

Dreidimensionale Rekonstruktionen humaner Cochleae mit implantierten Cochlea Implantat-Elektroden

Katharina Antonia Margaretha Braun

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

Vorsitzender: Univ. – Prof. Dr. E. J. Rummeny

Prüfer der Dissertation:

1. Priv. – Doz. Dr. F. Böhnke
2. Univ. – Prof. Dr. H. A. Bier
3. Priv. – Doz. Dr. K. Holzapfel

INHALTSVERZEICHNIS

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	III
1 EINLEITUNG	- 1 -
1.1 Anatomische Cochlea Modelle	- 1 -
1.2 Modelle der Cochlea mit implantierten Elektroden	- 8 -
1.3 Fragestellung	- 14 -
2 ANATOMIE DES MENSCHLICHEN INNENOHRES	- 15 -
3 MATERIAL UND METHODEN	- 24 -
3.1 Felsenbein-Präparation und CI Implantationstechnik	- 24 -
3.2 CI-Elektroden bzw. Elektrodenträger	- 25 -
3.3 μ CT-Scans	- 26 -
3.4 Hardware.....	- 27 -
3.5 Bildverarbeitungssoftware: Amira	- 27 -
3.5.1 Segmentierung	- 27 -
3.5.2 Rekonstruktion	- 30 -
3.5.3 Vermessung	- 31 -
3.6 Anfertigung histologischer Schnitte	- 31 -
4 ERGEBNISSE	- 33 -
4.1 μ CT-Querschnitte.....	- 33 -
4.1.1 Cochlea ohne implantierte Elektrode – Felsenbein 3.....	- 33 -
4.1.1.1 Die gesamte Cochlea.....	- 33 -
4.1.1.2 Rund Fenster Studie.....	- 45 -
4.1.1.3 Helikotrema Studie	- 49 -
4.1.2 Cochleae mit implantierten Standard Elektroden	- 53 -

4.1.2.1	Felsenbein 1: Zugang über das Runde Fenster	- 53 -
4.1.2.2	Felsenbein 2: Zugang über die Cochleostomie	- 61 -
4.1.3	Cochleae mit implantierten Flex EAS Elektroden	- 69 -
4.1.3.1	Felsenbein 4: Zugang über das Runde Fenster	- 69 -
4.1.3.2	Felsenbein 5: Zugang über die Cochleostomie	- 77 -
4.2	3D-Rekonstruktionen.....	- 85 -
4.2.1	Cochlea ohne implantierte Elektrode – Felsenbein 3.....	- 85 -
4.2.1.1	Felsenbein 3: Unterschiedliche Ansichten	- 85 -
4.2.1.2	Vermessungen und Darstellung einzelner Materialien	- 90 -
4.2.2	Cochleae mit implantierten Standard Elektroden.....	- 95 -
4.2.2.1	Felsenbein 1: Zugang über das Runde Fenster	- 95 -
4.2.2.2	Felsenbein 2: Zugang über die Cochleostomie	- 101 -
4.2.3	Cochleae mit implantierten Flex EAS Elektroden	- 107 -
4.2.3.1	Felsenbein 4: Zugang über das Runde Fenster	- 107 -
4.2.3.2	Felsenbein 5: Zugang über die Cochleostomie	- 112 -
4.3	Histologische Schnitte.....	- 117 -
5	DISKUSSION	- 118 -
5.1	Einordnung der dreidimensional rekonstruierten Felsenbeinen in den aktuellen Stand der Wissenschaft	- 118 -
5.2	Messdaten der Cochleae.....	- 122 -
5.2.1	Höhen und Weiten der Cochleae - Anzahl der Cochleawindungen	- 122 -
5.2.2	Dimensionen der Scala tympani und der Scala vestibuli.....	- 124 -
5.2.3	Lage der Elektroden innerhalb der Cochlea	- 127 -
5.2.4	Rundes Fenster und Steigbügel.....	- 132 -
5.3	Ausblick	- 134 -
6	ZUSAMMENFASSUNG	- 137 -
	GLOSSAR	- 139 -
	LITERATURVERZEICHNIS	- 141 -
	DANKSAGUNG	- 148 -

Abkürzungsverzeichnis

CAS	Computer assisted surgery
CI	Cochlea Implantat
Cp	Cochlear partition
CT	Computertomographie
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
EAS	Elektro-akustische Stimulation
FB	Felsenbein
fd-VCT	Flat-panel volume detector CT
HRCT	High resolution computer tomography
LSFM	Light sheet fluorescence microscopy
mm	Millimeter
MRM	Magnetic resonance microscopy
MRT	Magnetresonanztomographie
OPFOS	Orthogonal-Plane Fluorescence Optical Sectioning microscopy
sTSLIM	Scanning thin-sheet laser imaging microscopy
μ CT	Mikro-Computertomographie
μ m	Mikrometer

1 Einleitung

1.1 Anatomische Cochlea Modelle

Präzise anatomische Kenntnisse des Innenohres stellen die Grundlage für das Verstehen der Physiologie des Hörens dar. Die Verarbeitung akustischer Signale innerhalb des menschlichen Hörsystems wird bis zum heutigen Zeitpunkt immer noch nicht ausreichend verstanden, um bestmöglich beispielsweise im Rahmen therapeutischer Maßnahmen bei Innenohrerkrankungen eingreifen zu können. Bisherige Erkenntnisse führen zu Hypothesen über die mikromechanischen Prozesse innerhalb des Innenohres. Békésy (1952, 1960) gelang es erstmals Wanderwellen längs der Cochlear partition bzw. der Basilarmembran durch ein Messverfahren zu bestimmen, wofür er 1961 mit dem Nobelpreis ausgezeichnet wurde. Dennoch gab es seit diesem Zeitpunkt keinen bedeutenden Fortschritt mehr, der die Wellenausbreitung auf der Cochlear partition näher beschreiben kann. Vor allem die Mikromechanik des Corti Organs in Verbindung mit der Wanderwelle und den daraus resultierenden Prozessen bleiben offen. Deshalb wurden für den weiteren Erkenntnisgewinn zunächst vorläufige vereinfachte Box Modelle der Cochlea verwendet. Anhand dieser numerischen Modelle wurde die Schallwellenausbreitung auf der Cochlear partition berechnet. Jedoch hat es sich mit der Zeit offenbart, dass exakte reale anatomische Rekonstruktionen des Innenohres bzw. der Cochlea für die Akustik von Bedeutung sind.

Diese Arbeit legt ein vollständiges und anatomisch reales dreidimensionales Modell der Cochlea vor, das die Grundlage für zukünftige numerische Modelle bildet.

Bisher geben zahlreiche histologische Untersuchungen wichtige Informationen über den Aufbau und die Struktur des Innenohrs. Um erste operative Eingriffe am Mittel- bzw. Innenohr durchführen zu können, wurden präzise anatomische Kenntnisse benötigt. Anfang bis Mitte des 20. Jahrhunderts lagen lediglich Ohrmodelle vor, die vor allem das knöcherne Labyrinth darstellten. Beck und Bader (1963) fertigten anhand von Daten aus der Literatur sowie aus 40 selbst untersuchten Felsenbeinen (FB) erstmals ein Kunststoffmodell des Innenohrs in 40-facher Vergrößerung an, welches knöchernes und häutiges Labyrinth umfasst. Trocken-, Ganz-, Schnitt- und Unterwasserpräparate stellten die Grundlage für die Erhebung ihrer selbstvermessenen Daten dar.

Die spätere Etablierung der Röntgentechnik bzw. der Computertomographie erleichterte und beschleunigte die Aussage über morphologische Zustände, ohne das zu untersuchende Objekt zu verletzen bzw. zu schneiden. Eine fortwährende Weiterentwicklung dieser Darstellungstechnik erlaubt heute eine in vivo hochaufgelöste Abbildung von Organsystemen und deren räumlicher Beziehung zueinander im Millimeter- und Submillimeter-Bereich mit einer Ortsauflösung von minimal 500 μm (Whiting et al., 2008). Dennoch ist die Auflösung der Bilder, die die Computertomographie in vivo von der Cochlea bietet, nicht ausreichend, um eine aussagefähige Berechnung der Schallwellenausbreitung zu ermöglichen.

Für die weitere Aufklärung feinsten anatomischer Strukturen bediente man sich in der Bildgebung verschiedener in vitro Techniken. Dabei müssen Expositionsgrenzen gegenüber schädlicher Röntgenstrahlung nicht eingehalten werden. Außerdem können die Proben beliebig klein präpariert werden, ohne dabei einem Organismus Schaden zuzufügen. Trotz allem gibt es kein bildgebendes Verfahren, das sowohl den verschiedenen dreidimensionalen Größenordnungen gerecht wird als auch knöcherne und Weichgewebsstrukturen so genau abbildet, wie sie für die Schallwellenberechnung in der Cochlea notwendig sind. Bisher wurden in der Bildgebung die flächendetektorbasierte Volumetomographie (fd-VCT), die Microcomputertomographie sowie die Magnetresonanztomographie als Möglichkeiten genutzt.

Mittels fd-VCT lassen sich Strukturen mit einer Auflösung von 0,2 mm darstellen. Weichgewebe sind auf Grund der nahezu identischen Schwächungskoeffizienten kaum differenzierbar (Bartling et al., 2006; Majdani et al., 2009). Im Gegensatz dazu erlaubt die MRT-Bildgebung momentan die zerstörungsfreie Schichtbildgebung bei hoher Weichgewebsdifferenzierung, ermöglicht jedoch mit einer Auflösung von ca. 1 mm keine Darstellung der relevanten, submillimetrischen Strukturen des Innenohres (Naganawa et al., 2006). Die MR Bilderstellung in einer Auflösung kleiner als 300 μm wird definiert als Magnetic resonance microscopy (MRM). Badea und Johnson (2012) beschrieben, dass mit dieser Technik Aufnahmen von Mäuseherzen in einer Auflösung von bis zu 19,5 μm erzielt werden konnten. Ghiz et al. (2001) erstellten mithilfe des MRM Bildaufnahmen einer Meerschweinchen-Cochlea in einer Auflösung von 25 μm und segmentierten in diesen die Rund Fenster Membran. Der Hauptnachteil des MRT und MRM ist die Unfähigkeit, knöcherne Strukturen adäquat darzustellen was mit dem CT sehr gut gelingt.

Die Erfassung des Felsenbeins mit einem μ CT kann wesentlich höhere Auflösungen erzielen. Allerdings ist es schwierig, Weichgewebsstrukturen in der Größenordnung der Basilarmembran darzustellen.

Vogel (1999) führte eine in vitro Untersuchung des menschlichen Felsenbeines mithilfe des μ CTs durch. Die Einführung einer Mikrofokus-Röntgenröhre verbesserte die Auflösung auf 30 μ m. Mit dieser Methode ließen sich die knöchernen Anteile des Ohres ausreichend darstellen, Weichgewebsteile konnten aber nicht rekonstruiert werden. Vogel erklärte, dass mit einer Synchrotron Strahlung eine Auflösung von 10 μ m erzielt werden konnte. Dabei konnten die Flüssigkeit der Schnecke und ihre umgebende knöcherne Struktur, sowie die Nerven des Hörorgans dargestellt werden. Die Lamina spiralis ossea konnte nur schwach und die inneren Membranen gar nicht dargestellt werden. Böhnke fertigte 1999 anhand dieses Datensatzes ein dreidimensionales Finite-Elemente Modell der menschlichen Cochlea an, das die Kopplung an Flüssigkeitsstrukturen einschloss. Das Modell vernachlässigte zwar die mechanischen Eigenschaften des Corti-Organ, berücksichtigt aber die gewölbte Geometrie des Fluid-Struktur Körpers und die orthotropen Eigenschaften der Cochlear partition.

Um der Problematik der Darstellung von Weichteilgeweben mit einem μ CT gerecht zu werden, verwendeten Poznyakovskiy et al. (2008) Schwermetallsalze. Mithilfe von Osmiumtetroxid gelang es ihnen ein dreidimensionales Modell einer Meerschweinchen-Cochlea zu rekonstruieren, in dem die Scala tympani, die Scala vestibuli und die Scala media dargestellt waren. Die maximale Auflösung, mit der die komplette Meerschweinchen Cochlea gescannt werden konnte, betrug 10 μ m. Um eine Auflösung von 4 μ m zu erzielen, wurden verschiedene Bereiche der Cochlea einzeln gescannt und anschließend zu einem gesamten Objekt zusammengefasst. Diese hohe Auflösung von 4 μ m sowie die hohe Weichgewebsdifferenzierung mithilfe der Schwermetalle ermöglichte Poznyakovskiy et al. die Darstellung der Reißner- Membran und somit die Rekonstruktion der Scala media. Jedoch wurde dabei die Basilarmembran bzw. die Cochlear partition, die von großer Bedeutung für die Schallwellenberechnung in der Cochlea ist, weder segmentiert noch rekonstruiert. Dem ist prinzipiell hinzuzufügen, dass die Meerschweinchen-Cochlea in eine wesentlich dünnere, weniger absorbierende Knochenschicht eingebettet ist als die Cochlea des Menschen und somit wegen der geringeren Absorption einfacher zu erfassen ist.

Auch Shibata et al. (2009) gelang es, die Reißner-Membran zu visualisieren. Es wurden Cochleae humaner Föten für die Scans verwendet. Die räumliche Auflösung der μ CT Schichtbilder betrug $12,2 \mu\text{m}$ bei einer Schichtdicke von $75,5 \mu\text{m}$, die Auflösung der rekonstruierten Bilder hingegen $6,8 \mu\text{m}$ bei einer Schichtdicke von $40,0 \mu\text{m}$. Die dreidimensionale Rekonstruktion wurde mit der „volume rendering method“ anhand von 135 μ CT Schichten durchgeführt. Der automatische Segmentierungsmodus „volume rendering method“ und die aufgrund der richtungsabhängigen unterschiedlichen Auflösungen vorhandene Anisotropie des rekonstruierten Objekts waren für die Verwendung als exaktes anatomisches Cochlea-Modell zur Berechnung der Schallwellenausbreitung ungünstig.

In Anbetracht des Insertionstraumas einer CI Operation studierten Verbist et al. (2009) die Anatomie der Cochlea. Sie untersuchten in ihrer Studie die Steigung der Cochlea Spirale anhand von μ CT Daten. Dabei wurden 8 Felsenbeine mit einer Auflösung von $17,7 \mu\text{m}$ gescannt und automatisch segmentiert. Doch konnte bei dieser Auflösung lediglich das Cochlealumen von dem umgebenden Knochen abgegrenzt werden. Lamina spiralis ossea sowie Modiolus konnten nicht differenziert dargestellt werden.

Als alternative, zerstörungsfreie, bildgebende Methode verwendete Voie 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 durch Entzug von Kalk transparent gemacht und in eine Kammer eingespannt worden war. Durch das Gewebe, das mit 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 dargestellt. Teile des Mittel- und Innenohres konnten so mit einer Auflösung von bis zu $16 \mu\text{m}$ dargestellt werden. Mit Endolymph gefüllte und von Membran umsäumte Räume konnten neben sensorischen Organen schwer abgebildet werden. In den Bildern zeigen sich horizontale Linien, die dadurch entstanden sind, dass der Laserstrahl nicht uniform absorbiert worden ist. OPFOS ist eine zeitintensive, aber relativ kostengünstige Methode zur Darstellung des Hörorgans.

Die „scanning thin-sheet laser imaging microscopy“ (sTSLIM) Methode ist eine der neuesten Anwendungen innerhalb des Feldes der sogenannten „light-sheet-fluorescence microscopy“ (LSFM), zu der auch OPFOS gehört (Buytaert et al., 2013). Buytaert et al.

2013 verglichen die beiden Techniken μ CT und sTLIM anhand von Mäuse-Cochleae miteinander. Dafür wurden die linke und rechte Cochlea einer Maus mit jeweils einer der beiden Methode gescannt, abgebildet, und aus dem resultierenden Bildmaterial dreidimensionale Cochlea-Modelle erstellt. Die Volumen verschiedener Cochlea Strukturen wurden vermessen.

Ein deutlicher Nachteil der LSFM Methode sind Schrumpfungsprozesse. Buytaert et al. bemerkten 2011 schon anhand eines Vergleichs von μ CT Daten frischer Felsenbeine und sTLIM Daten eine Retraktion von 8 %, kombiniert für dünne Knochenschichten sowie Weichgewebsstrukturen (Buytaert et al., 2011).

Um sTLIM Modelle mit μ CT Modellen zu vergleichen, mussten die Volumen mit 4.23 % multipliziert werden. Die Autoren weisen darauf hin, dass wahrscheinlich auch die Mäusefelsenbeine, die für die Erstellung der μ CT Bilder mit Paraformaldehyd für den Oversea Transport fixiert worden waren, Schrumpfungsprozessen erlegen sind. Unter anderem variierte in dem mithilfe der sTLIM erstellten Datensatzes die Dicke der Basilarmembran zwischen 5 und 20 μ m. Der Nachteil der sTLIM ist die fehlende Isometrie. Buytaert et al. 2013 beschreiben beispielsweise eine Voxel Größe von 1.5 x 1.5 x 5 μ m für den sTLIM Datensatz und damit unterschiedliche Auflösungen in den Raumrichtungen. Zusammenfassend äußern Buytaert et al. 2013, dass die Kombination beider Methoden von Interesse ist. Da die mithilfe des μ CTs erfassten Daten als Referenz für eine akkurate Kalibrierung der sTLIM Daten dienen können, wäre es möglich, die Schrumpfung hoch zu skalieren. Denn Datensätze, die mithilfe eines μ CTs von frischem, nicht fixiertem Material erstellt wurden, gelten als realitätsgetreu (Buytaert et al., 2013).

Die einzige Technik, die eine bessere Auflösung und eine detailgetreuere Darstellung als das sTLIM Verfahren bietet, ist die klassische Histologie. Möchte man nun eine hochaufgelöste Darstellung der Cochlea insbesondere mit Weichgewebsanatomie, so bedient man sich heute nach wie vor bevorzugt histologischer Schnitte. Dabei können entweder dünne Schnitte der fixierten Organstruktur (mittels Epoxidharz, Paraffin oder Celloidin) angefertigt oder durch eine spezielle Schlifftechnik dünne Schichten der Probe abgetragen werden.

Die entstehenden Schnitte bzw. Schliffflächen werden digital dokumentiert und am Rechner zu einem Schichtdatensatz zusammengefügt. Zur Registrierung der Bilder können

zusätzliche Referenzmarker zum Einsatz kommen, die eine genaue Ausrichtung der Bilder hinsichtlich räumlicher Abmessungen erlauben.

Einen digitalen anatomischen Datensatz eines menschlichen Felsenbeins „The Visible Ear“ basierend auf fotografierten Schnitten erstellten 2002 Sørensen et al.. Dabei wurden serielle horizontale Schnitte in 25 µm-Abständen mit einem Kryomikrotom abgetragen. Der verbleibende tiefgefrorene Block wurde oberhalb der Ebene des superioren Bogengangs nach jeder vierten Abtragung fotografiert (100 µm-Abstand). Auf Höhe der knöchernen Gehörkapsel wurde der Block jede zweite Abtragung fotografiert (50 µm-Zwischenbild-Abstand) und unterhalb dieser Ebene wurde erneut alle vier Abtragungen ein Bild von dem verbleibenden Block aufgenommen. 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 war es möglich die Entstehung von Artefakten zu minimieren. „The Visible Ear“ hatte eine räumliche Auflösung von 50 µm/Pixel. Auch feinere Strukturen des Mittel- und Innenohres, wie beispielsweise die Gehörknöchelchen oder die Lamina spiralis ossea der Schnecke, konnten somit sichtbar gemacht werden. Jedoch gingen durch das Fotografieren des Gewebeblocks viele Details, wie die Cochlear partition bzw. die Basilarmembran verloren, da diese nicht wie bei histologischen Schnitten eingefärbt werden konnten.

Den verfügbaren Veröffentlichungen ist allerdings gemein, dass die Güte der 3-D Rekonstruktion nicht näher untersucht wurde, wodurch Angaben darüber fehlen, mit welcher Genauigkeit die geometrischen Verhältnisse durch die Schliffpräparation erhalten bleiben. Während die Modellierung in der Schliffebene durch die Verwendung externer Marker noch als recht zuverlässig angesehen werden kann, wird bei der Berechnung von Längen in Richtung des Abtrags von einem einheitlichen Schichtabstand ausgegangen. Damit können sich Schwankungen um den Sollabtrag leicht aufsummieren. Zudem basieren alle verfügbaren 3D-Modelle des Mittel- bzw. Innenohres auf Daten einzelner Felsenbeine. Individuelle Unterschiede und statistische Schwankungen in den geometrischen Dimensionen der relevanten Strukturen sind also bislang nicht adäquat beschrieben.

Anhand des Bilddatensatzes von Sørensen et al. (2002) fertigte Tinz (2005) erstmals ein vollständiges dreidimensionales Modell des Mittel- und Innenohres an. Mechanische

Schnitte durch das Innenohr führen unweigerlich zu Bildverzerrungen, insbesondere der Membranen. Deshalb lieferte eine Rekonstruktion basierend auf solch histologischen Schnitten nicht das notwendige anatomisch präzise Modell der Cochlea, das für die Berechnung der Schallwellenausbreitung benötigt wird. Insbesondere die Aneinanderreihung der einzelnen Schnitte konnte nicht in der gewünschten Ebenheit realisiert werden.

Wang et al. (2007) fertigten ebenso ein dreidimensionales Modell des Mittel- und Innenohres sowie der für die Innenohr Chirurgie relevanten Strukturen, anhand des von Sørensen et al. (2002) erstellten digitalen Datensatzes an. Die Schichtbilder wurden semiautomatisch mithilfe der Software Adobe Photoshop und Amira segmentiert und rekonstruiert. Die dreidimensionale Rekonstruktion des menschlichen Felsenbeins kann auf folgender Website kostenlos im Internet kopiert werden: <http://research.meei.harvard.edu/Otopathology/3dmodels/>.

Li et al. (2006) erstellten eine dreidimensionale Rekonstruktion des Innenohres basierend auf nicht gefärbten histologischen Schnitten, um Schrumpfungartefakte zu vermeiden. Dennoch mussten die Felsenbeine in Celloidin eingebettet werden, um mit dem Mikrotom geschnitten werden zu können. Die Schichtdicke dieser Schnitte betrug 20 µm bei einer räumlichen Auflösung von 8 µm. Dies führte zu anisotropen dreidimensionalen Rekonstruktionen. Die Autoren erklärten, dass es außerordentlich schwierig ist, Schichten mit einer Schichtdicke kleiner als 20 µm zu schneiden, um die Anisotropie zu vermeiden. Zudem führte die Aneinanderreihung der fotografierten ungefärbten histologischen Schnitte wieder zu Unebenheiten in der Rekonstruktion.

Wang et al. (2006) erstellten ein dreidimensionales Modell des menschlichen Felsenbeins basierend auf klassischen histologischen Schnitten. Das Felsenbein eines 14 jährigen Jungen wurde in Formaldehyd fixiert, dekalzifiziert, in Celloidin eingebettet und in 20 µm dicke Schichten geschnitten. Anschließend wurde jede fünfte Schicht histologisch mit Eosin und Hämatoxylin gefärbt und unter dem Mikroskop untersucht und fotografiert. Wang et al. beschrieben, dass das rekonstruierte Modell vollständig ist, ein Bogengang fehlt sowie das Alignment und die Auflösung verbesserungswürdig wären.

Rau et al. 2013 stellten ein Verfahren vor, das durch die Verwendung einer bestimmten Schlifftechnik präzise dreidimensionale Rekonstruktionen anatomischer Strukturen aus

histologischen Schliffbildern erlaubte. Zudem wurde die Methodik hinsichtlich der Rekonstruktionsgenauigkeit anhand eines Referenzobjektes untersucht. Um zunächst die Präparationstechnik zu evaluieren, wurde ein Referenzkörper herangezogen, dessen bekannte geometrische Dimensionen eine Beurteilung der Qualität der Rekonstruktionen erlaubte. Der mittlere Rekonstruktionsfehler betrug dabei 0.4 ± 0.3 °. Anschließend wurden 12 humane Felsenbeine, die in Epoxidharz eingebettet waren, mittels flächendetektorbasierter Volumen-CT (fpVCT, 200 µm Voxel Größe) gescannt und im Abstand von 100 µm in Schliffbildern abgetragen. Die so entstandenen Bilder wurden mittels Auflichtmikroskopie und Digitalkamera fotografiert und über Matlab als DICOM Datensatz exportiert. Dieser konnte mit der Software PatXfer 5.2 eingelesen und in die Planungs- und Segmentierungssoftware iPlan 2.6 ENT (Brain LAB AG) integriert werden. Die Fusion der histologischen Bilddatensätze mit den fpVCT generierten Datensätzen ermöglichte das Vermessen der Abstände zwischen den Kerben des Schliffbilddatensatzes und des fpVCT Datensatzes, um die Unterschiede zwischen den beiden Rekonstruktionen zu erfassen. Dabei zeigten sich Abweichungen zwischen 0.0 - 0.4 mm. Da die Messgenauigkeit auf 0.1 mm Stufen limitiert war, konnten Abweichungen kleiner als 0.05 mm nicht erfasst werden (Rau et al., 2013).

