiology, 38: 663- 668
- **Siebemann F.** (1922): *Ein neues Labyrinthmodell des menschlichen Gehörorgans*. Z. Ohrenheilk. 82. 1
- **Sørensen M., Dobrzeniecki A., Larsen P., Frisch T., Sporning J., Darvann T.** (2002): *The Visible Ear: A Digital Image Library of the Temporal Bone*. ORL, 64: 378- 381
- **Spee F. von** (1896): In: *Bardelebens Handbuch der Anatomie des Menschen*. Bd. I/2, Fischer, Jena
- **Sprinzi G., Mockenhaupt J., Koebeke J., Thumfart W.** (1992): *Os temporale*. HNO 40: 206- 214
- **Su W.- Y., Marion M., Hinojosa R., Matz G.** (1982): *Anatomical Measurements Of The Cochlear Aqueduct, Round Window Membrane, Round Window Niche, And Facial Recess*. Laryngoscope, 92: 483- 486
- **Suzuki T.** (1960): *A study on the communication between labyrinth and cerebrospinal space through the cochlear aqueduct in human body*. J Otolaryngol (Japan), 63: 2298- 2312
- **Takagi A., Sando I.** (1988): *Computer- aided three- dimensional reconstruction and measurement of the vestibular end- organs*. Otolaryngol Head Neck Surg, 89: 195- 202
- **Takagi A., Sando I.** (1989): *Computer- Aided Three- Dimensional Reconstruction: A Method Of Measuring Temporal Bone Structures Including The Length Of The Cochlea*. Ann Otol Rhinol Laryngol, 98: 515- 522
- **Takahashi H., Takagi A., Sando I.** (1989): *Computer- aided three- dimensional reconstruction and measurement of the round window and its membrane*. Otolaryngol Head Neck Surg, 101: 517- 521
- **Takahashi H., Sando I.** (1990): *Computer- Aided 3-D Temporal Bone Anatomy for Cochlear Implant Surgery*. Laryngoscope, 100: 417- 421
- o. V. (2003):“ **The Visible Human Project**”.
http://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html (16. 07. 2003)
http://www.nlm.nih.gov/research/visible/getting_data.html (16. 07. 2003)

http://www.nlm.nih.gov/pubs/factsheets/visible_human.html (16. 07. 03)

- **Tinz L.**, F. Böhnke, W. Arnold (Februar 2003):
„3-D-Reconstruction of the Human Middle and Inner Ear“.
Posterbeitrag, Association for Research in Otolaryngology, Daytona Beach Florida, USA
- **Tinz L.**, F. Böhnke, W. Arnold (Mai/ Juni 2003):
Drei-dimensionale Rekonstruktion des menschlichen Mittel- und Innenohres.
Posterbeitrag,
Deutsche Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde, Kopf- und Halschirurgie,
74. Jahresversammlung, Dresden
- **Tinz L.**, F. Böhnke, W. Arnold (Mai 2004):
Drei-dimensionale Rekonstruktion des menschlichen Mittel- und Innenohres. Vortrag,
Deutsche Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde, Kopf- und Halschirurgie,
75. Jahresversammlung, Bad Reichenhall
- **Tomandl B.**, Hastreiter P., Eberhardt K., Nimsky C., Greeß H., Huk W., Naraghi R.
(2001): *Schnelle interaktive 3D- Darstellung des Felsenbeins mit „direktem Volume Rendering“*. HNO, 49: 618- 625
- **Vogel U.**, Schmitt R., Zahnert T., Hofmann G., Freyer R., Hüttenbrink K.- B. (1998):
Hochauflösende Strukturabbildung des menschlichen Hörorgans.
Biomedizinische Technik, Bd. 43, Ergänzungsband 1: 24- 25
- **Vogel U.** (1999): *New Approach for 3D Imaging and Geometry Modeling of the Human Inner Ear*. ORL, 61: 259- 267
- **Voie A.** (2002): *Imaging the intact guinea pig tympanic bulla by orthogonal- plane fluorescence optical sectioning microscopy*. Hearing Research, 171: 119- 128
- **Walby A.** (1985): *Scala Tympani Measurement*. Ann Otol Rhinol Laryngol, 94: 393- 397
- **Weber- Liel F.** (1879): *Der Aquaeductus cochleae beim Menschen*.
Mschr Ohrenheilkd 8/ 3: 33- 39
- **Wilbrand H.**, Rask- Andersen H., Gilstring D. (1974): *The vestibular aqueduct and the paravestibular canal*. Acta Radiol Diagn, 15: 337- 355
- **Włodyka J.** (1978): *Studies on cochlear aqueduct patency*. Ann Otol, 87: 22- 28
- **Wysocki J.** (1999): *Dimensions of the human vestibular and tympanic scalae*.
Hearing Research, 135: 39- 46
- **Yamamoto E.**, Mizukami C., Isono M., Ohmura M., Hirono Y. (1991): *Observation of the External Aperture of the Vestibular Aqueduct Using Three- Dimensional Surface Re- construction Imaging*. Laryngoscope, 101: 480- 483

9. DANK

Mein erster Dank gilt meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. W. Arnold (Hals-Nasen-Ohrenklinik der Technischen Universität München) für die Überlassung dieser an Thematik gleichermaßen interessanten und spannenden Dissertation.

Besonders danken möchte ich Herrn Dr. F. Böhnke (Hals-Nasen-Ohrenklinik der Technischen Universität München), der mir durch seine kontinuierliche Unterstützung und Hilfe, sowohl bei dem praktischen Teil dieser Arbeit, als auch bei der Verfassung des Schriftstücks, eine große Hilfe und wertvoller Berater gewesen ist. Seine permanenten Ermutigungen und Unterstützung führten dazu, dass meine Arbeit im Frühjahr 2003 auf der Tagung der Association for Research in Otolaryngology (Florida), auf dem Deutschen Hals- Nasen- Ohren- Kongress in Dresden (2003), sowie 2004 in Bad Reichenhall, vorgestellt werden konnten.

Danken möchte ich meiner ganzen Familie, insbesondere meinen Eltern, die mich zu selbstständigem, gewissenhaftem und eigenverantwortlichem Arbeiten erzogen haben und mir durch ihre immerwährende Unterstützung zur Seite gestanden haben und zur Seite stehen.

Meinem Wegbegleiter und bestem Freund Konstantin Golombek, der mich zu beständigem Arbeiten ermutigt und mir den Rücken freigehalten und gestärkt hat, danke ich aus tiefstem Herzen.

Allen stillen Helfern, ohne die diese Arbeit so nicht möglich gewesen wäre, möchte ich meinen Dank versichern.