Der große Vorteil der histologischen Schnitte ist derzeit die hohe Auflösung von bis zu 1 µm und die damit präzise Gewebisdifferenzierung, welche mit bildgebenden Verfahren noch nicht erreicht werden kann. Die hochaufgelösten histologischen Schnitte zu einem dreidimensionalen glatten Objekt zusammenzuführen ist jedoch mit Schwierigkeiten behaftet. Dazu kommt noch die daraus resultierende Anisotropie.

Andererseits ist der entscheidende Vorteil bildgebender Verfahren, wie MRT, CT, LSFM oder µCT, dass die zu untersuchenden Objekte nicht zerstört werden müssen und somit bei der Rekonstruktion, das heißt beim Zusammenfügen der einzelnen Schichten, keine Aneinanderreihungsfehler entstehen können.

1.2 Modelle der Cochlea mit implantierten Elektroden

Die zentrale Aufgabe des Ohres besteht in der Umsetzung des mechanischen Reizes in Form von Schallwellen in ein Muster elektrischer Signale. Der Knochenschall gelangt zu einem Teil direkt über die Labyrinthkapsel ins Innenohr. Ein kleinerer Teil gelangt über

das äußere und das Mittelohr ins Innenohr. Die Schallwellen treffen auf das Trommelfell und versetzen die Gehörknöchelchen des Mittelohres in Bewegung. Diese Schwingungen werden über das Ovale Fenster auf die Cochlea übertragen. Die Cochlea besteht aus mehreren mit wässriger praktisch inkompressibler Flüssigkeit gefüllten Gängen, der sogenannten Scala vestibuli, Scala tympani und Scala media. Das Runde Fenster dient als Ausgleichsmembran. Die Vibrationen des Steigbügels und die Schwingungen der knöchernen Labyrinthkapsel führen zu Flüssigkeitsverschiebungen innerhalb der Scala vestibuli und Scala tympani. Diese Bewegungen bewirken eine Auslenkung der elastischen und schwingungsfähigen Trennstrukturen (Cochlear partition) zwischen den Scalae, die sogenannte Wanderwelle. Bei sehr schnellen Flüssigkeitsverschiebungen bzw. hohen Frequenzen entsteht das Maximum der Wanderwelle in der Basalwindung, bei langsamen entsprechend tieferen Frequenzen in Nähe der apikalen Windung. Dadurch kommt es letztlich zu frequenzabhängigen Veränderungen der sich auf der Cochlear partition befindlichen Strukturen. Eine Abscherbewegung feiner Stereozilien der inneren Haarzellen des Corti Organs führt zu einer Öffnung mechanisch sensitiver Transduktionskanäle und einem dadurch folgenden Kalium Einstrom, getrieben durch das endocochleäre Potential sowie das Membranpotential der Haarzellen. Es folgt die Depolarisation der Haarzellen, die Ausschüttung eines Neurotransmitters und dadurch die Auslösung eines afferenten Nervenimpulses. Die Haarzellen transformieren also mechanische Bewegung in elektrische Signale (Lenhardt, 1996; Oliver et al., 2005).

Als Schwerhörigkeit bezeichnet man eine Einschränkung des Hörvermögens. Sie reicht von einer geringfügigen Beeinträchtigung bis hin zu einem vollständigen Hörverlust und Taubheit, sie kann angeboren oder erworben sein. Je nach Lokalisation der Ursache werden eine Schallleitungsschwerhörigkeit und eine Schallempfindungsschwerhörigkeit unterschieden. Bei der Schallempfindungsschwerhörigkeit (sensorineurale Schwerhörigkeit) kann man wiederum zwischen einer Innenohrschwerhörigkeit und einer neuralen Schwerhörigkeit bzw. einer zentralen Schwerhörigkeit differenzieren. Unter Taubheit versteht man in der Otologie den vollständigen Ausfall der Funktion des Innenohres oder des Nervus vestibulocochlearis. Die Ursachen für das Auftreten einer angeborenen Schwerhörigkeit zum Zeitpunkt der Geburt lassen sich in genetische (65%) und nicht genetische Ursachen (35 %) untergliedern. Ein Großteil der nicht genetischen Ursachen entfällt auf kongenitale Zytomegalieinfektionen (60% der infektionsbedingten Schwerhörigkeiten). In der Hälfte der Fälle führt eine Zytomegalieinfektion zu einer

progressiven Schwerhörigkeit, bei der das Hörvermögen kontinuierlich abnimmt (Strutz 2010).

Es bestehen je nach Art und Ausmaß einer Hörstörung verschiedene Optionen diese zu therapieren. Hörgeräte sind indiziert, wenn die Kommunikationsfähigkeit durch eine Hörstörung beeinträchtigt ist, die nicht durch medikamentöse Behandlung oder operative Therapie ausreichend geheilt werden kann. Nach den Heil- und Hilfsmittelrichtlinien des Bundesausschusses der Ärzte und Krankenkassen ist die Indikation für eine Hörgeräteversorgung bei Erreichen folgender Grenzwerte festgelegt worden. Beträgt der Hörverlust bei beidseitiger Schwerhörigkeit auf dem besser hörenden Ohr mindestens 30 dB bei einer Prüffrequenz zwischen 500 und 3000 Hz und beträgt das Sprachverstehen bei 65 dB SPL 80 % und weniger, so ist eine Hörgeräteversorgung indiziert. Das Ausmaß der subjektiv empfundenen Kommunikationsstörung spielt bei der Indikationsstellung ebenso eine wesentliche Rolle.

Man unterscheidet zwischen digitalen Hörgeräten und analogen Hörgeräten, wobei analoge Hörgeräte heute nur noch selten zu finden sind. Das Wort "digital" bezieht sich dabei auf die Art der Verarbeitung der akustischen Signale. Hierbei werden eintretende akustische Schallsignale in digitale elektrische Signale umgewandelt. Die Schallwelle wird in eine Zahlenreihe zerlegt, verarbeitet, wieder in eine Schallwelle umgewandelt und an das Gehör weitergegeben. Im Gegensatz hierzu bestehen Hörgeräte mit analoger Signalverarbeitung aus elektronischen Bauteilen, die das über einen Schallempfänger (Mikrophon) aufgenommene akustische Signal gefiltert und verstärkt an das Ohr abgeben.

Kann mithilfe eines Hörgeräts das Ziel, Sprachverstehen, insbesondere auch im Störgeräusch, zu verbessern, nicht mehr zufriedenstellend erreicht werden, sollte eine Cochlea Implantat (CI) Versorgung in Erwägung gezogen werden. Die Indikationsstellung dazu wird bereits ab einem Einsilberverstehen in Ruhe mit bestmöglichem Hörgerät von 40 % und weniger oder einem Hörverlust von 90 dB ab 1 kHz diskutiert. Damit kommen für die Cochlea Implantat Versorgungen Patienten in Frage, bei denen mit Cochlea Implantaten ein besseres Hören und Sprachverstehen als mit Hörgeräten absehbar zu erreichen sein wird und die Funktionstüchtigkeit von Hörnerv und Hörbahn angenommen werden kann (Stark et Helbig, 2011; Steffens, 2010).

Cochlea Implantate sind Neuroprothesen, welche nach Einsetzen in die Hörschnecke (Cochlea) den funktionell intakten Hörnerv elektrisch stimulieren und so ein Sprachverstehen ermöglichen. Ein Mikrophon leitet die akustische Information zum Sprachprozessor, der sie in elektrische, für den Hörnerv verwertbare Signale aufbereitet. Sie werden über die Induktionsspulen transkutan dem Implantat zugeleitet. Der Empfängerstimulator wandelt die elektrische Information in analoge Impulse und gibt diese mit der jeweils entsprechenden Pulsfrequenz und Stromstärke an die Elektroden weiter. Die Tonhöheninformation ist auch durch die Anordnung der Elektroden entlang der Basilarmembran gegeben: solche nahe der Schneckenbasis führen zu einem hochfrequenten, apikal gelegene mehr zu einem tieffrequenten Höreindruck.

Für taubgeborene Kinder stellen CIs die einzige Möglichkeit für eine annähernd normale Entwicklung des Hörens und Sprechens dar, falls sie innerhalb der ersten Lebensjahre implantiert werden. Für ältere Kinder, Erwachsene und ältere Patienten mit altersabhängigem degenerativem Hörverlust stellen CIs aktuell die alleinige Alternative dar, wenn Hörgeräte nicht mehr ausreichend helfen können. So kann gerade bei Patienten mit partiellem Hörverlust, d.h. einem leichten bis mittleren Hörverlust bei tiefen Frequenzen und einem hochgradigen Hörverlust bei hohen Frequenzen, das Prinzip der elektrisch akustischen Stimulation, EAS, zum Tragen kommen (von Ilberg et al, 1999). EAS ist eine Kombination aus der Anwendung akustischer Verstärkung und Cochlea-Implantat-Technologie in einem Ohr. Für diese Personen bieten Hörgeräte oft unbefriedigende Ergebnisse im Sprachverständnis oder beim Hören von Musik. Traditionelle Cochlea-Implantatsysteme sind ebenfalls nicht die beste Lösung, da die Betroffenen mit Cochlea Implantaten von ihrem Resthörvermögen nicht mehr profitieren können. Die akustische Einheit der EAS verstärkt tiefe Frequenzen akustisch, während das Cochlea Implantat Nervenfasern für höhere Frequenzen elektrisch stimuliert, und ist somit in der Lage, Töne im Hoch- und Tieftonbereich wie beim natürlichen Hörvorgang simultan zu verarbeiten. Hörnervenfasern, die sich im Bereich maximaler Auslenkung hoher Frequenzen befinden werden elektrisch stimuliert.

Um das Resthörvermögen zu erhalten, werden atraumatische Elektrodenarrays benötigt. Der Flex EAS Elektrodenarray beispielsweise der Firma MED-EL wurde für die Erfordernisse der EAS entwickelt. Er wird lediglich ein ca. 18 mm langes Stück der Elektrode in die Cochlea eingeführt, um ein akustisches Hören im Tieftonbereich, das heißt

weiterhin eine Schwingung der apikalen Basilarmembran, zu gewährleisten. In der basalen Windung der Cochlea werden die Hörnervenfaser, die sich im Bereich maximaler Auslenkung hoher Frequenzen befinden, elektrisch stimuliert.

Elektroden innerhalb der Cochlea stellen einen Fremdkörper mit einer nicht zu vernachlässigenden Masse dar. Die Auswirkungen der Elektrode auf den Hörvorgang bzw. auf die Schallwellenausbreitung innerhalb der Cochlea sind noch nicht vollständig geklärt. Ein realitätsgetreues dreidimensionales Volumenmodell mit implantierter Elektrode sowie mit für die Schallwellenausbreitung essentieller Cochlear partition konnte bis heute noch nicht erstellt werden. Zunächst gelten dafür die gleichen Probleme wie bei der Erstellung eines Felsenbeinmodells ohne implantierter Elektrode. Zusätzlich birgt die Elektrode Probleme bzw. Herausforderungen. So treten sowohl bei der Erstellung histologischer Schnitte durch die schwer zu schneidenden Drähte wie auch in der Röntgentechnik durch die Artefakt produzierenden metallischen Elektrodendrähte Schwierigkeiten auf. Folglich gibt es bis dato kein realitätsgetreues hochauflösendes Modell der Cochlea mit implantierter Elektrode. Kiefer et al. (2006) simulierten in einem Cochlea Modell die Elektrode, indem sie die ideal rekonstruierte Basilarmembran an den Stellen versteiften, an denen sie den Elektrodenkontakt annahmen. Anhand dieses Modells wurde die Auswirkung der Elektrode auf die Schallwellenausbreitung entlang der Basilarmembran berechnet.

In vivo bedient man sich routinemäßig vor und nach einer CI Implantation der High-Resolution Computer Tomographie (HRCT). Präoperativ verwendet wird die HRCT, um Ossifikationen oder Missbildungen, welche die Cochlea Implantation beeinflussen könnten, zu detektieren und um somit die Operation planen zu können (Escudé et al., 2006). Postoperativ wird mithilfe eines hochauflösenden Multi Slice CT die Lage der Elektrode evaluiert (Verbist et al., 2008). Zudem führt die postoperative Bildgebung zur Verbesserung der Implantat-Anpassung, zur Weiterentwicklung des Elektrodendesigns und zur Möglichkeit der Bewertung der Operationstechnik. In Anbetracht der Strahlenbelastung für den Patienten müssen in vivo bestimmte Strahlenexpositionsgrenzen eingehalten werden. Die Auflösung ist somit begrenzt. Nach derzeitigem Stand der Forschung beträgt die maximale Auflösung des CTs in vivo 0,3 - 0,5 mm (Escudé et al., 2006). Hochauflösende Multi Slice CTs mögen zwar die Elektrode innerhalb der Cochlea darstellen, aber die präzise Bestimmung, in welcher Scala sich die Elektrode befindet, ist

häufig schwer auszumachen. Seit kurzem werden Flächendetektor CTs (FD-CT) klinisch eingesetzt (Struffert et al., 2010). Durch diese erweiterte CT Technik ist es möglich, in vivo räumliche Auflösungen von bis zu 0,07 mm zu erzielen. Struffert et al. können mit Hilfe des FD-CT die Lamina spiralis ossea erkennen sowie vereinzelt Elektrodenkontakte differenzieren.

Postnov et al. (2006) stellten in vitro drei Felsenbeine mithilfe des μ CTs in einer Auflösung von 9 μ m dar und verwendeten dabei verschiedene Techniken. Das erste Felsenbein wurde mit einem Elektrodenträger implantiert, anschließend dekalzifiziert und gescannt. Das zweite Felsenbein wurde zunächst gescannt, anschließend mit einer Elektrode inklusive Platinkontakten implantiert und daraufhin ein zweites Mal gescannt. Dem dritten Felsenbein wurde zunächst die Lymphe über ein Loch in der Steigbügel Fußplatte abgesaugt, daraufhin wurde das Felsenbein "leer" gescannt, wiederaufgefüllt mit physiologischer Flüssigkeit, anschließend mit einer Elektrode inklusive Platinkontakten implantiert und nochmals gescannt. Das dekalzifizierte Felsenbein zeigte, wenn auch nur sehr schwach, die Trennung der beiden Scalae tympani und vestibuli sowie das Ligamentum spirale. Um das Problem der Artefaktentstehung bei den beiden letzteren Felsenbeinen durch die Platinkontakte zu umgehen wurden diese zweimal gescannt, einmal vor und einmal nach der Implantation, und anschließend digital superpositioniert. In der vorliegenden Arbeit von Postnov et al. konnten die Daten eines Felsenbeines für eine automatische Rekonstruktion verwendet werden.

Whiting et al. (2008) verglichen in ihrer Studie drei Techniken, Multirow CT (Auflösung 0,1 mm), μ CT (36 μ m) und OPFOS (6 μ m). Dabei wurde dasselbe Felsenbein einerseits ohne und andererseits mit implantierter Elektrode unter Anwendung dieser Techniken dargestellt. Aus diesen Schichtaufnahmen wurden jedoch keine Rekonstruktionen erstellt.

Trotz stetiger Verbesserung sowohl der operativen Technik als auch der Elektrodenträger kommt es jedoch bei der Insertion immer wieder zu Verletzungen der empfindlichen, funktionellen Strukturen des Innenohres. In Folge dessen ertauben resthörige Patienten operationsbedingt, so dass die angestrebte kombinierte Versorgung - CI für verlorene Frequenzbereiche und "normales" akustisches Hören mit noch vorhandenem Hörvermögen oftmals scheitert. Ein zusätzliches Interesse der vorliegenden Studie besteht, neben der

akustischen Schallwellenberechnung, auch in der Evaluation der Elektrodenlage sowie der Verletzungsrisiken bei einer Cochleaimplantation.

1.3 Fragestellung

Ziel der Arbeit ist es präzise realitätsnahe dreidimensionale Modelle der Cochleae zu erstellen, die als geometrisches Objekt für die numerische Berechnung der Schallwellenausbreitung innerhalb der Cochlea dienen.

Ein solches Modell sollte isotrop sein, sodass es in allen Richtungen des dreidimensionalen Raumes die gleiche Auflösung aufweist. Für die realitätsnahe Berechnung der Fluid-Struktur Kopplung innerhalb der Cochlea ist es essentiell, die räumliche Ausdehnung von Weichgewebsstrukturen, wie der Cochlear partition, abzubilden und exakt zu rekonstruieren. Um solch feine Strukturen darzustellen, bedarf es einer sehr hohen Auflösung der Abbildungstechnik.

Cochlea Implantate stellen einen bedeutenden Fortschritt der modernen biomedizinischen Entwicklung dar, der es vielen ertaubten Patienten ermöglicht wieder zu hören. Dennoch schwanken die Hörergebnisse zwischen den verschiedenen Patienten zum Teil erheblich. Um die Leistung der Implantate sowie das dazugehörige Knowhow zu verbessern, ist es wichtig zu wissen, wie sich die Schallwellenausbreitung innerhalb des Innenohres mit Cochlea Implantat verhält und welche Auswirkungen die Masse und das Volumen der Elektrode auf die Ausbreitung der akustischen Schallwellen hat. Diese Arbeit stellt anatomisch exakte, realitätsnahe Cochlea Modelle zur Verfügung. Fünf Felsenbeine wurden mittels eines μ CTs gescannt, von Hand segmentiert und rekonstruiert. Zwei dieser Felsenbeine sind mit Flex EAS Elektroden implantiert und rekonstruiert und zwei Felsenbeine sind mit Standard Elektroden (MED-EL) versorgt worden. Ein Felsenbein wurde ohne implantierte Elektrode gescannt und somit konnte ein Modell der Cochlea in originärem Zustand erstellt werden. Damit stehen Grundlagenmodelle für die weiteren numerischen Berechnungen der Schallwellenausbreitung innerhalb des Innenohres mit und ohne implantierten Elektroden bereit.

2 Anatomie des menschlichen Innenohres

Die beiden Sinnesorgane, Gleichgewichts- und Gehörorgan, sind obwohl funktionell völlig verschieden, anatomisch zu einem einheitlichen Organ zusammen geschlossen, das wegen der Gestalt seiner Hohlräume als Labyrinth bezeichnet wird. Das Labyrinth und zahlreiche Kanäle und Kanalsysteme befinden sich in der Pars petrosa ossis temporalis (Abb. 1).

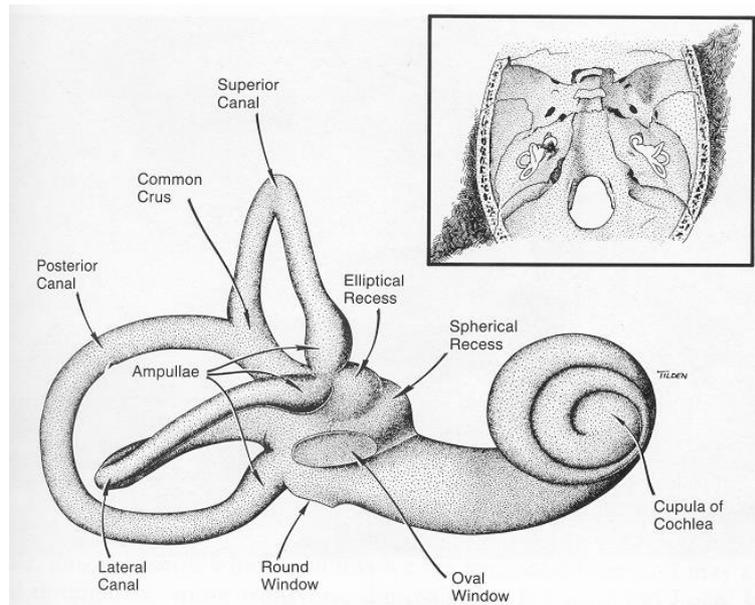


Abb. 1. Labyrinth des Innenohres und dessen Projektion auf die Pars petrosa des Felsenbeines. (Schuknecht H. F., 1995)

Das Labyrinth lässt sich in einen statischen Teil (Gleichgewicht - Vorhof und Bogengänge) und einen akustischen Teil (Gehör - Hörschnecke bzw. Cochlea) unterteilen (Abb. 1).

Man unterscheidet membranöses und knöchernes Labyrinth. Das mit der klaren Endolymphe gefüllte membranöse Labyrinth ist in das Hohlraumsystem des knöchernen Labyrinthes eingelagert, das wesentlich weiträumiger ist als das membranöse und nicht vollständig von ihm ausgefüllt wird. Der übrige Raum ist mit Flüssigkeit gefüllt, der ebenfalls klaren Perilymphe, weshalb dieser Raum auch perilymphatischer Raum genannt wird.

Das knöcherne Labyrinth umfasst das Vestibulum (Vorhof), die Canales semicirculares (Bogengänge) und die Cochlea (Hörschnecke).

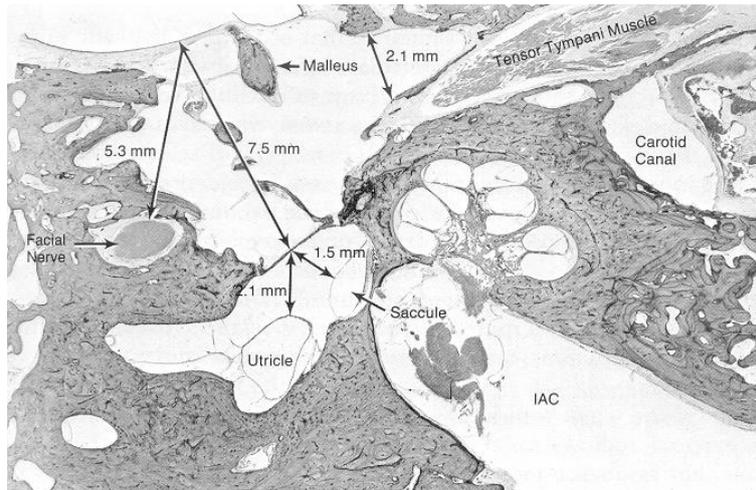


Abb. 2. Histologischer Schnitt durch das Mittel- und Innenohr. Das Vestibulum, das Utriculus und Sakkulus umfasst, wird durch das Ovale Fenster und die darin eingelagerte Stapesplatte zur Paukenhöhle hin abgegrenzt. (Schuknecht H. F., 1995)

Das Vestibulum ist ein ovaler, seitlich etwas abgeplatteter Hohlraum (Abb. 2). Es stellt den zentralen Teil des Labyrinthus osseus dar, befindet sich zwischen den Bogengängen und der Cochlea und ist zugleich deren Vereinigungs- oder Ausgangszone. Außen grenzt es an die Cavitas tympanica, innen an den Grund des Meatus acusticus internus, vorne an die Schnecke und seitlich hinten und oben an die Bogengänge. Der Zugang von der Paukenhöhle (Cavitas tympanica) in das Vestibulum erfolgt über das Ovale Fenster (Fenestra vestibuli, Fenestra ovalis). In die Fenestra ovalis ist die Platte des Steigbügels eingelagert. Der Steigbügel überträgt die Schallwellen vom Mittelohr (Trommelfell, Gehörknöchelchen) über das Ovale Fenster auf das Innenohr bzw. die Hörschnecke.

Die knöcherne Schnecke (Cochlea) ähnelt dem Gehäuse einer Weinbergschnecke mit aufgewundenem Gang (Abb. 3). In diese ist das häutige Labyrinth der Cochlea, der Ductus cochlearis, eingelagert. Dieser ist beim Menschen 31,5 mm (25,3 - 34,6 mm) lang (Lang, 1992). Die Windungszahl des Ductus cochlearis schwankt zwischen $2 \frac{1}{2}$ und $2 \frac{3}{4}$ Windungen (in 87% der Fälle nachgewiesen), gelegentlich findet sich auch einer der nur $2 \frac{1}{6}$ Mal gewunden ist. Die Cochlea dextra ist nach links gewunden, die Cochlea sinistra nach rechts. Die Basis der Cochlea ist etwa 9 mm breit. Der Abstand zwischen Basis und Spitze macht ca. 5 mm aus. Gegen die Cavitas tympanica wölbt sich die basale Schneckenwindung vor, das Promotorium. In der Achse der Schnecke läuft der Modiolus, der Nervenfasern und Ganglienzellen einschließt. Die Grundform des Modiolus ist konisch

gestaltet und erreicht nicht ganz die Spitze der Cupula. Seitlich ragt eine zarte Knochenplatte, die Lamina spiralis ossea, in das Lumen der Schnecke hinein und unterteilt diese unvollständig. Das Schneckenlumen verengt sich von der Basis zur Spitze hin. Seine Basis ist ungefähr 3 mm breit und besitzt 3 Öffnungen: das Fenestra cochleae (Runde Fenster), das durch die Membrana fenestrae cochleae gegen die Cavitas tympanica abgeschlossen ist, das Fenestra vestibuli (Ovale Fenster), das über die Steigbügel Fußplatte an die Cavitas tympanica angrenzt und der Canaliculus cochleae (Aqueductus cochleae), der von der basalen Schneckenwindung nach dorsal und unter die Janua arcuata an die Unterseite der Felsenbeinpyramide des Os temporale führt und dort in den Subarachnoidalraum mündet (Lang 1992).

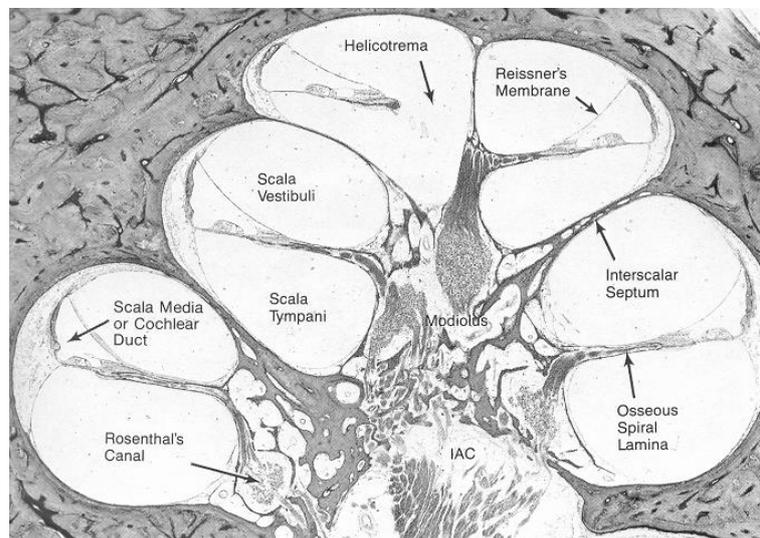


Abb. 3. Histologischer Schnitt durch die Cochlea. In der Cupula der Cochlea ist das Helikotrema zu sehen, das durch ein Loch in der Lamina spiralis ossea gebildet wird. (Schuknecht H. F., 1995)

Die Lamina spiralis ossea ragt in die Schneckenwindungen bis über die Hälfte der Kanalweite hinein. In der obersten Windung reicht sie nicht bis zum blinden Ende der Kuppel, sondern löst sich vorher vom Modiolus los und endet frei wie ein kleines Sprungbrett (Abb. 3). Dieses freie Ende ist zugespitzt und wird Hamulus laminae spiralis genannt. Der Modiolus ist wie auch die Knochenscheidewände zwischen den Schneckenwindungen fast vollkommen hohl. An die sehr zarte Corticalis schließt sich ein feines Spongiosawerk an, das teils ein mesenchymartiges Bindegewebe und Fettzellen aufnimmt. Auch die Lamina spiralis ossea ist so gut wie vollkommen ausgehöhlt, so dass sie fast nur aus der sehr dünnen Corticalis an der Ober- und Unterfläche besteht. Zarte

radiäre Stützplatten sind zwischen sie eingefügt. Im Ganzen bilden die Hohlräume der Lamina spiralis ossea ein System radiärer Nervenkanäle (Braus und Elze, 1960).

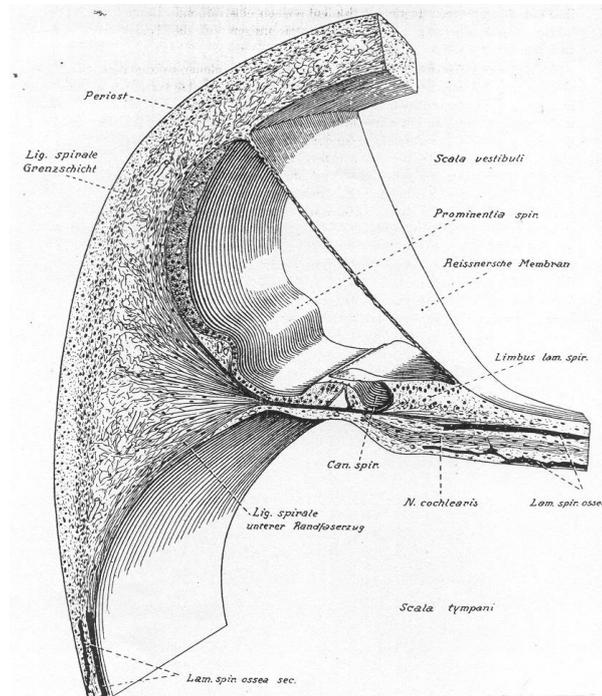


Abb. 4. Der Ductus cochlearis ist begrenzt durch die Reißner-Membran, dem Ligamentum spirale und der Lamina spiralis membranacea. (Neubert K., 1950)

Der Ductus cochlearis beginnt am Vorhof (Vestibulum) mit dem Vorhofblindsack und endet an der Schneckenspitze ebenfalls blind im Caecum cupulare. Er nimmt nur einen kleinen Teil der knöchernen Schnecke ein. Sein Querschnitt bildet ein Dreieck dessen obere Seite die Reißner-Membran darstellt. Diese entspringt nahe dem freien Rand der Lamina spiralis ossea und zieht sich unter einem Winkel von ca. 45° zur Außenseite, die vom Ligamentum spirale gebildet wird. An das im Querschnitt sichelförmigen Ligament grenzt innen die Stria vascularis an (Beck und Bader, 1963). Die basale Seite des Ductus Cochlearis, die Lamina spiralis membranacea, trägt das Sinnesorgan, das Corti Organ (Abb. 4 und 5).

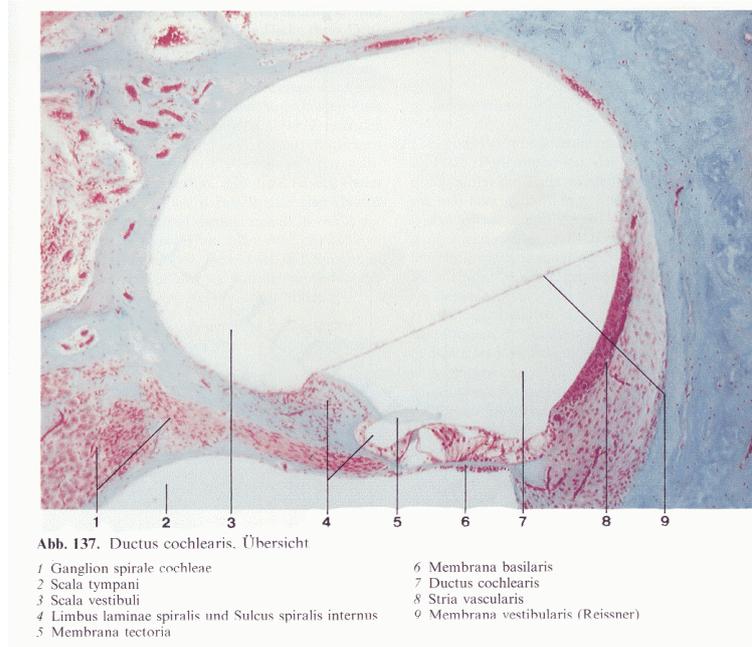


Abb. 5. Vergrößerter Ausschnitt eines histologischen Schnittes der Cochlea. Ductus cochlearis. **(Lang, 1992)**

Die Lamina spiralis membranacea entspringt direkt aus dem unteren Blatt der Lamina spiralis ossea (Abb. 5; Lang, 1992). Sie beginnt am Rande der Lamina spiralis ossea mit einem dicken Saum, dem Limbus laminae spiralis, und enthält eine aus kollagenen Fasern aufgebaute Membran, die Membrana basilaris (Basilarmembran), die sich in ein sichelförmiges Verspannungssystem, das Ligamentum spirale, fortsetzt, durch das sie an der Außenwand des Schneckenkanals angeheftet ist (Braus und Elze, 1960).

Das Ligamentum spirale entspricht einem verformbaren Bindegewebeanteil. Die Gesamtmasse des Spiralkanales nimmt in Richtung Kuppel ab. Sein radiärer Durchmesser beträgt an der basalen Windung 500 µm, in der Spitzenwindung 100 µm. Die der Scala vestibuli zugewandten Kollagenfasern sind kräftiger ausgebildet. Die Breite der Basilarmembran nimmt von der unteren bis zur oberen Windung, von 100 auf 500 µm stetig zu, denn die Lamina spiralis ossea wird immer schmaler und das Ligamentum spirale immer flacher. Sie weichen also immer mehr auseinander, während der Ductus cochlearis fast immer gleich weit bleibt (Elze 1960). Die Lamina spiralis membranacea spannt sich von der Spitze des Hamulus in Fortsetzung ihres Spiralverlaufs frei zur Lamina modioli, an der die Zwischenwand zwischen apikaler und mittlerer Windung endet. Jenseits ihrer Anheftung liegt das Ende der Scala vestibuli und weiter noch das Caecum cupulare des

Ductus cochlearis auf der knöchernen Zwischenwand. Auf der schmalen Basilmembran befindet sich das eigentliche Sinnesorgan, das Corti Organ. Seine Sinneselemente sind Haarzellen, die in einer inneren und mehreren äußeren Reihen zwischen Stützzellen angeordnet sind. Der basale Teil jeder Haarzelle wird vom Nervus cochlearis innerviert bzw. die Haarzelle ist bereits Teil der Hör-Nervenbahn. Über den Haarzellen schwebt eine verhältnismäßig dicke geleeartige Masse, die Membrana tectoria. Nach innen, zum Modiolus hin, liegt sie als dünnes Blatt auf dem hohen einschichtigen Epithel des Limbus spiralis.

Durch den Ductus cochlearis (Scala media) werden in der knöchernen Schnecke die Windungen jeweils in zwei weitere Räume unterteilt: einmal in einen Raum oberhalb des Ductus cochlearis und der Lamina spiralis ossea, der Scala vestibuli, und einen unterhalb, der Scala tympani. Diese werden wegen ihrer Beziehungen zu der wendeltreppenartigen Lamina spiralis ossea als Scalae (Treppen) bezeichnet. Die obere Treppe ist näher am Vestibulum und heißt deswegen Scala vestibuli, die untere endet an einer Membran, die sie gegen die Paukenhöhle abschließt, und deshalb Scala tympani genannt wird. Vor der Kuppelwindung stehen die beiden Treppen durch das Helikotrema (Schneckenloch) miteinander in Verbindung (siehe Abb. 3). Dadurch dass sich die Lamina spiralis ossea in der Kuppelwindung vom Modiolus löst und als Hamulus frei steht, fällt zwischen Modiolus und Hamulus die bisher trennende Lamina spiralis weg. Die Verbindung zwischen Scala vestibuli und Scala tympani ist somit hergestellt. Die Spitze des Hamulus reicht nicht ganz bis ans Ende der Kuppelwindung, wohl aber die der Scala vestibuli und des Ductus cochlearis. Die Scala tympani beginnt mit dem Helikotrema. Die eigentliche Kuppel der Schnecke enthält also nicht drei sondern nur zwei Räume: Ductus cochlearis und Scala vestibuli, die hier blind enden.

Der Aqueductus cochleae führt von der Scala tympani kurz vor der Fenestra cochleae nach unten zum medialen Rand des Foramen jugulare und verbindet meist die Scala tympani mit dem Subarachnoidalraum (Schuknecht, 1995).

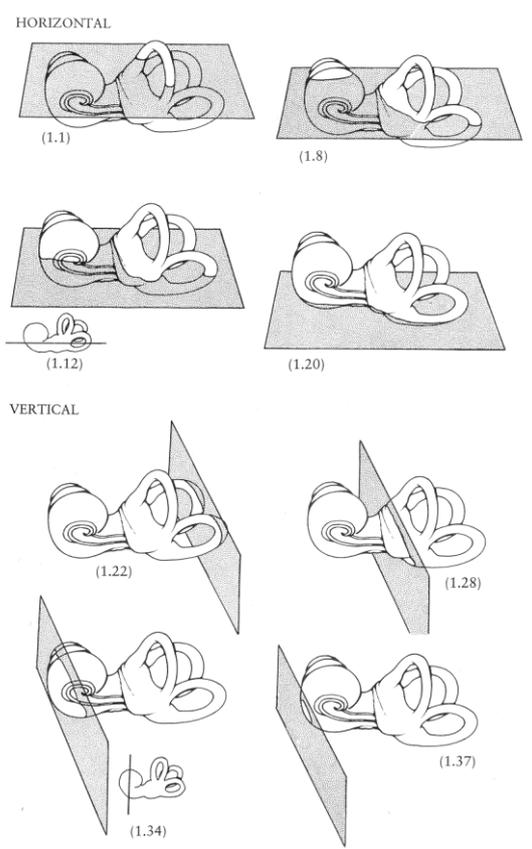


Abb. 6. Räumliche Orientierung. Darstellung der horizontalen und vertikalen Schnittebenen durch die Cochlea (Schuknecht H. F., 1995)

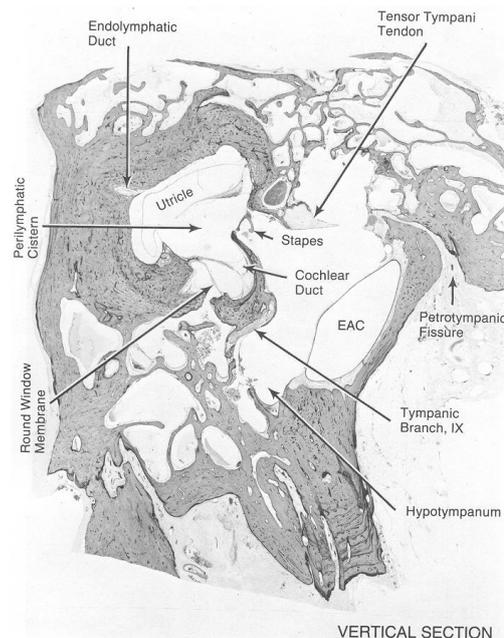


Abb. 7. Vertikaler histologischer Schnitt durch das Mittel- und Innenohr. Darstellung der Anatomie des Ovalen Fensters mit Steigbügel Fußplatte und der Rund Fenster Membran. (Schuknecht H. F., 1995)

Die Schallwellen versetzen das Trommelfell in Schwingungen, und werden über die Gehörknöchelchen und zuletzt über den Stapes, auf das Innenohr übertragen. Die Vibration des Stapes bewegt die Membran des ovalen Fensters abwechselnd nach innen und außen. Da die Perilymphe praktisch inkompressibel ist, bewirkt die Stapesbewegung zwangsläufig, dass sich die Perilymphe der Scala vestibuli in Richtung des Runden Fensters verschiebt. Der vibrierende Stapes erzeugt somit einen Wechseldruck zwischen Scala vestibuli und Scala tympani, der zu kleinsten Volumenverschiebungen zwischen beiden Skalen und damit zu einer Schwingung der Trennwand (Cochlear partition) führt. Diese cochleäre Trennwand besteht im Wesentlichen aus der Basilmembran samt aufliegendem Corti-Organ. Die elastische Membrana tympani secundaria (Membran des Runden Fensters) ermöglicht es, dass die Perilymphe der Scalen hin und her bewegt werden kann. Blickt man von der Paukenhöhle auf die mediale Paukenwand (Pariet labyrinthicus), so ist das Foramen ovale (Fenestra vestibuli) etwa in der Mitte platziert. Die ovale, etwa in der Horizontalen orientierte Öffnung führt in das Vestibulum und liegt im

Bodenbereich der Fossula fenestrae vestibuli (Abb. 8 und 9). Das Promotorium wölbt sich über der basalen Schneckenwindung in die Cavitas tympani vor. Unterhalb und hinter dem Promotorium befindet sich die Fossula fenestrae cochleae, begrenzt durch das Subiculum promontorii (Schuknecht, 1995).

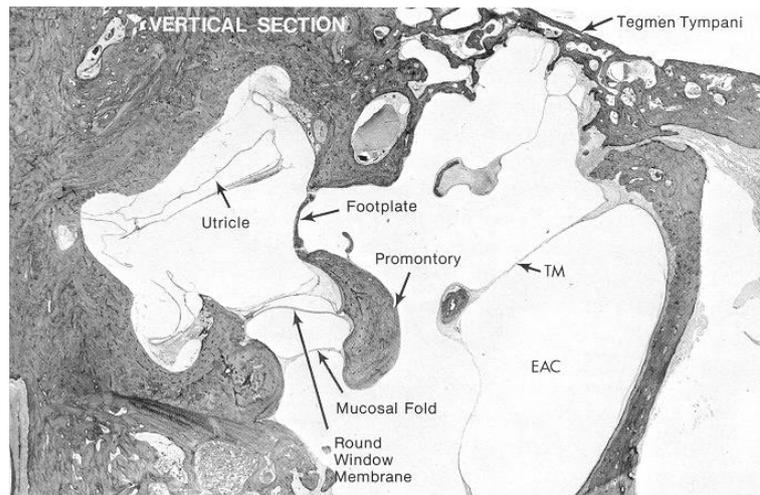


Abb. 8. Vertikaler histologischer Schnitt durch das Mittel- und Innenohr. Darstellung der Relation des ovalen Fensters mit darin befindlicher Stapesfußplatte zu der Rund Fenster Nische (Fossula fenestrae cochleae). Vor der Rund Fenster Membran befindet sich die Schleimhautfalte (mucosal fold). (Schuknecht, 1995)

Die Fossula fenestrae cochleae setzt sich nach vorne und etwas aufwärts nach medial zur Fenestra cochleae (Rundes Fenster) fort, das von der Seite her durch den Anulus nicht beobachtet werden kann. Das Fenestra cochleae öffnet sich in die basale Schneckenwindung, und ist von einem schmalen Knochenring, der Crista fenestrae cochleae, umgeben, an den sich die Membrana tympani secundaria (Rund Fenster Membran) anheftet (Lang 1992,). Die Rund Fenster Membran wölbt sich etwas nach innen (Anson und Donaldson, 1972) und häufig befindet sich davor eine Schleimhautfalte (Abb. 8) (Schuknecht, 1995).

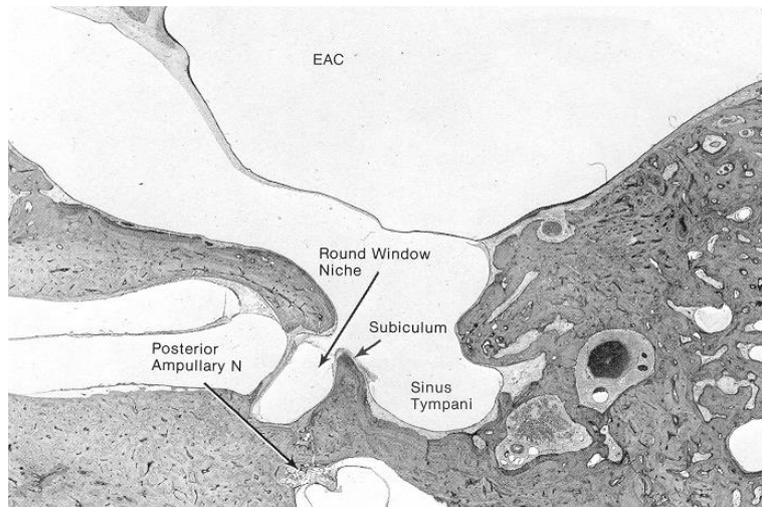


Abb. 9. Horizontaler histologischer Schnitt durch das Mittel- und Innenohr. Die Rund Fenster Nische (Fossula fenestrae cochleae) wird durch das Subiculum promontorii eingefasst. (Schuknecht, 1995)

3 Material und Methoden

3.1 Felsenbein-Präparation und CI Implantationstechnik

Für diese Arbeit wurden insgesamt fünf humane Felsenbeine verwendet, die das Innenohr beinhalteten. Sie wurden unmittelbar nach der Obduktion bei -20° Celsius tiefgefroren und somit konserviert. Es erfolgte keine weitere Behandlung zur Konservierung der Felsenbeine, um Schrumpfungartefakte und dergleichen zu vermeiden. Einige Stunden vor der Präparation der Felsenbeine wurden sie aus dem Gefrierschrank entnommen und bei Raumtemperatur (20°C) aufgetaut, danach präpariert und bis zum Scan für die Bilderstellung wieder tiefgefroren. Der Transport zum Standort des μCT s erfolgte auf Trockeneis (festes Kohlendioxid).

Die Präparation der humanen Felsenbeine erfolgte entsprechend einer CI-Implantation bei einem Patienten unter dem Operationsmikroskop. Zum Fräsen wurden handelsübliche Rosen- und Diamantbohrer bei permanenter Spülung verwendet. Nach Darstellung der Spina Suprameatum und Linea temporalis erfolgte die breitflächige Eröffnung des Planum mastoideum in diesem Bereich. Als weitere chirurgische Landmarken dienten die Dura der mittleren Schädelgrube sowie der Sinus sigmoideus. Nach Eröffnen des Antrum wurden der laterale Bogengang und der Ambosskörper identifiziert. Anschließend wurde die posteriore Tympanotomie in üblicher Weise zwischen Nervus facialis und hinterer Gehörgangswand durchgeführt. Somit sind analoge Implantationsverhältnisse und Einblickwinkel in das Mittelohr und auf die Cochlea wie bei einer Cochlea-Implantation gewährleistet. Durch die posteriore Tympanotomie konnte man das Amboss-Steigbügel Gelenk, die Stapes-Suprastruktur sowie die Rund-Fenster Nische beurteilen. Nun wurde entweder ein Cochleostoma angelegt oder der Knochenüberhang über der Rund Fenster Nische abgetragen. Die Cochleostomie mit einem Diamantbohrer ($\varnothing 1,2\text{ mm}$) erfolgte inferior zur Steigbügel Fußplatte und dabei wurde der Durchmesser der Steigbügel Fußplatte einmal freigelassen. Zur Implantation über das Runde Fenster wurden die Knochenüberhänge über der Rund Fenster Nische soweit abgetragen bis die Rundfenster Membran komplett eingesehen werden konnte. Die entsprechenden Elektroden der Firma MED-EL: Standard und Flex EAS wurden bis zur Ringmarkierung ohne Widerstand eingeführt.

Um die Proben mit dem μ CT scannen zu können, mussten sie maximal klein gesägt und gefräst werden. Dabei einen Durchmesser von maximal 17 mm des Felsenbeins mit intakter Cochlea für eine Auflösung von 5,9 μ m zu erreichen, gestaltete sich nicht immer einfach. Die Bogengänge konnten zugunsten der Auflösung nicht komplett erhalten bleiben. Bei zwei von fünf untersuchten Felsenbeinen musste man mit einer niedrigeren Auflösung von 10,8 μ m arbeiten.

Zur Referenz wurde zunächst ein Felsenbein ohne implantierte Elektrode gescannt und ausgewertet. Von den insgesamt fünf gescannten und analysierten Felsenbeinen wurden die restlichen vier mit Elektroden versehen. Zwei Elektrodenträger implantierte man über eine Cochleostomie und zwei über das Runde Fenster. Über die durchgeführte Cochleostomie ließen sich die Elektroden tendenziell leichter einführen (siehe Tabelle 1).

Tabelle 1. Übersicht über die verwendeten Felsenbeine.

Felsenbein	Elektroden-array	Zugang	Auflösung	DICOM Schichtbilder	Datensatz
FB 1	Standard	Rundes Fenster	5,9 μ m	2047 (1760)	34,3 (7,8 GB)
FB 2	Standard	Cochleostomie	10,8 μ m	1949	14,5 GB
FB 3	-	-	5,9 μ m	3589	60 (12,8 GB)
FB 4	Flex EAS	Rundes Fenster	5,9 μ m	3999	67 (67 GB)
FB 5	Flex EAS	Cochleostomie	10,8 μ m	2407	17,9 (1,6 GB)

3.2 CI-Elektroden bzw. Elektrodenträger

Verwendet wurden handelsübliche Silicon-Elektrodenträger, die zur Artefaktvermeidung jedoch keine Platinkontakte enthielten. Die Elektroden bzw. die Elektrodenträger stellte uns freundlicherweise die Firma MED-EL zur Verfügung.

Wir implantierten zwei Felsenbeine mit dem auch beim Patienten häufig eingesetzten Standardelektrodenarray. Mit einer Länge von 31 mm und normalerweise 12 Elektrodenkontaktpaaren ist er der längste derzeit auf dem Markt erhältliche

Elektroenträger. Dieser wurde dafür entwickelt, die Cochlea vollständig von der Basis bis zum Apex zu stimulieren. Damit werden alle Frequenzbereiche abgedeckt. Der Durchmesser des Elektrodenarrays am apikalen Ende beträgt 0,5 mm, und am basalen Ende 1,3 mm. Die Steifigkeit der von uns verwendeten Elektrodenarrays ist durch das Fehlen der Platindrähte reduziert.

Zwei der Felsenbeine wurden mit dem Flex EAS Elektrodenarray versorgt. Der Flex EAS Elektrodenarray wurde für die kombinierte elektrisch-akustische Stimulation entwickelt. Er ist besonders flexibel und dünn und hat damit einen geringen Widerstand beim Einführen. Er wird ca. 18 mm in die basale (untere) Windung der Cochlea eingeführt, um das vorhandene Restgehör im apikalen Bereich zu schützen. In der basalen Windung der Cochlea werden die Hörnerven der hohen Frequenzen elektrisch stimuliert, um ein Hören im Hochtonbereich zu gewährleisten. Der Durchmesser des Flex EAS Elektrodenarray beträgt im basalen Bereich 0,78 mm und im apikalen Bereich 0,35 mm. Die Steifigkeit aller Elektroenträger wurde nicht kompensatorisch erhöht.

3.3 μ CT-Scans

Die Proben wurden mit einem kommerziell erhältlichen MicroCT gemessen, (μ CT50, SCANCO Medical AG, Brüttisellen, Schweiz). MicroCT Untersuchungen sind zerstörungsfrei und die Proben können nachträglich nochmals komplett untersucht werden. Dieses MicroCT arbeitet mit der Conebeam-Technologie und einer 5 μ m Brennfleck Röntgenröhre. Die Detektion der Photonen erfolgte mittels CCD-basierenden Flächendetektoren und die sich daraus ergebenden Projektions-Daten wurden durch den Computer auf 3400 x 3400 Voxel pro Schicht rekonstruiert. Die maximale Auflösung des μ CT 50 beträgt 2 μ m. Dennoch konnte aufgrund der Größe der präparierten Felsenbeine lediglich eine Auflösung von maximal 5,9 μ m erzielt werden. Für diese mit der hohen Auflösung von 5,9 μ m gescannten Felsenbeine wurden in allen drei Dimensionen eine Voxel Größe von 5,9 μ m erreicht. Bei den Felsenbeinen mit der niedrigeren Auflösung beträgt die Voxel Größe entsprechend 10,8 μ m. Gearbeitet wurde mit einer Röhrenspannung von 70 kVp und einer Targetstromdichte (Stromstärke) von 200 μ A. Die Belichtungszeiten von 4 bzw. 3,2 Sekunden erzielten hoch aufgelöste Bilder und eine enorme Menge an Daten.

3.4 Hardware

Um die Sichtung und die Visualisierung solch immenser Datenvolumina zu realisieren, bedienten wir uns des Remote Visualisation Systems des Leibniz Rechenzentrums der Bayerischen Akademie der Wissenschaft. Über das Linux Cluster System erhielten wir Zugriff auf den Remote Visualisaton Server gvs1. Dieser Sun x4600 Server mit 32 CPU cores (8 quad-core Opterons) und 256 GB RAM, auch als SuSE Linux Enterprise Server (SLEX 10.2) bezeichnet, enthält vier Nvidia Quadro FX5800 Grafik Karten mit jeweils 4GB RAM.

3.5 Bildverarbeitungssoftware: Amira

3.5.1 Segmentierung

Amira ist eine spezielle Software um Datensätze dreidimensional zu visualisieren, zu analysieren und zu präsentieren. Es wurden DICOM Bild Datensätze, die für uns von der Firma Scanco AG in der Schweiz erstellt worden waren, in das Programm Amira importiert. Dazu wählte man nur die μ CT-Schichtbilder aus, auf denen die Cochlea abgebildet war. Dieser rohe Datensatz umfasste bei einer Auflösung von $5,9 \mu\text{m}$ je nach Felsenbein zwischen 36 und 60 GByte.

Sollen Bildausschnitte verkleinert werden, um beispielsweise den Datensatz zu reduzieren und den Fokus auf relevante Strukturen zu richten, geschieht dies mit dem Cropping-Editor, der ein Bild auf das gewünschte Maß zuschneiden kann. Nach einem solchen Zuschnitt, und einer Speicherung als Amira Mesh-Format, umfasste der Datensatz noch ca. 8 GByte.

Die Erzeugung von inhaltlich zusammenhängenden Regionen durch Zusammenfassung benachbarter Pixel oder Voxel entsprechend einem bestimmten Homogenitätskriterium bezeichnet man als Segmentierung. Die Segmentierung ist ein Teilgebiet der digitalen Bildverarbeitung und des maschinellen Sehens und die Grundvoraussetzung für die Oberflächenrekonstruktion sowie für die korrekten Volumenmessungen.

Ist der Darstellungsmodus 'Ortho Slice' gewählt, kann man zwischen den drei räumlichen Hauptschnittebenen, der sagittalen, coronaren und axialen Ebene, wählen, aus denen man dann das Bild betrachten und auch bearbeiten kann.

Zur Segmentierung der Bilddaten wird in Amira das Modul 'Label Field' aufgerufen, wodurch man in den Segmentations-Editor gelangt. Mit diesem ist es möglich, die Zuordnung von anatomischen Strukturen zu verschiedenen Materialien und Farben vorzunehmen (Abb. 10). Zur besseren Gewebeabgrenzung gibt es innerhalb der Graustufen Schwellenwerte. Im 'Label Field' stehen verschiedene Werkzeuge wie 'brush', 'lasso', 'magic wand' und 'intelligent scissors' für die Segmentierung zur Verfügung.

Zunächst kann man mit Hilfe des 'Zoom and Data Windows' die Grauwertverteilung eingrenzen, um so die Bilder optimal betrachten zu können. So stellt sich die Elektrode in den μ CT Schichtbildern als graue homogene, der Knochen als weiße und die flüssigkeitsgefüllten Räume im Querschnitt als schwarze Fläche dar.

Mit dem Tool 'magic wand' (Zauberstab) kann man die Intensität bestimmter Grauwerte auswählen. Mithilfe der Leiste 'Display and Masking' ist es möglich die Wahl der Grauwerte so einzugrenzen, dass Materialien die außerhalb dieser Grauwertpunkte liegen nicht mit angezeigt werden. Diese Methode ist praktisch, wenn beispielsweise eine Elektrode frei in der Flüssigkeit liegt und nicht an andere Weichteile grenzt, die sich auch mittelgrau abbilden. Ebenso ist es möglich, eine limitierende Linie um das gewünschte Objekt zu legen. Verändert sich die gewünschte Struktur nicht oder nur leicht und kontinuierlich besteht die Möglichkeit zu interpolieren. Damit kann man das gewünschte Objekt in ungefähr 30 bis 50 Schichten in einem Arbeitsdurchgang segmentieren. Die ausgewählten Punkte werden anschließend einem bestimmten Material zugeordnet, in diesem Fall dem Material 'Elektrode'. Sind alle Schichten segmentiert, so wurden sie jeweils in der Ansicht xy, xz und yz mit dem Tool 'smooth labels' mit der größt möglichen Stufe 9 geglättet. Anschließend wurden die einzelnen Schichten nochmals manuell durchgesehen, um evtl. entstandene Fehler zu korrigieren.

Der Steigbügel bzw. die Steigbügelfußplatte stellt sich in den μ CT Schichtbildern weiß wie der übrige Knochen dar, die umgebende Luft schwarz. So ist der Steigbügel als Gehörknöchelchen gut von der ihn umgebenden Luft abgrenzbar. Deshalb kam das Tool 'magic wand' zum Einsatz. Jede Schicht wurde einzeln manuell segmentiert. Interpolieren war hier nicht möglich, da sich der Steigbügel von Schicht zu Schicht sehr unterschiedlich abbildet. Der segmentierte Steigbügel wurde in allen Schichten mit dem Tool 'smooth labels' Stufe 5, also mit einem wesentlich geringeren Faktor, als die Elektrode, geglättet, da bei solch feinen Strukturen sonst grobe Glättungsfehler auftreten. Zunächst wurde der

Knochen der Felsenbeinpräparate in allen Schichten mit dem Tool ‘magic wand‘ segmentiert, d.h. in jeder Schicht wurden alle klaren dichten weißen Punkte bzw. Voxel dem Material ‘Knochen‘ zugeordnet. So konnten zwar alle groben Knochenstrukturen erfasst werden, sehr feine Knochenanteile aber nicht. Um die Knochenplatten, die in die Cochlea hineinragen (Laminae spiralis osseae) darzustellen, wurde jede Schicht separat mit dem Tool ‘brush‘ (Pinsel) per Hand markiert. Teilweise war es je nach Lokalisation möglich zu interpolieren.

Das Runde Fenster zeigt sich in den μ CT-Schichtbildern als sehr feine Struktur. Diese grazile Struktur wurde mit dem Tool ‘brush‘ segmentiert. Die Cochlear partition, d.h. die Struktur die sich von der Lamina spiralis ossea zur Cochleaaußenwand zieht, ist in den Datensätzen mit der hohen Auflösung von $5,9 \mu\text{m}$ zu erkennen, sofern die Elektrode bzw. der Elektrodenräger diese nicht zerstört hat. Diese sehr feine Struktur wurde so gut wie möglich mit dem Tool ‘brush‘ kenntlich gemacht. Die vollständige Segmentierung der Cochlear partition ist nur in Felsenbein 3 ohne implantierte Elektrode realisierbar gewesen (Abb. 10). Zuletzt wurden die flüssigkeitsgefüllten Scalae segmentiert, indem man den übrig bleibenden sich schwarz darstellenden Hohlraum innerhalb der Cochlea dem Material Flüssigkeit zuordnete. Dazu wurde das Tool ‘brush‘ verwendet und innerhalb einiger Schichten interpoliert.

Abschließend glättete man sämtliche segmentierten Materialien eines Objekts. Zu diesem Zweck wurde unter dem Menü ‘Segmentation‘ das Feld ‘smooth labels‘ aufgerufen und die Einstellung 6 (3D-Volume) angewandt. Der komplett segmentierte Datensatz wurde als Amira-labels Datei in einem Mesh-Format abgespeichert.

Da die Lamina spiralis ossea aus Knochen besteht, ordnete man diese Struktur zunächst dem Material ‘Knochen‘ zu. Für eine klarere Übersicht wurde die Lamina spiralis ossea später als eigenständiges Material abgegrenzt und per Hand mit dem Tool ‘brush‘ segmentiert. Der Übergang der Lamina spiralis ossea in den Modiolus ist fließend, deshalb wurde als deren äußere Begrenzung eine gedachte bogenförmige Linie, die die Fortsetzung des Schneckenkanales darstellt, gewählt.

Der Modiolus ist wie die Lamina spiralis ossea ebenfalls schwer zu definieren. Er geht fließend in die Lamina spiralis ossea sowie in die Trennwände zwischen den Schneckenwindungen über. Trotzdem wurde versucht ihn abzugrenzen. Dabei war es Ziel, das Helikotrema besser dreidimensional zu veranschaulichen. Segmentiert wurde ebenfalls manuell, mit dem Tool brush.

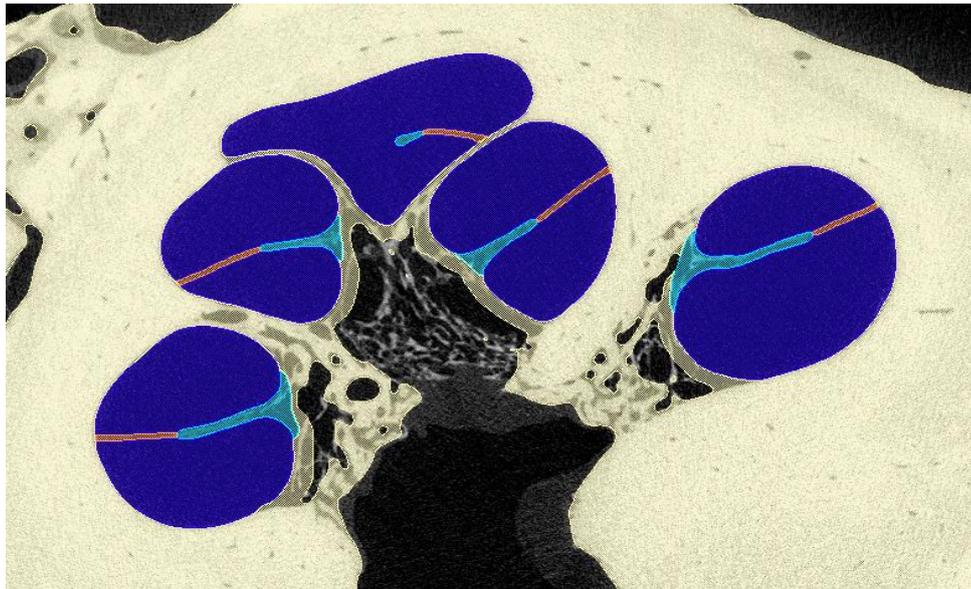


Abb. 10. μ CT-Schichtbild des FB 3. Segmentiert wurden die Materialien Knochen (weiß), die Lamina spiralis ossea (hellblau), die flüssigkeitsgefüllten Scalae (blau) und die Cochlear partition (orange).

3.5.2 Rekonstruktion

Für die Rekonstruktion eines dreidimensionalen Datensatzes wurden aus den zuvor segmentierten Dateien nicht-mannigfaltige dreieckige Oberflächen-Gitter erstellt. Dieser Vorgang erfolgte unter dem Menü Punkt 'object pool'. Dort wurde mithilfe des Moduls 'SurfaceGenerate' das Volumen erfasst. Dieses Modul berechnet eine dreieckige Annäherung der Grenzflächen zwischen den verschiedenen segmentierten Materialien. In älteren Versionen von Amira wurde dieser Vorgang als GMC (Generalized Marching Cubes) bezeichnet.

Bei der Anwendung der Funktion 'SurfaceGen' berücksichtigte man folgende Eingaben. Unter dem Port 'smoothing' wurde 'unconstrained smoothing' eingegeben. Diese Möglichkeit kreiert sogenannte 'subvoxel weights', das heißt es werden zwischen zwei

Voxeln zusätzliche Punkte eingefügt, sodass eine natürlich glatte Oberfläche entsteht. Außerdem wurde unter dem Port 'options' das Feld 'Add border' markiert. Dieser Vorgang garantiert eine geschlossene Oberfläche. Die nun hinzugefügte Begrenzung wurde mit Hilfe der Option 'adjust coordinates' dem jeweils am nahe liegenden Material zugeordnet. Zuletzt legte man die minimale Kantenlänge (Minimal Edge Length) der Oberflächendreiecke fest. Der ausgewählte Wert von 0,4 steht in Bezug zu der relativen Größe eines Netzelements. Dadurch wird die Qualität der Dreiecke erhöht sowie die Anzahl der Dreiecke reduziert.

Die Menge der Dreiecke ist proportional zur Auflösung der zuvor segmentierten Datensätze. Die Handhabung dieser dabei entstehenden immensen Datenmengen ist kaum möglich gewesen, sodass diese mit Hilfe eines 'Surface Simplification Editors' verkleinert wurden. Die Vereinfachung der Oberflächen wird in Amira anhand eines 'edge collapsing' Algorithmus praktiziert. Die Kanten der Oberflächen werden sukzessive zu Punkten reduziert.

Die Berechnung der Oberflächennetze stellt die Grundlage für etwaige weitere Berechnungen bzw. die numerische Simulation dar.

3.5.3 Vermessung

Quantitative Bestimmungen der anatomischen Strukturen wurden mit dem Algorithmus 'measuring' durchgeführt. Das Vermessen in zwei-dimensionalen μ CT-Schichtbildern ist nicht unbedingt korrekt, da die Messungen sehr stark in Abhängigkeit vom Schnittwinkel variieren können. Vermessen wurden die aus diesen μ CT-Schichtbildern rekonstruierten dreidimensionalen Objekte. Die Angaben der Werte erfolgten automatisiert in mm. Um korrekte Messergebnisse zu erzielen, musste die orthographische Sichtweise eingestellt werden. Auch hier ist das Ergebnis abhängig vom gewählten Winkel. Da die Cochlea nicht symmetrisch ist, ist das Vermessen aufwändig. Für die Ausmessung der Scala tympani und Scala vestibuli wurde die Höhe senkrecht zur Cochlear partition vermessen, für die Weite eine parallele Messebene gewählt.

3.6 Anfertigung histologischer Schnitte

Die Histologischen Schnitte der präparierter Felsenbeine (FB 1 - FB 5) wurden nach Erstellen der μ CT Aufnahmen an der der Hals-Nasen-Ohrenklinik der Goethe Universität

in Frankfurt am Main angefertigt. Dafür bettete man die Felsenbeine in Methylmethacrylate ein, sodass sie ohne primäre Dekalzifizierung geschnitten werden konnten. Anschließend sind die Histologischen Schnitte makroskopisch und mikroskopisch untersucht worden. Diese Technik hat sich bereits in vorangegangenen Felsenbeinstudien mit implantierten Elektrodenträgern bewährt (Helbig et al., 2011).

4 Ergebnisse

Aus der Vielzahl der Bilder werden im Verlauf der Arbeit nur die vorgestellt, die besonders eindrucksvoll die Anatomie und Topographie der Cochlea zeigen.

4.1 μ CT-Querschnitte

In den μ CT-Schnittbildern der Cochlea sowohl mit als auch ohne implantierter Elektrode stellen sich dichter Knochen weiß, flüssigkeitsgefüllte Räume schwarz und die dazwischen sichtbaren Materialien, vorwiegend Weichteile, in verschiedenen Graustufen dar. Die Elektrode ist als graue weitgehend kreisförmige Fläche zu erkennen.

Es wird jeweils eine Schnittreihe durch die gesamte Cochlea gezeigt. Gewählt wurde eine Schnittebene, in der der Modiolus senkrecht angeschnitten und die mit einer vertikalen Schnittebene zu vergleichen ist (Abb. 6). Im Verlauf der Schnitte durch die Cochlea blieb diese Schnittebene unverändert. Die Schnittreihe beginnt am vestibulären bzw. posterioren Ende und zeigt somit anfangs das Runde Fenster sowie Teile der Steigbügel Fußplatte und endet mit dem gegenüberliegenden anterioren Ende der basalen Schneckenwindung.

4.1.1 Cochlea ohne implantierte Elektrode – Felsenbein 3

4.1.1.1 *Die gesamte Cochlea*

In Abbildung 11 stellt sich die anatomische Beziehung zwischen dem Mittelohr und dem Innenohr dar. Oben ist die Paukenhöhle (Cavitas tympanica) zu erkennen, wie sie an das Vestibulum grenzt. Die Verbindung zwischen Mittel- und Innenohr wird zu einem über das Ovale Fenster und zum anderen über das Runde Fenster hergestellt. Teile des Stapes sind im Bereich der Fossula fenestrae vestibuli zu sehen. Der Stapes in diesem Felsenbein 3 wurde während der Präparation leicht luxiert. Er liegt somit etwas schief im Fenestra vestibuli und verschließt dieses nicht vollkommen. Links im Bild befindet sich hinter dem Annulus die Fossula fenestrae cochleae, in der sich vom Annulus zum Subiculum eine Schleimhautfalte aufspannt. Weiterhin ist in dieser Abbildung noch nicht die Membrana tympani secundaria, sondern die sie umgebende dünne Knochenleiste, die Crista fenestrae cochleae, zu sehen. Einige Schichten weiter ist nun in Abbildung 12 die Membrana tympani secundaria zu erkennen, die die Scala tympani zur Paukenhöhle hin abgrenzt.

Direkt dahinter befindet sich der Beginn einer elastischen Struktur ähnlicher Gestalt, die Cochlear partition. Da in diesen μ CT-Schichtbildern nicht alle Weichteile zu erkennen sind, ist auch das Ligamentum spirale nicht identifizierbar. Eine helle Linie zieht von der Lamina spiralis ossea zur Wand des Schneckenkanals. Diese Membran, die Cochlear partition, fasst die Basilarmembran und das Ligamentum spirale zusammen. Das Promotorium wölbt sich über der basalen Schneckenwindung gegen die Cavitas tympani vor. In Abbildung 13 ist das Promotorium besonders deutlich zu erkennen. Hinter der Membrana tympani secundaria bildet sich im Vestibulum, in die Cochlear partition einfließend, die Lamina spiralis ossea aus. Verfolgt man die Schichten weiter, so sieht man in Abbildung 14 das basale Ende der Scala tympani eingerahmt durch die Membran des Runden Fensters, der Lamina spiralis ossea und der Cochlear partition. Darüber liegend ist die Scala vestibuli zu erkennen, wie sie in das Vestibulum hineinragt (Abb. 15). Einige Schichten weiter beginnt in Abbildung 16 die mittlere Schneckenwindung. In der basalen Schneckenwindung ist am Boden der Scala tympani der Abgang des Aqueductus cochleae zu identifizieren. Die apikale Schneckenwindung ist in der Abbildung 17 zu sehen. Des Weiteren beginnt sich in dieser Abbildung der Meatus acusticus internus abzugrenzen. Die hochaufgelösten μ CT Schichtbilder erfassen gut die spongiöse Knochenstruktur innerhalb der Cochlea. Der Modiolus ist wie auch die Knochenscheidewände zwischen den Schneckenwindungen fast vollkommen hohl. Erkennbar ist die so gut wie vollkommen ausgehöhlte Lamina spiralis ossea, die fast nur aus der sehr dünnen Corticalis an der Ober- und Unterfläche besteht. Zarte radiäre Stützplatten sind zwischen die dünnen Corticalisflächen eingefügt (Abb. 18). In der nächsten Abbildung 19 sind alle drei Schneckenwindungen, die basale, die mittlere sowie die apikale, mit darauf sitzender Schneckenkuppel (Cupula) zu sehen. Einige Schichten weiter erkennt man in der apikalen Schneckenwindung, wie sich die Lamina spiralis ossea vom Modiolus gelöst hat (Abb. 20). Dieses freie Ende wird von Schicht zu Schicht immer kleiner, was bedeutet das die die Lamina spiralis ossea zugespitzt verläuft (Abb. 21). Es wird als Hamulus laminae spiralis bezeichnet. Die Cochlear partition zieht sich weiterhin vom Hamulus laminae spiralis zur cochleären Seitenwand. Im Verlauf der Abbildungen ist zu erkennen, dass der Hamulus laminae spiralis immer kleiner wird und letztendlich verschwindet (Abb. 22). Die Cochlear partition bleibt jedoch in Fortsetzung ihres Spiralverlaufs bestehen. Sie endet somit frei an der Lamina modioli, der Zwischenwand zwischen apikaler und mittlerer Schneckenwindung (Abb. 23). Vor der Kuppel stehen die beiden Scalae durch das

Schneckenloch, das Helikotrema, miteinander in Verbindung. Dadurch dass sich die Lamina spiralis ossea sich dort vom Modiolus löst und als Hamulus frei schwingt, fällt zwischen Modiolus und Hamulus die bisher trennende Lamina spiralis ossea weg. Die Verbindung zwischen Scala vestibuli und Scala tympani ist hergestellt. Die Spitze des Hamulus reicht nicht gänzlich bis ans Ende der Kuppel, wohl aber die Scala vestibuli. Die Scala tympani fängt unterhalb bzw. mit dem Helikotrema an. Die eigentliche Kuppel der Schnecke enthält also nicht beide Scalae, sondern nur die Scala vestibuli, die hier blind endet (Abb. 20-22). Im weiteren Verlauf der Schnittbilder der Cochlea gelangt man an den äußeren anterioren Bereich. In Abbildung 24 sind noch alle drei Windungen zu erkennen, jedoch ist in der apikalen Windung nur die Scala vestibuli angeschnitten. Die mittlere und die basale Windung sind in den Abbildungen 25 und 26 zu sehen, Abbildung 27 zeigt nur noch einen Anschnitt der basalen Windung.

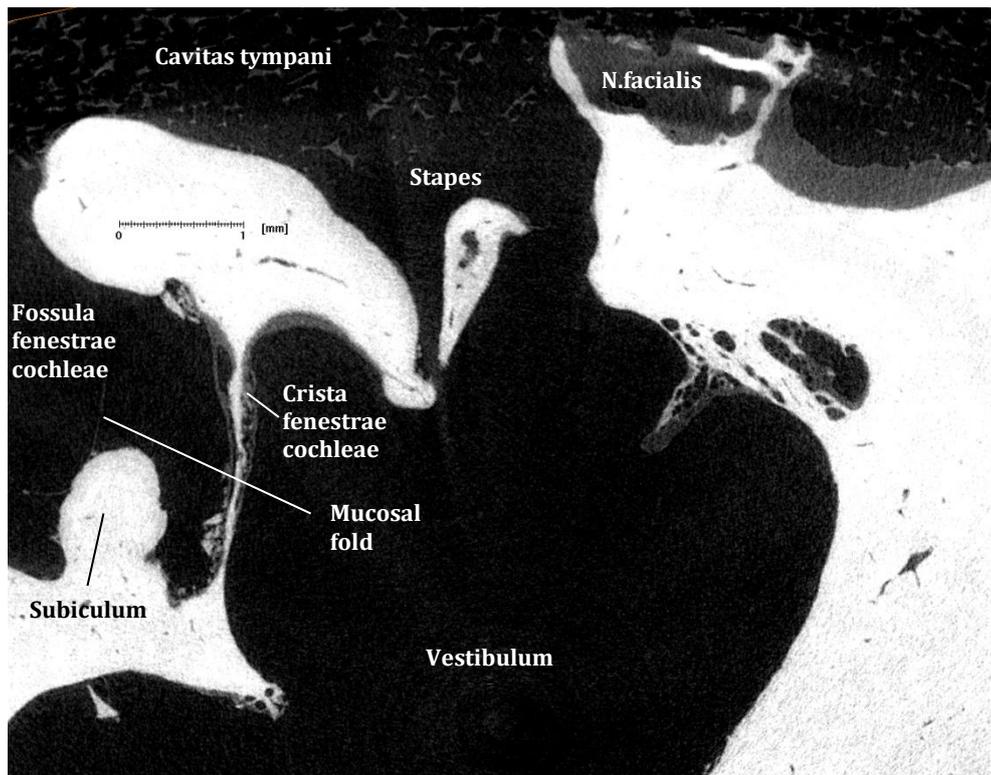


Abb. 11. µCT Schnittbild des FB 3 in vertikaler Ausrichtung (Auflösung von 5,9 µm) durch das posteriore Ende zeigt die Verbindungen der Cavitas tympani über das Ovale Fenster in das Vestibulum und die Rund Fenster Nische.



Abb. 12. FB 3. Rund Fenster Nische mit der Rund Fenster Membran.

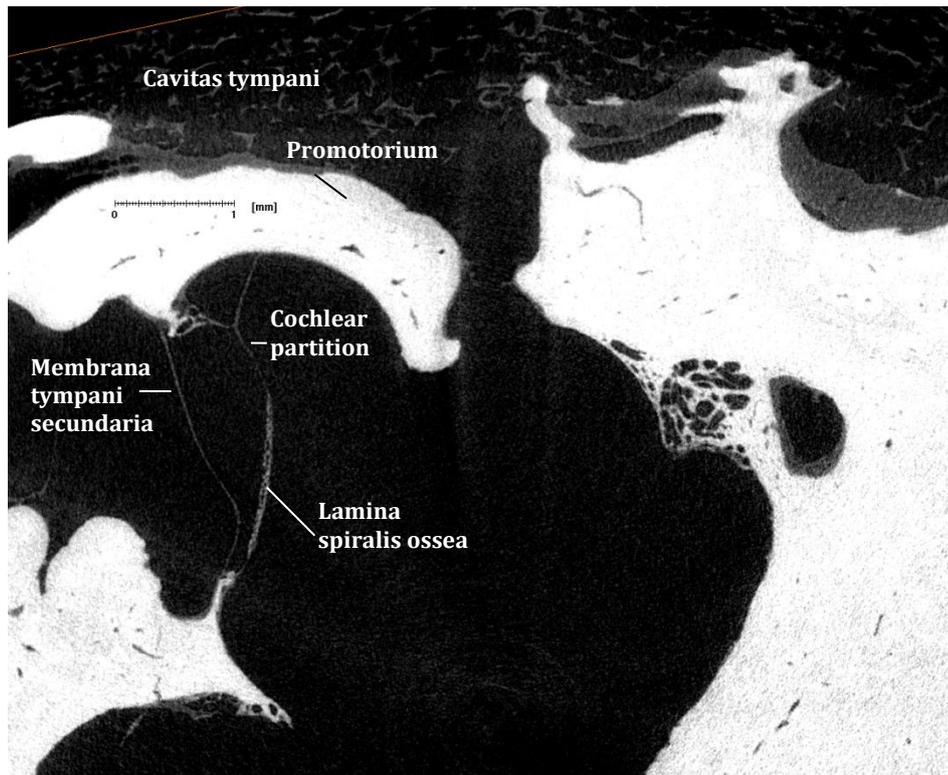


Abb. 13. µCT Schnittbild des FB 3 (Auflösung von 5,9 µm), Rund Fenster Nische.

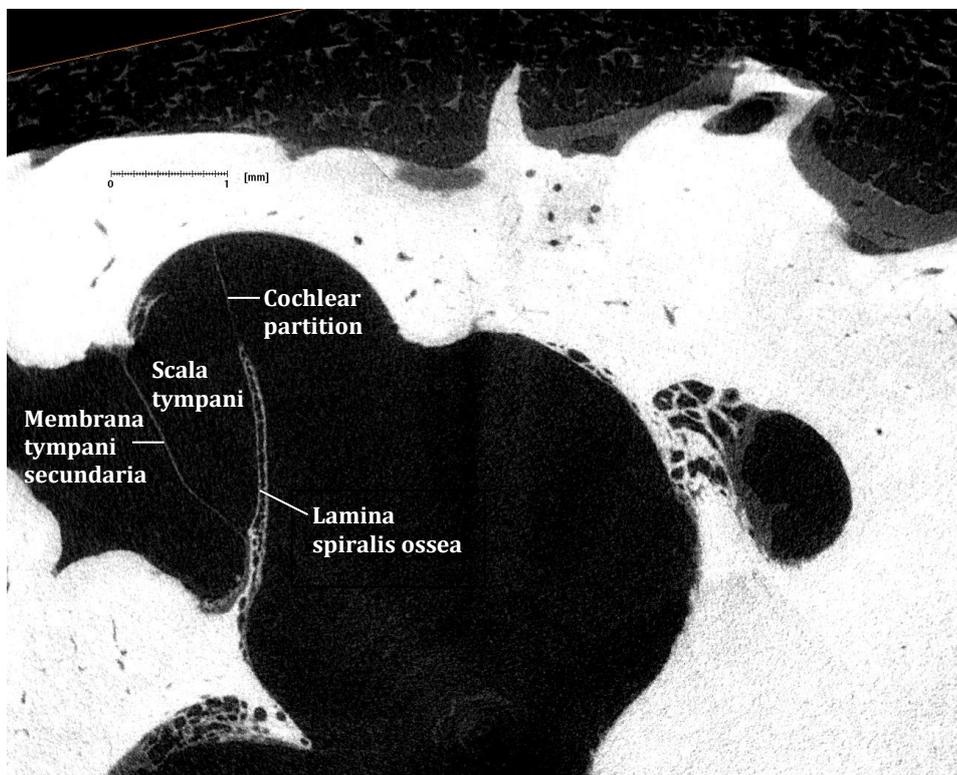


Abb. 14. FB 3. Übergang der Rund Fenster Nische in die basale Cochleawindung.

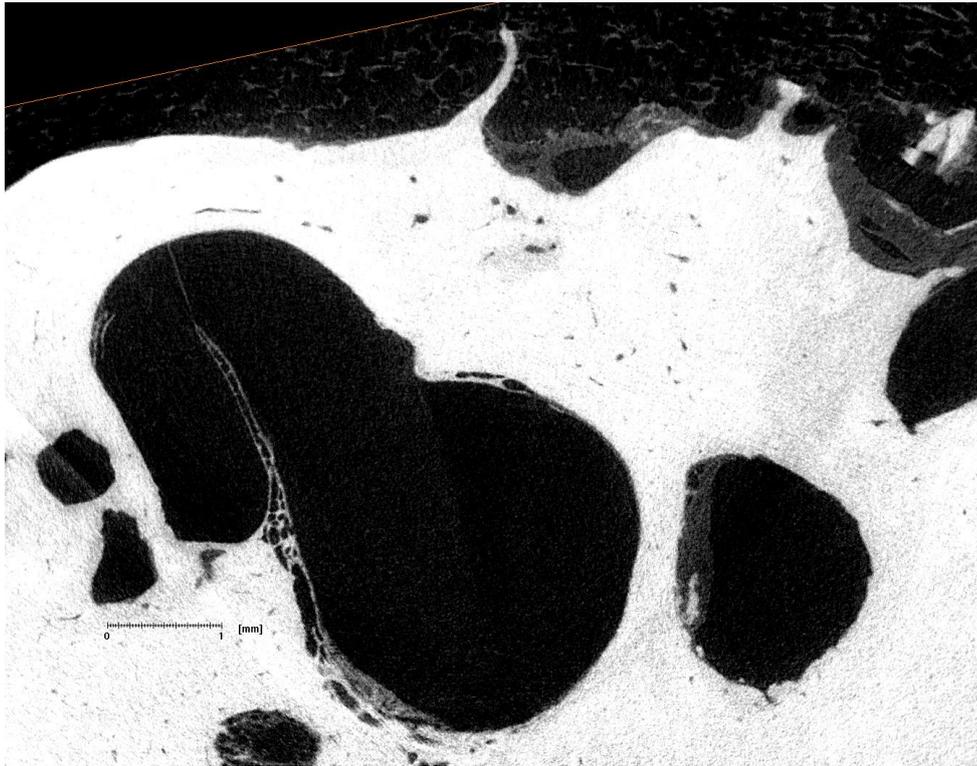


Abb. 15. FB 3 (Auflösung von 5,9 μm). μCT Schnitt durch das posteriore Ende der basalen Schneckenwindung und das Vestibulum.

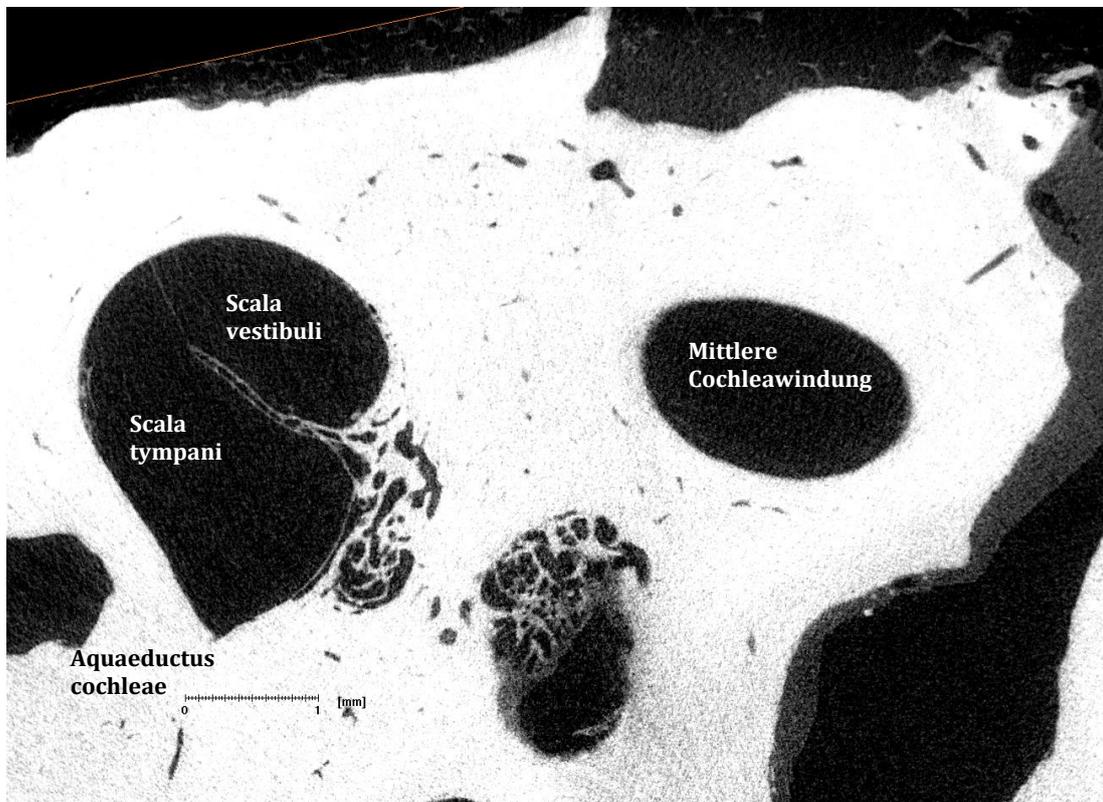


Abb. 16. FB 3. Im Boden der Scala tympani zeigt sich die Einziehung des Aquaeductus cochleae.

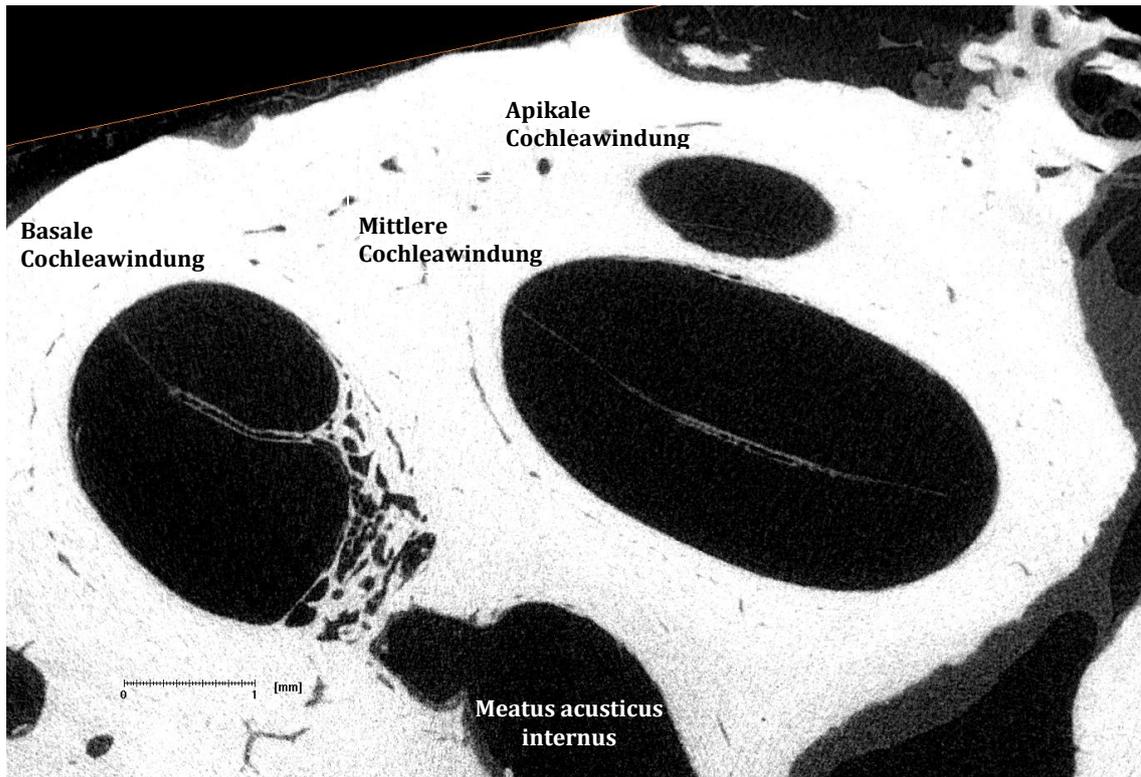


Abb. 17. FB 3 (Auflösung von 5,9 μm). μCT Schnitt durch die Cochlea, der alle drei Windungen streift.

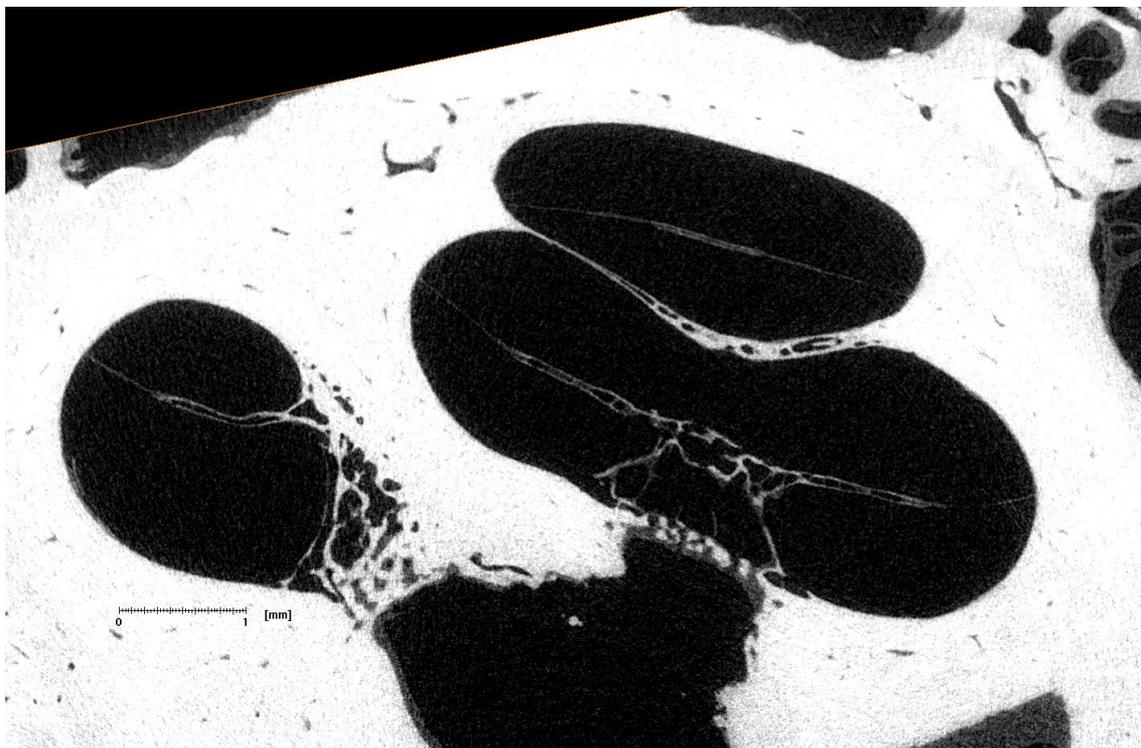


Abb. 18. μCT Bild, das die Cochlea näher in Richtung Modiolus durchschneidet, als die Abb. zuvor.

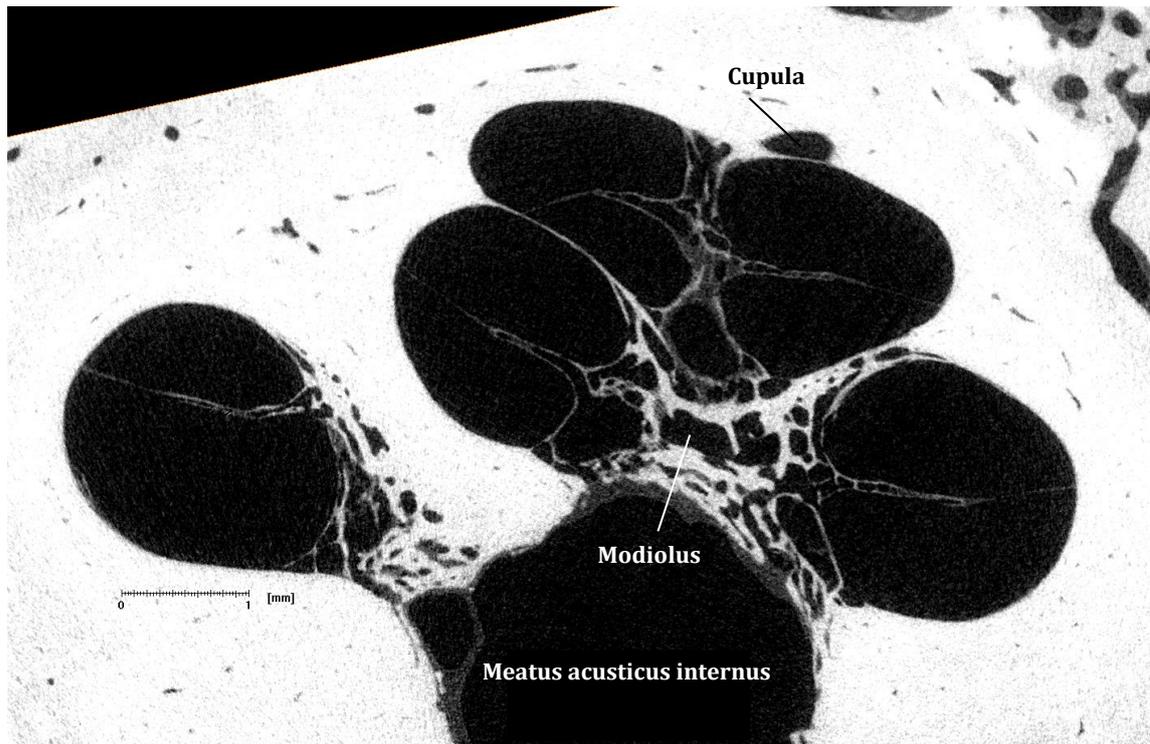


Abb. 19. FB 3 (Auflösung von 5,9 μm). μCT Schnitt durch den Modiolus sowie die Cochleaspitze.

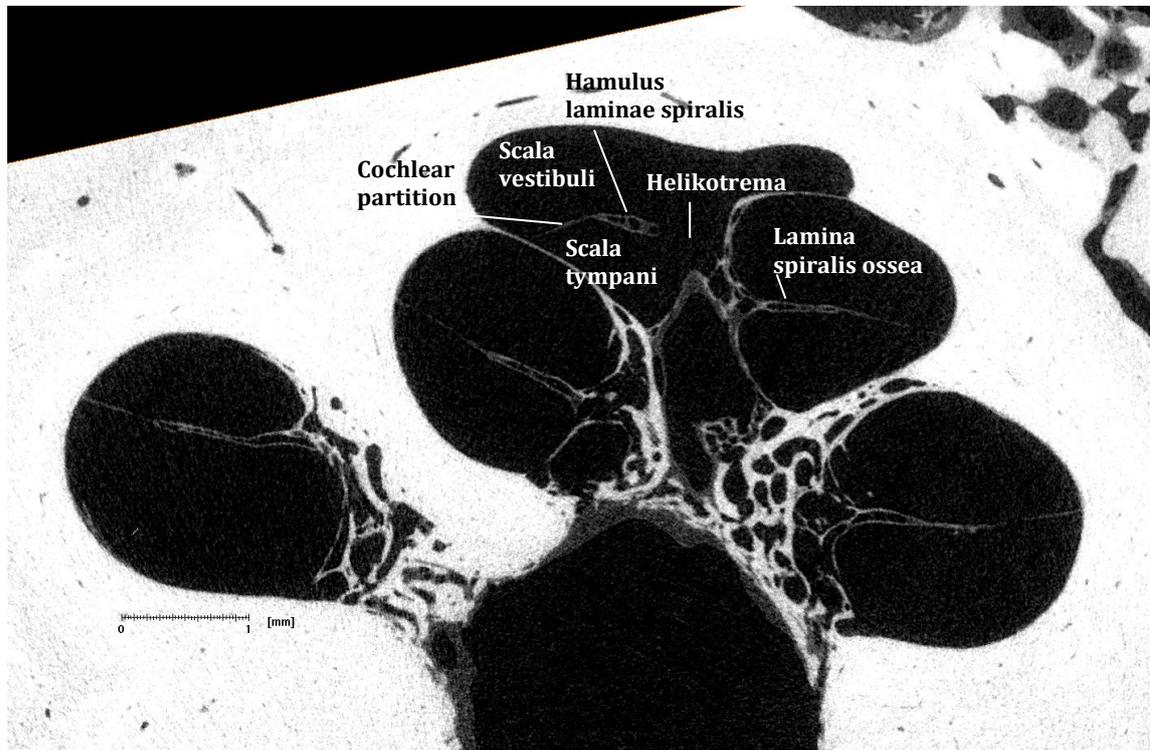


Abb. 20. FB 3. Darstellung des Helicotremas am Ende der apikalen Cochleawindung.

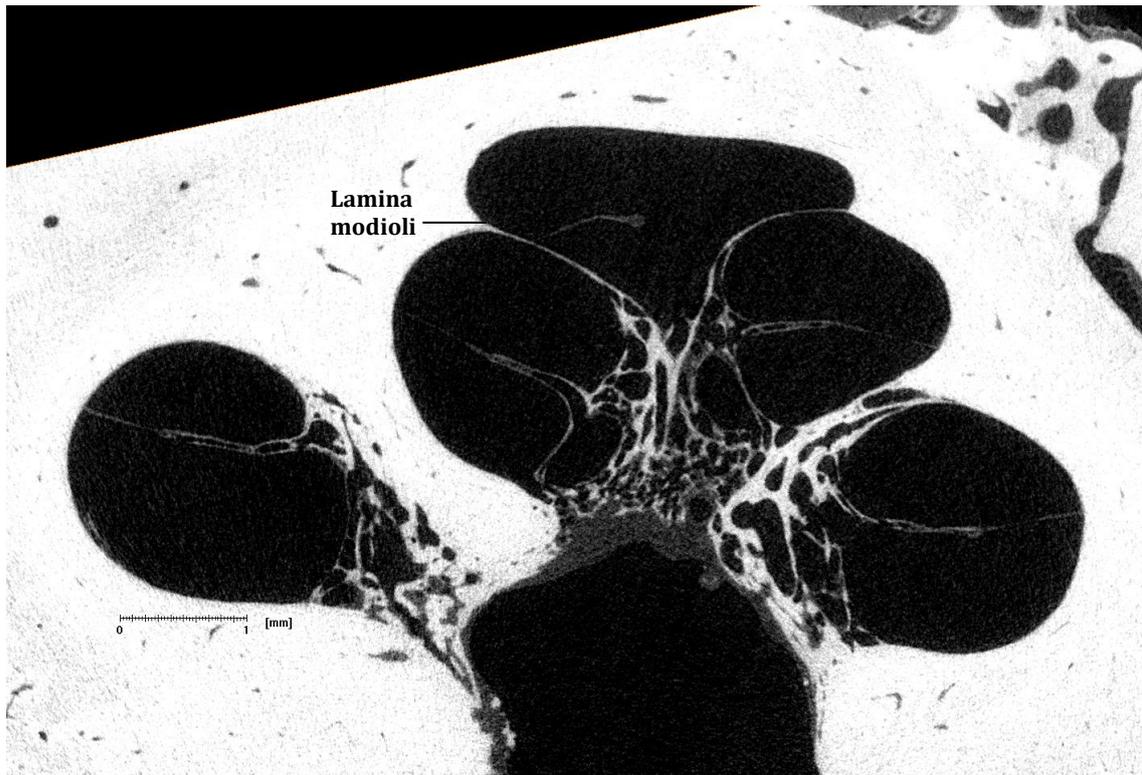


Abb. 21. FB 3 (Auflösung 5,9 μm). μCT Schnitt durch das Helikotrema und den Hamulus laminae spiralis.

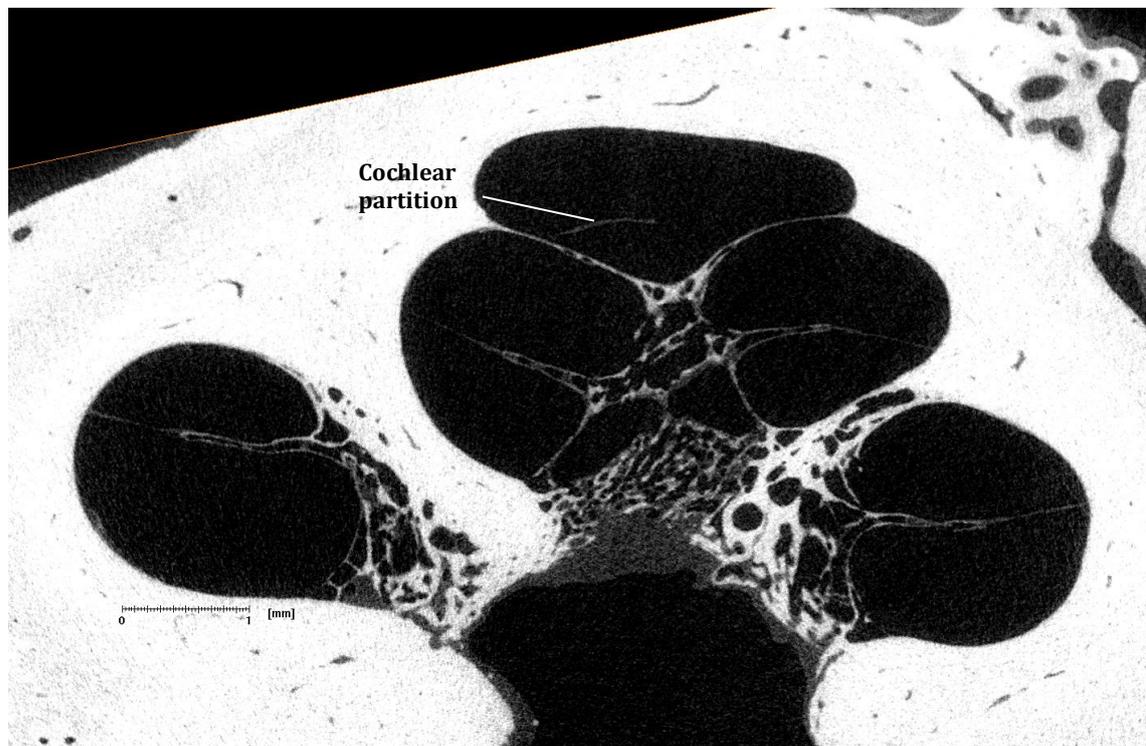


Abb. 22. FB 3. Der μCT Schnitt zeigt das Helikotrema sowie das freie Ende der Cochlear partition.

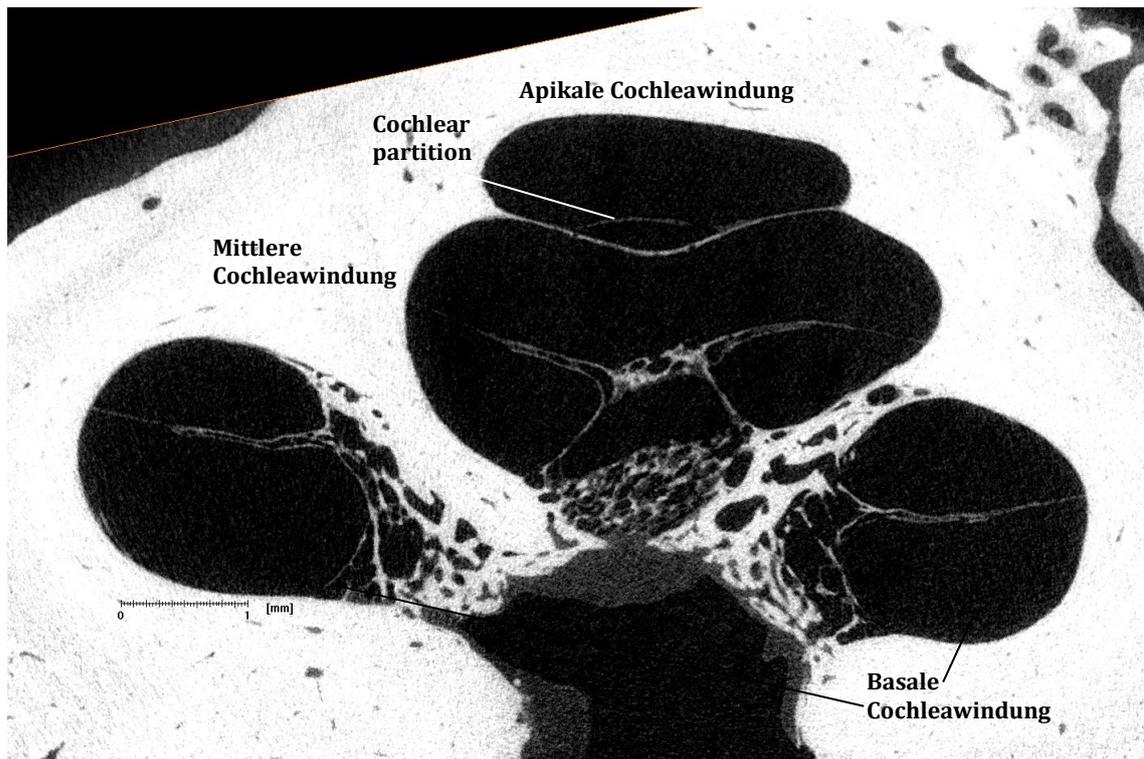


Abb. 23. FB 3 (Auflösung von 5,9 μm). μCT Schnitt durch alle drei Cochleawindungen.

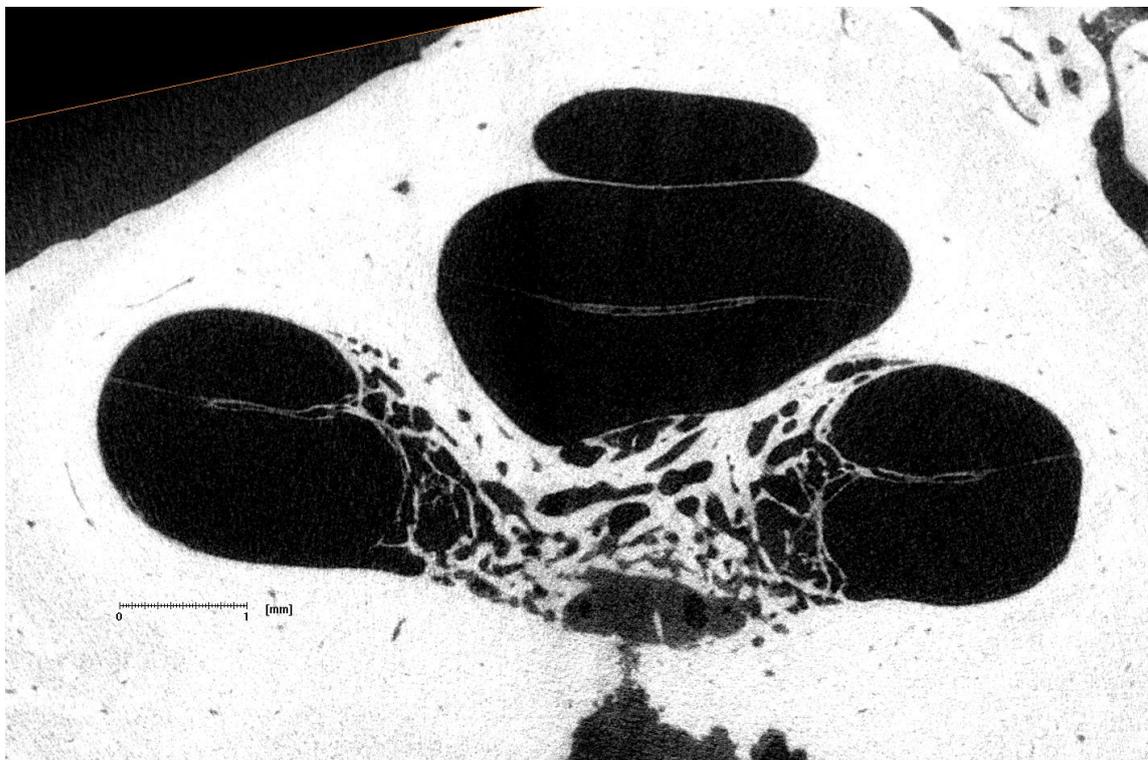


Abb. 24. FB 3. μCT Schnitt. Die Bildebenen entfernen sich im Verlauf schrittweise vom Modiolus in Richtung anterior.

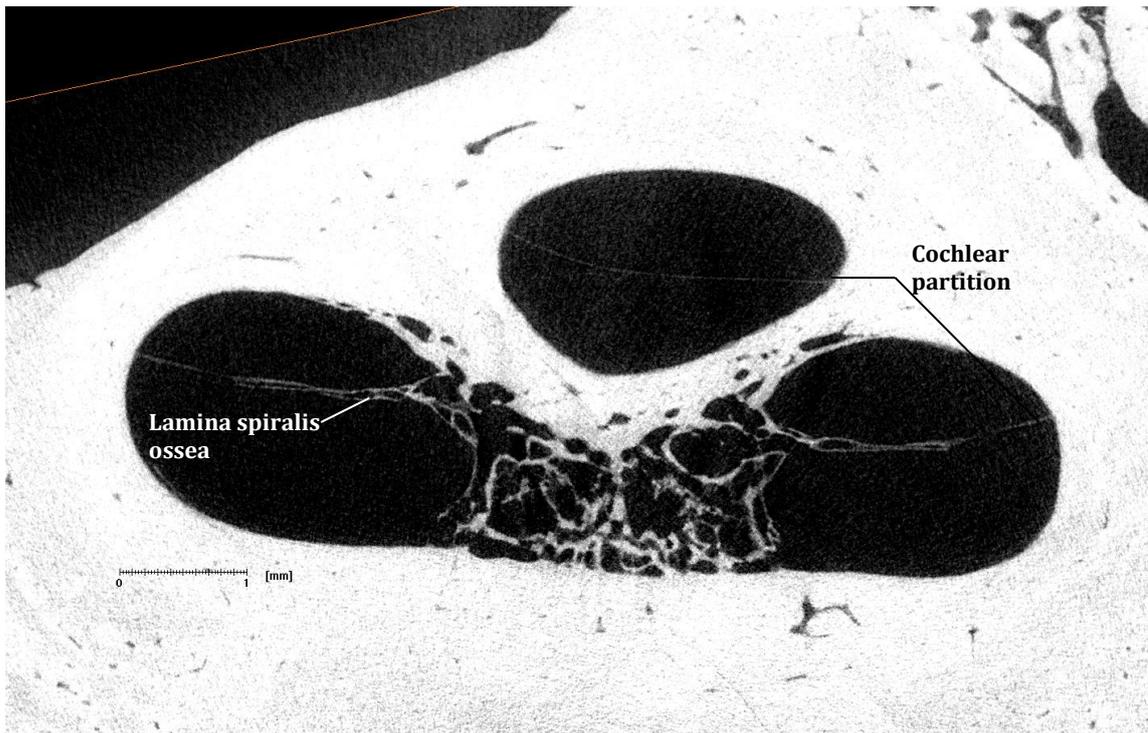


Abb. 25. FB 3 (Auflösung von 5,9 μm). μCT Schnitt durch die basale und mittlere Cochleawindung.

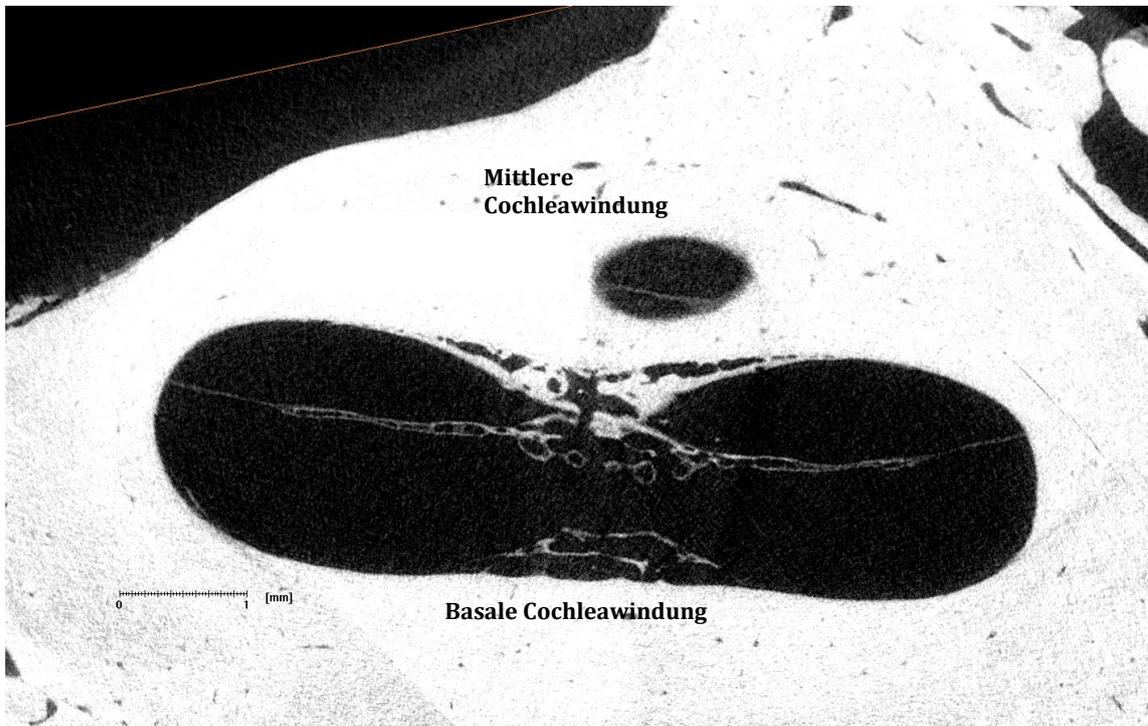


Abb. 26. FB 3. μCT Schnitt durch den anterioren Teil der Cochlea.

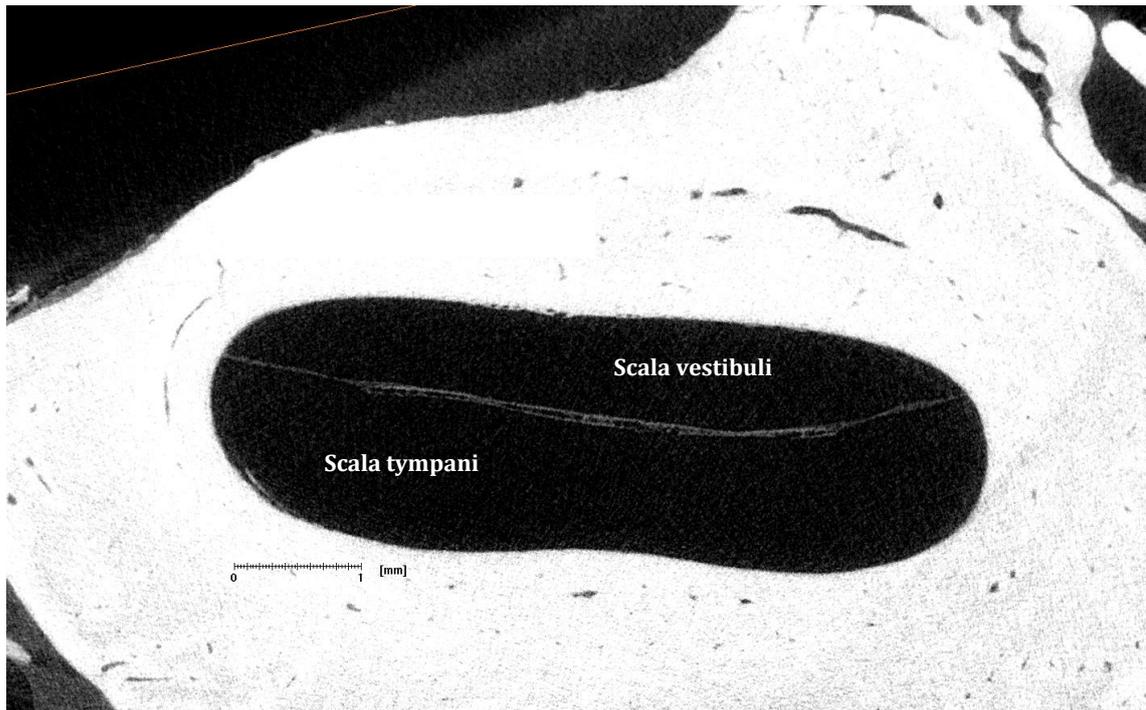


Abb. 27. FB 3 (Auflösung von 5,9 μm). μCT Schnitt durch die basale Windung der anterior liegenden Seite der Cochlea.

4.1.1.2 Rund Fenster Studie

In dieser μ CT-Schnittbildreihe wird ein besonderes Augenmerk auf den Zusammenhang der Cochlear partition und der Membran des Runden Fensters (Membrana tympani secundaria) an der Rund Fenster Nische (Fossula fenestrae cochleae) gelegt. In Abbildung 28 ist ein komplettes Schnittbild dargestellt, um die horizontale Schnittbildebene durch die basale Schneckenwindung in den weiteren Ausschnitten (Abb. 29-39) zu verdeutlichen. Die Reihenfolge der Schnittbilder setzt sich von basal nach apikal fort. Die erste Abbildung dieser Schnittbildreihe (Abb. 28) ermöglicht einen Blick in das Vestibulum sowie auf den Boden der Scala tympani. Es ist zu sehen, dass sich die Cochlear Partition an das Runde Fenster anschmiegt. Dicht dahinter ist die nach innen eingestülpte Rund Fenster Membran (Membrana tympani secundaria) zu erkennen.

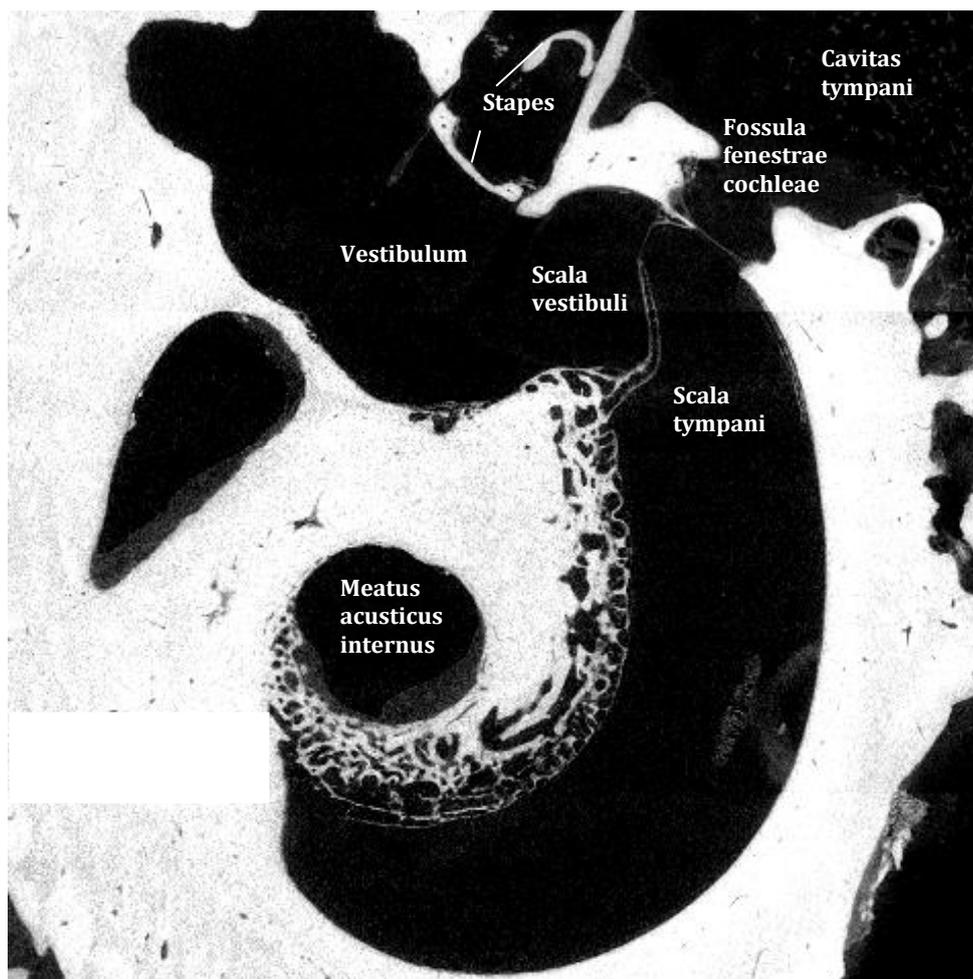


Abb. 28. FB 3. μ CT Schnittbild in der horizontalen Ebene durch die basale Cochleawindung und das Vestibulum sowie die Rund Fenster Nische.

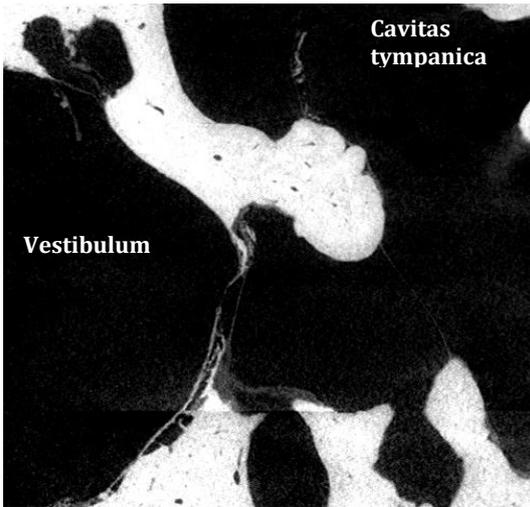


Abb. 29.

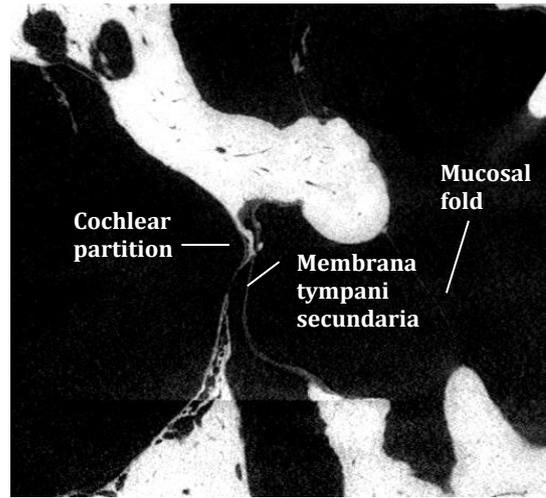


Abb. 30.

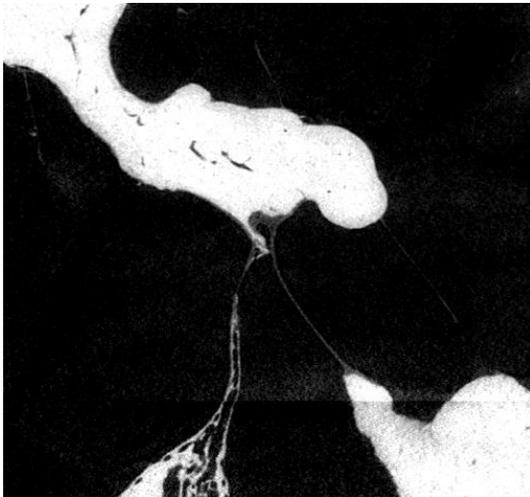


Abb. 31.

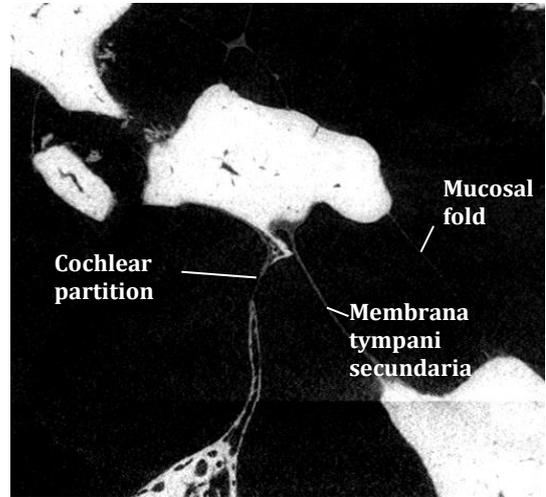


Abb. 32.

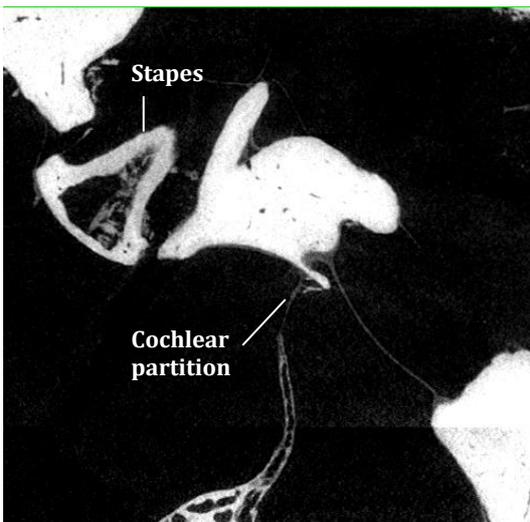


Abb. 33.

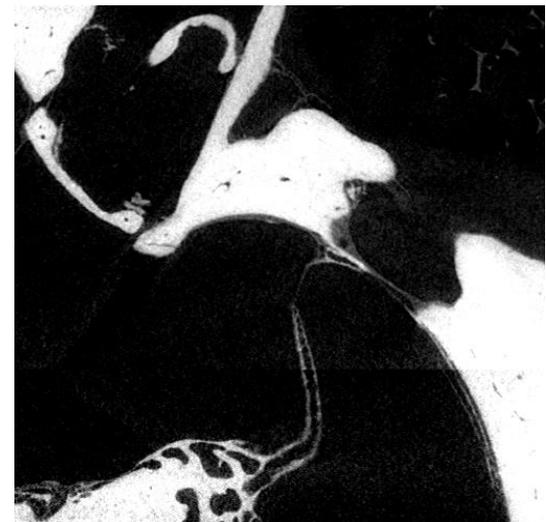


Abb. 34.

Abb. 29 - 34. μ CT Schnittbilder durch das FB 3. Horizontale Schnittebene durch die Rund Fenster Region.

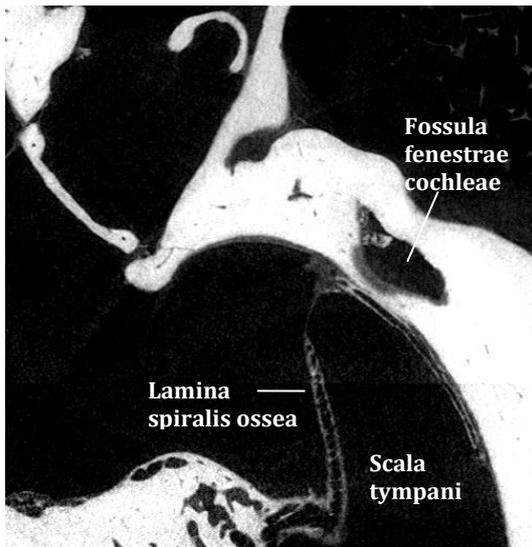


Abb. 35.

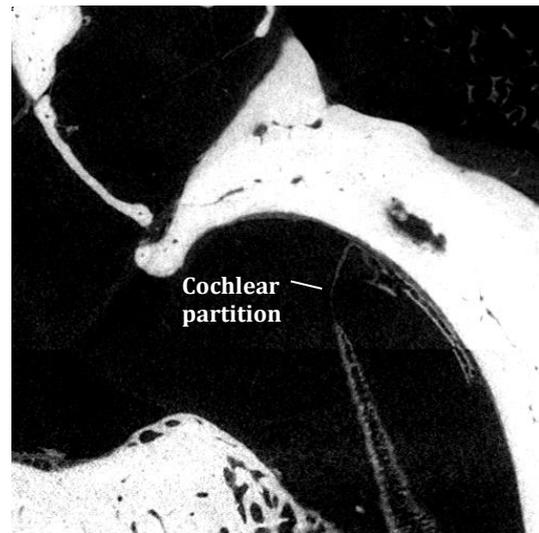


Abb. 36.



Abb. 37.

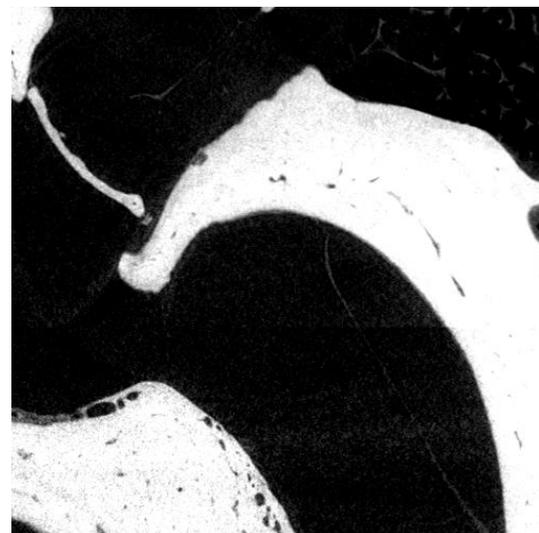


Abb. 38.

Abb. 35 – 38. Fortsetzung der Bildreihe durch die Rund Fenster Region des FB 3. Die Anatomischen Verhältnisse der Rund Fenster Region zur Cochlear partition sind hier besonders gut zu erkennen.

In Abbildung 30 sieht man wie sich die nach innen geschwungene Rund Fenster Membran an der Crista fenestrae cochleae aufspannt und so die Scala tympani von der Paukenhöhle abgrenzt. In den weiteren Abbildungen ist der Steigbügel mit seiner Steigbügel Fußplatte und seinen beiden Schenkeln gut ersichtlich. Der Steigbügel ist leicht luxiert und liegt somit zum Teil schief im Ovalen Fenster. Von basal nach apikal ist die Gestalt und der Verlauf der Lamina spiralis ossea sowie die Verbindung zwischen ihr und der Schneckenwand, Cochlear partition, zu verfolgen. Abbildung 38 ist ein Ausschnitt aus Abbildung 39.

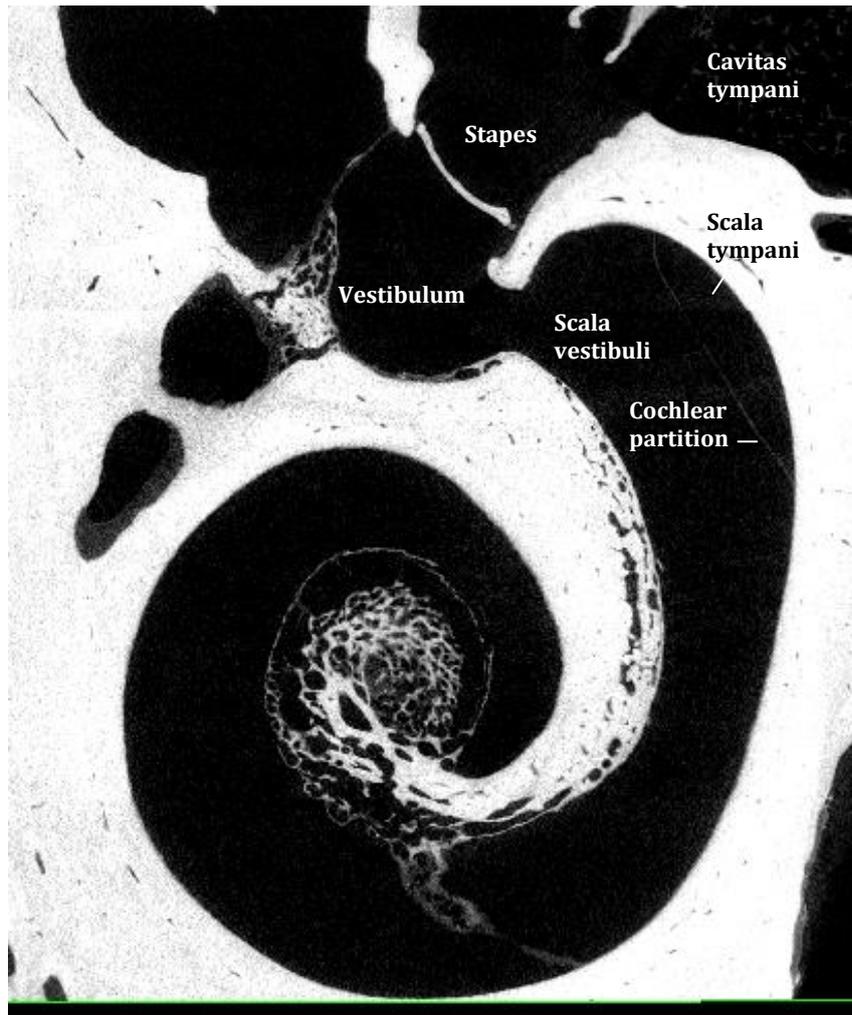


Abb. 39. µCT Schnittbild der horizontalen Schnittbildreihe des FB 3, das am weitesten apikal orientiert ist.

4.1.1.3 Helikotrema Studie

In diesem Kapitel ist eine Bilderreihe der Verbindung zwischen der Scala vestibuli und der Scala tympani, dem Helikotrema, zusammengestellt. Dazu wurden apikale Ausschnitte aus der vertikalen Schnittbildreihe des FB 3 herausgenommen und vergrößert. Nähere Erläuterungen zum Helikotrema finden sich in den Kapiteln 2.3 und 4.1.1.1.

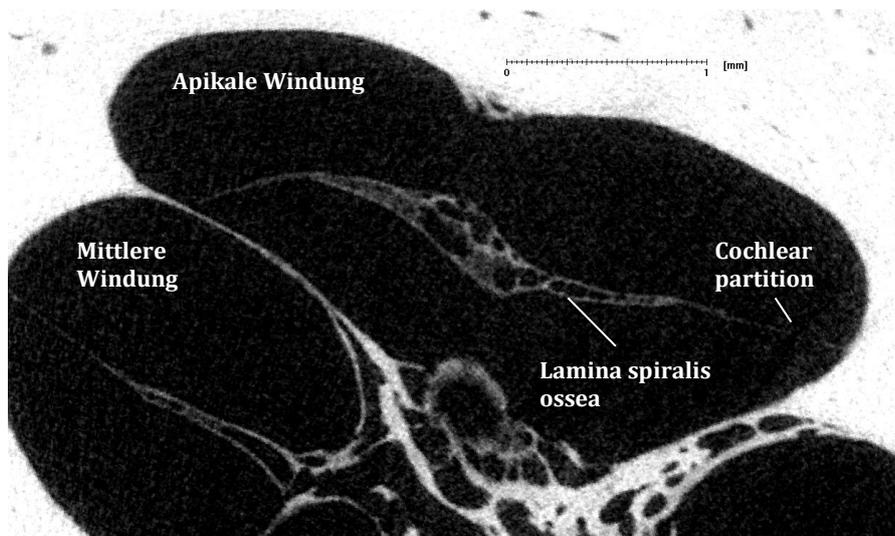


Abb. 40

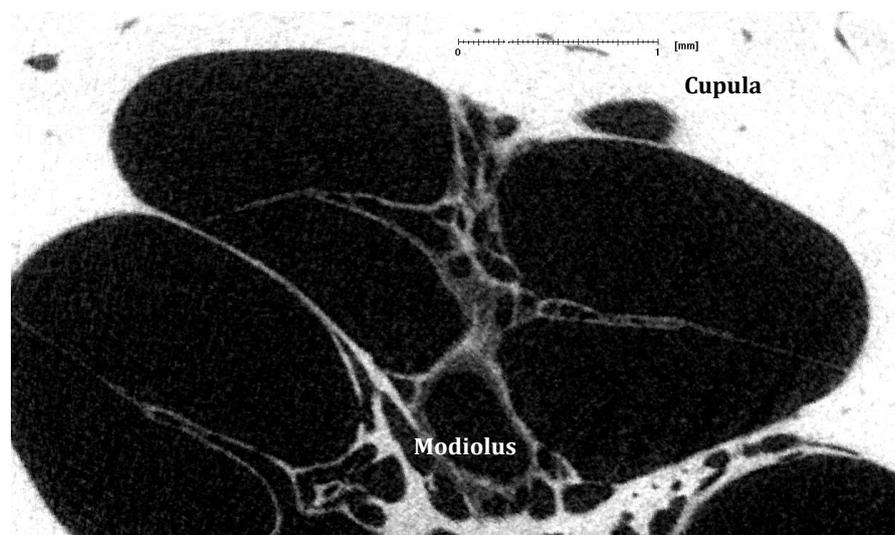


Abb. 41

Abb. 40 – 50. μ CT Schnittbildreihe durch das Helikotrema, das heißt der Verbindung zwischen den Scalae vestibuli und tympani in der Schneckenspitze, des FB 3.

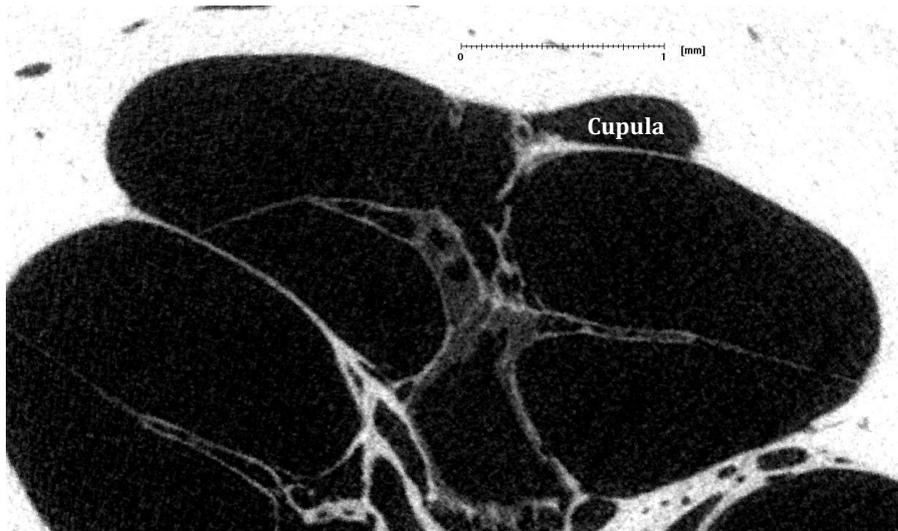


Abb. 42.

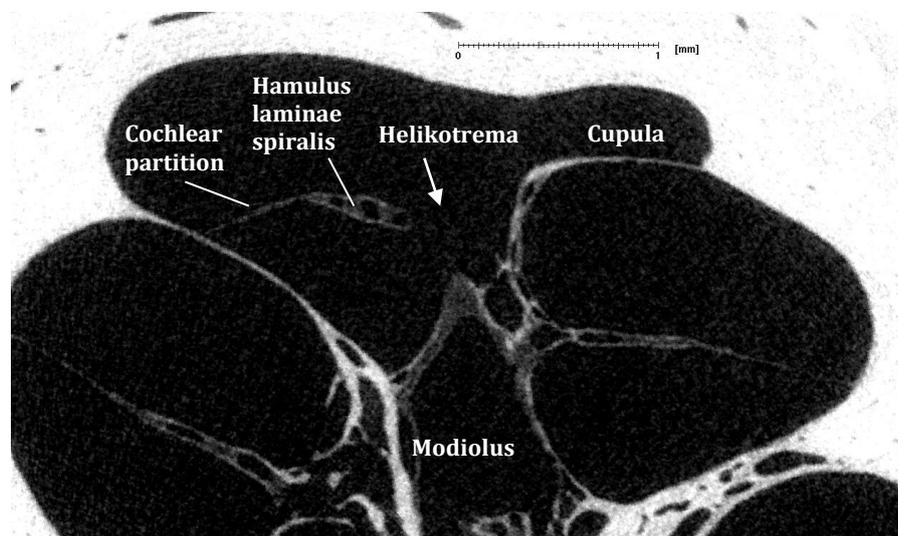


Abb. 43.

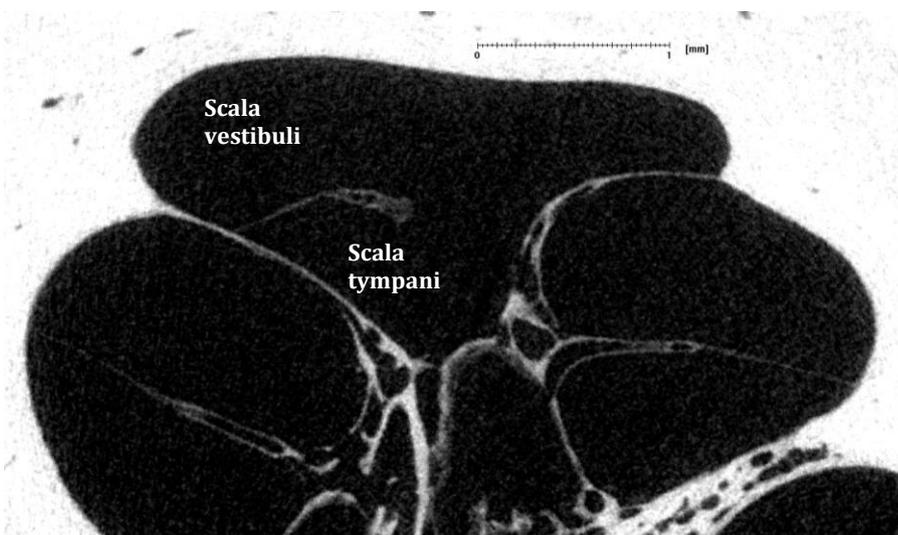


Abb. 44.

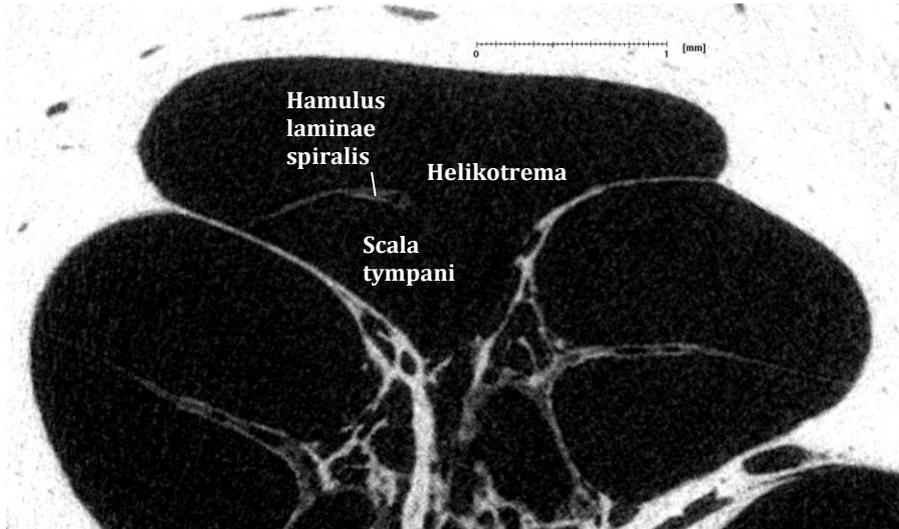


Abb. 45.

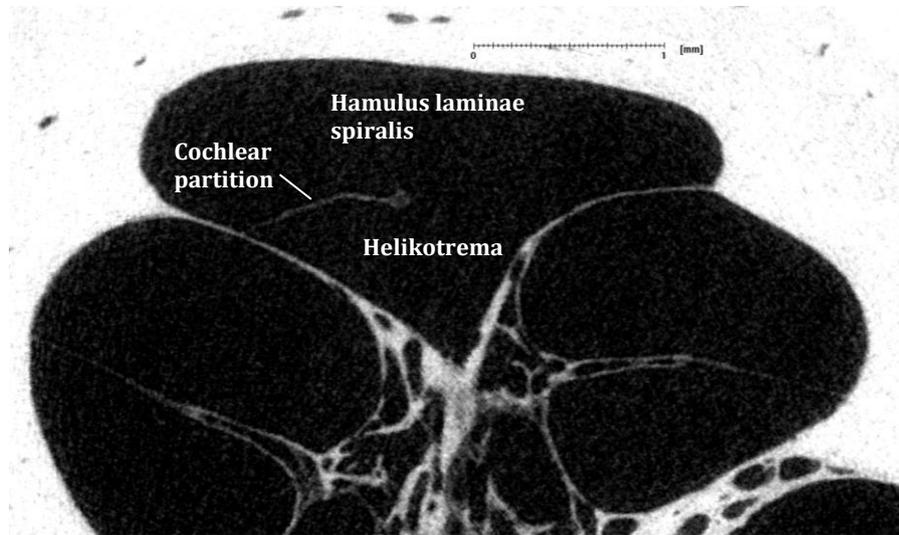


Abb. 46.

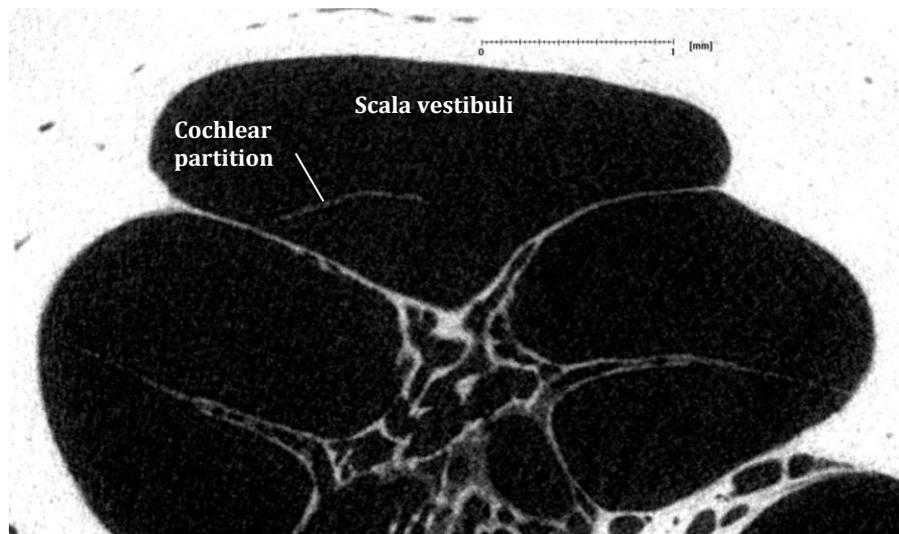


Abb. 47.

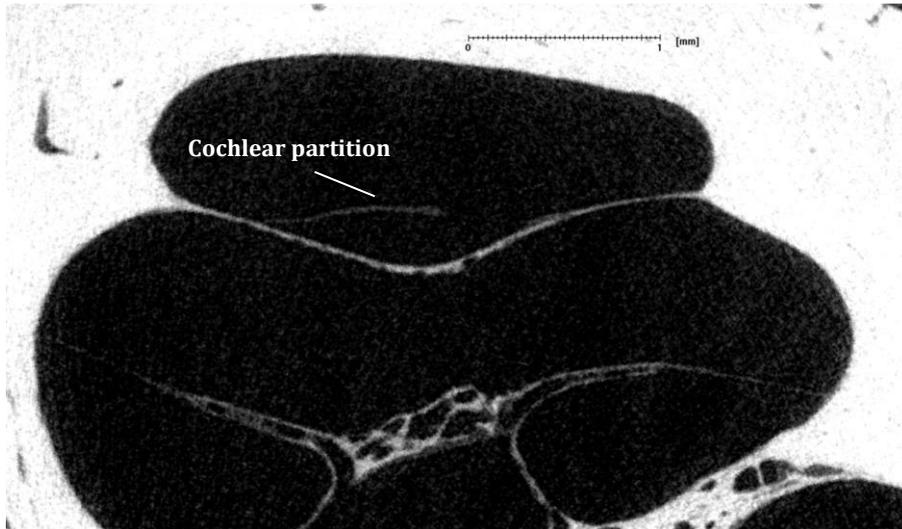


Abb. 48.

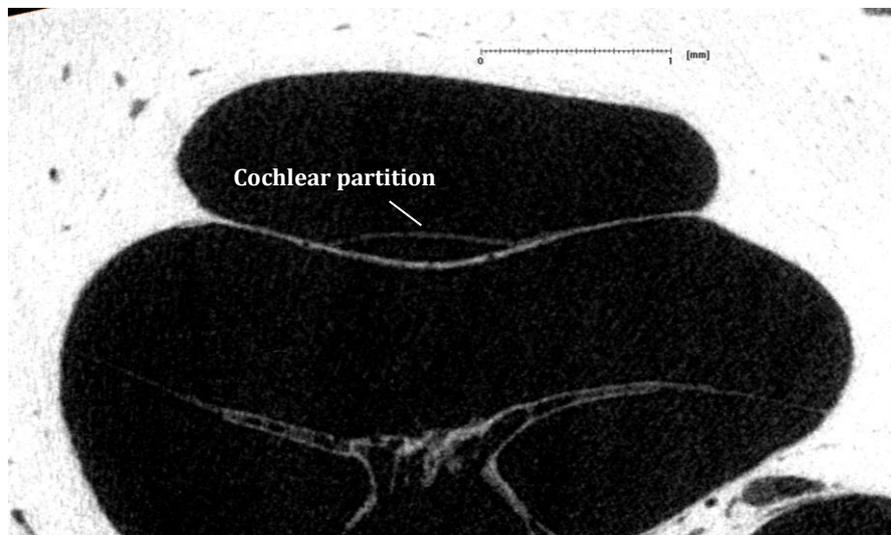


Abb. 49.

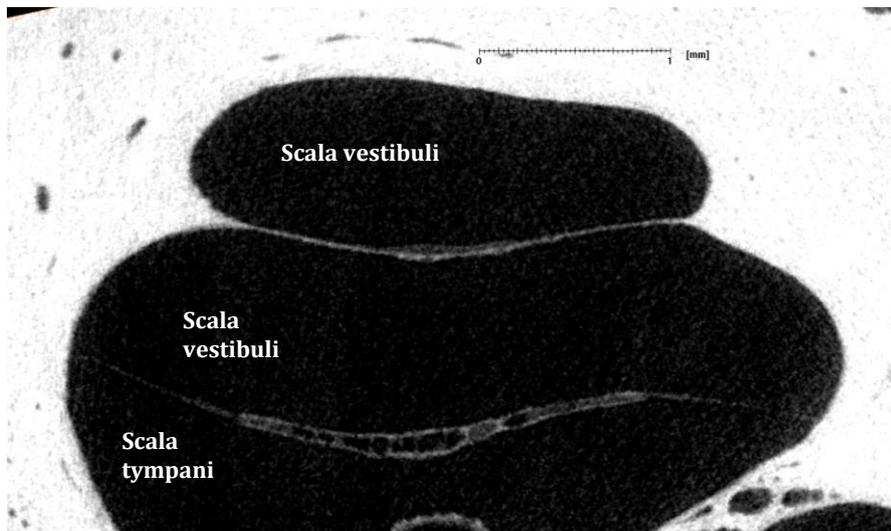


Abb. 50.

4.1.2 Cochleae mit implantierten Standard Elektroden

4.1.2.1 Felsenbein 1: Zugang über das Runde Fenster

Die lange Standard Elektrode implantierte man in Felsenbein 1 über das Runde Fenster. Die μ CT Schichtaufnahmen konnten in einer Auflösung von 5,9 μ m erzielt werden. Abbildung 51 zeigt einen queren Anschnitt der Elektrode wie sie vor der Rund Fenster Nische platziert liegt. In Abbildung 52 befindet sich die Elektrode bereits in der Rund Fenster Nische. In der darauffolgenden Abbildung hat die Elektrode ihren Weg durch die Membrana tympani secundaria (Rund Fenster Membran) gefunden (Abb. 53). Die Elektrode positioniert sich in der Scala tympani (Abb. 54 und 55). In einigen Abbildungen sind weißliche kieselsteinförmige Ansammlungen zu erkennen. Vermutlich handelt es sich dabei um Knochensplitter bzw. Knochenstaub, der beim Sägen und Bohren entstand und wahrscheinlich mit der Elektrode in die Cochlea gelangte. In den folgenden Abbildungen ist die Lamina spiralis ossea und teilweise die Cochlear partition zu identifizieren. Anhand dieser Strukturen kann die Lage der Elektrode beurteilt werden. In der basalen Schneckenwindung positioniert sich die Elektrode unterhalb der Lamina spiralis ossea, folglich befindet sie sich in der Scala tympani. Ab Abbildung 58 ist im Bild auf der linken Seite die Elektrode innerhalb der basalen Windung zu sehen, wie sie sich gegen die Cochlear partition wölbt. Die Elektrode wechselt ihre Lage von der Scala tympani in die Scala vestibuli ungefähr ab Beginn der mittleren Windung (Abb. 57 - 62). Die μ CT Schnittbildserie des FB 1 endet mit einem Schnitt durch die basale Schneckenwindung.

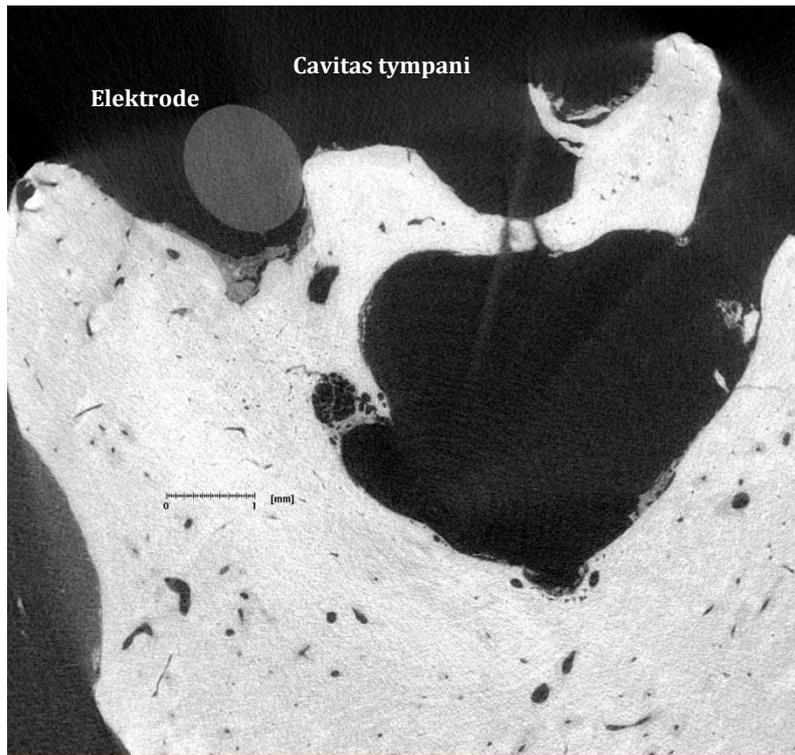


Abb. 51. µCT Schnittbild durch das Vestibulum und die Rund Fenster Nische des FB 1 (Auflösung von 5,9 µm), Implantation der Standard Elektrode über das Runde Fenster.

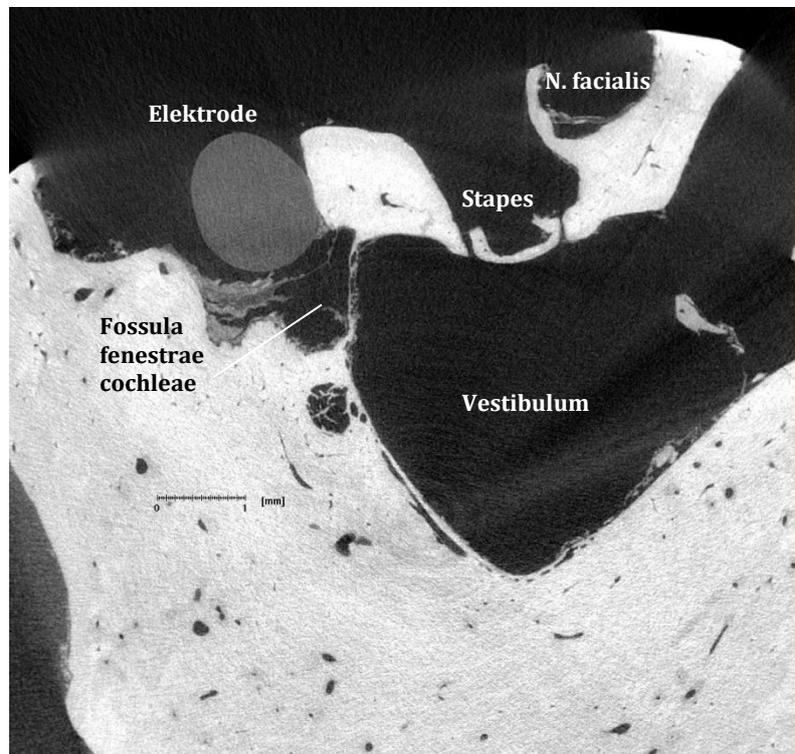


Abb. 52. µCT Schnittbild des FB 1 (Auflösung von 5,9 µm), Implantation der Standard Elektrode über das Runde Fenster.

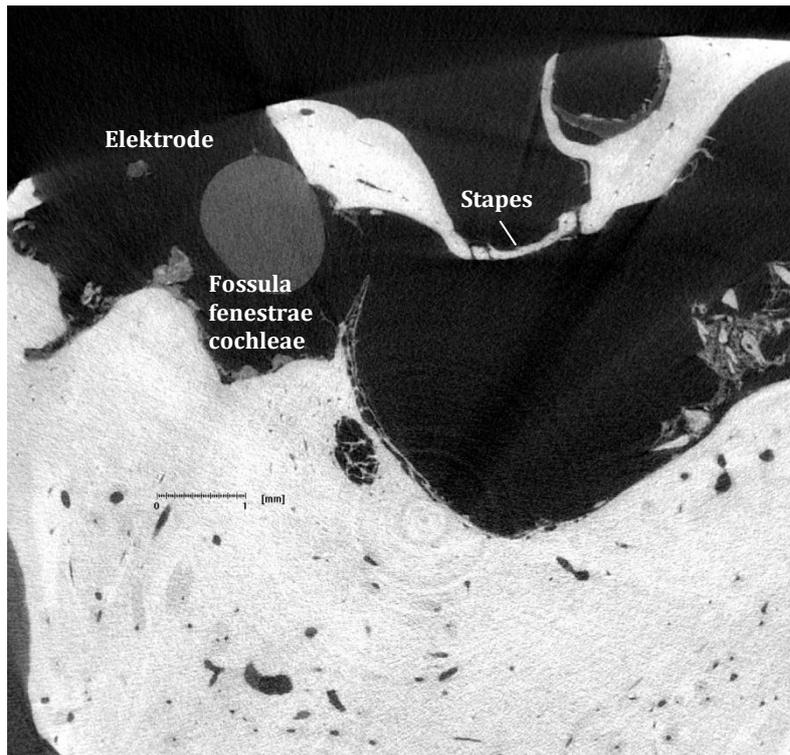


Abb. 53. µCT Schnittbild des FB 1 (Auflösung von 5,9 µm), Implantation der Standard Elektrode über das Runde Fenster.

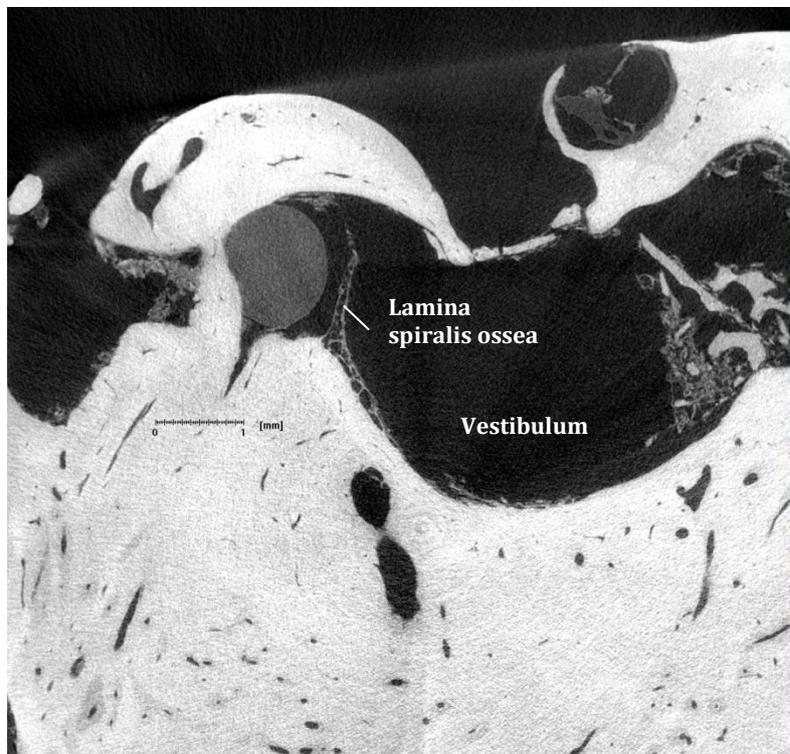


Abb. 54. µCT Schnittbild des FB 1 (Auflösung von 5,9 µm), Implantation der Standard Elektrode über das Runde Fenster. Innerhalb des Vestibulums ist Knochenmehl zu erkennen.

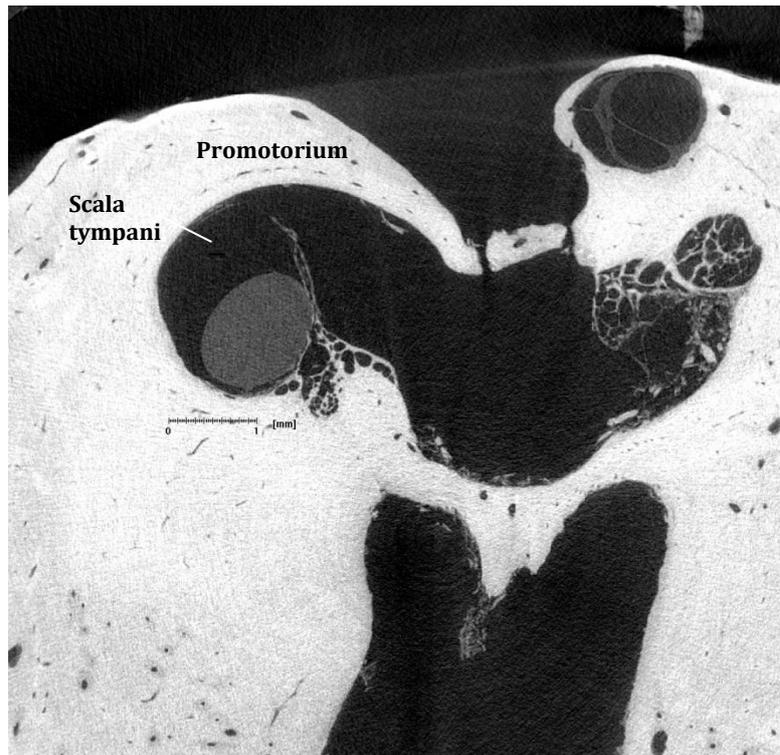


Abb. 55. µCT Schnittbild des FB 1 (Auflösung von 5,9 µm), Implantation der Standard Elektrode über das Runde Fenster. Die Elektrode schmiegt sich innerhalb der Scala tympani an den Modiolus.

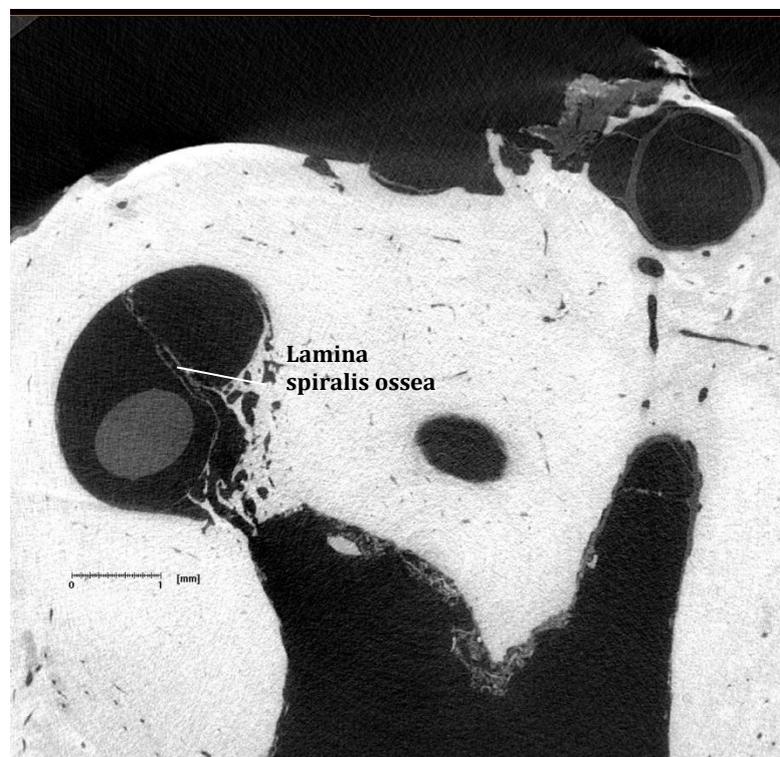


Abb. 56. µCT Schnittbild des FB 1 (Auflösung von 5,9 µm), Implantation der Standard Elektrode über das Runde Fenster.

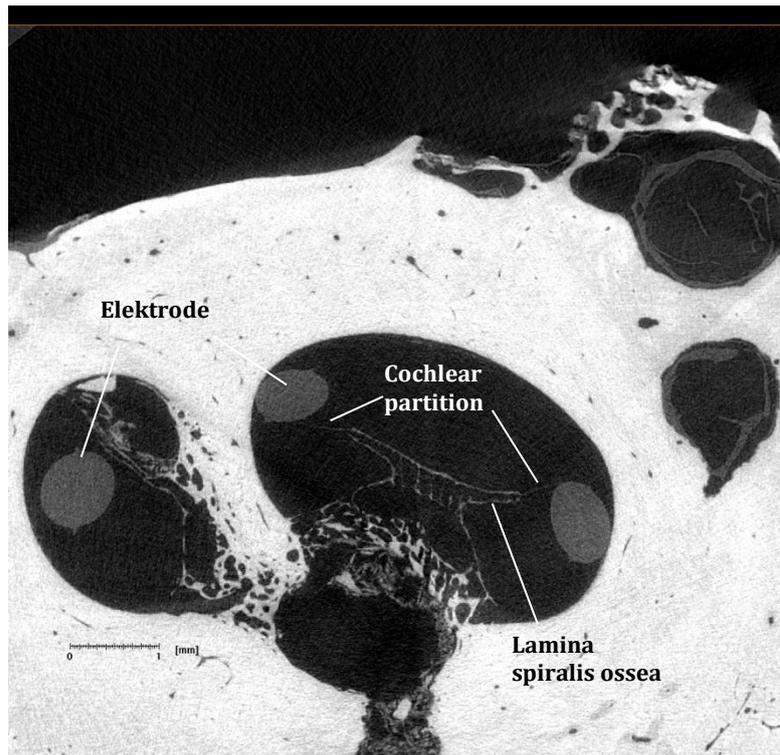


Abb. 57. μ CT Schnittbild des FB 1 (Auflösung von $5,9 \mu\text{m}$), Implantation der Standard Elektrode über das Runde Fenster. In der mittleren Cochleawindung platziert sich die Elektrode auf Höhe der Lamina spiralis ossea bzw. oberhalb der Cochlear partition.

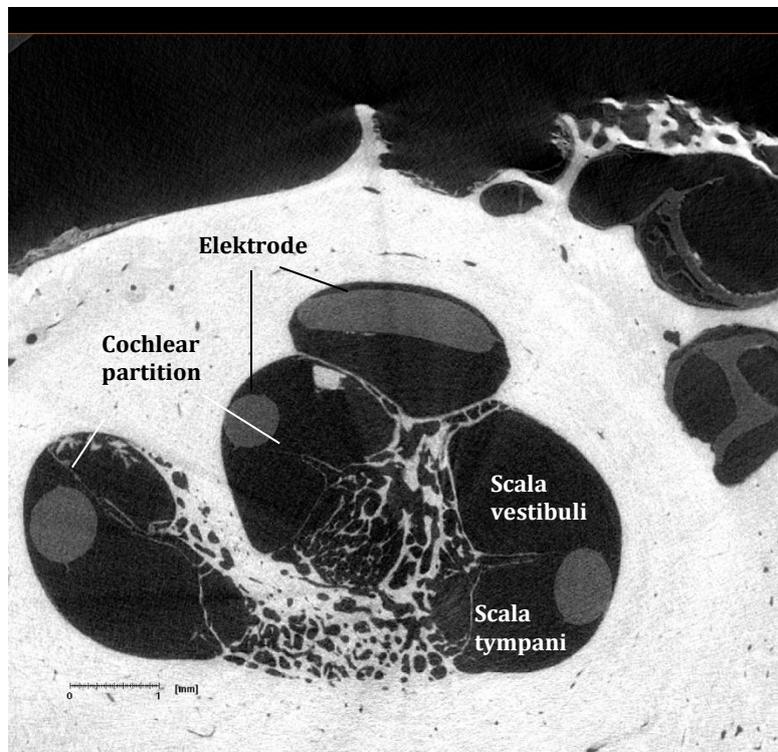


Abb. 58. μ CT Schnittbild durch alle drei Windungen des FB 1 (Auflösung von $5,9 \mu\text{m}$), Implantation einer Standard Elektrode über das Runde Fenster. Die Elektrode kommt innerhalb der apikalen Windung in der Scala vestibuli zum Erliegen.

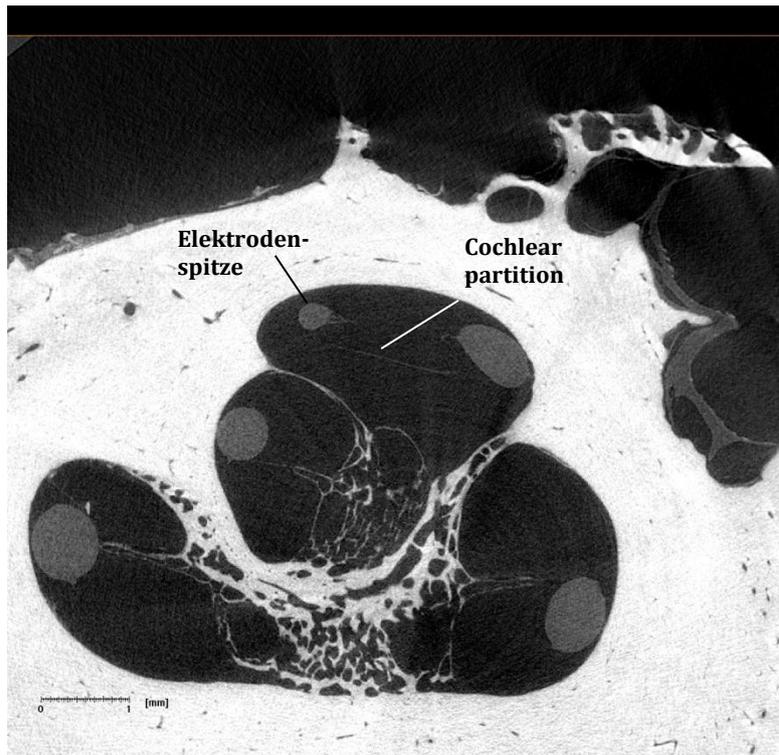


Abb. 59. µCT Schnittbild des FB 1 (Auflösung von 5,9 µm), Implantation einer Standard Elektrode über das Runde Fenster. Die Elektrodenspitze ist deutlich oberhalb der Cochlear partition zu sehen.

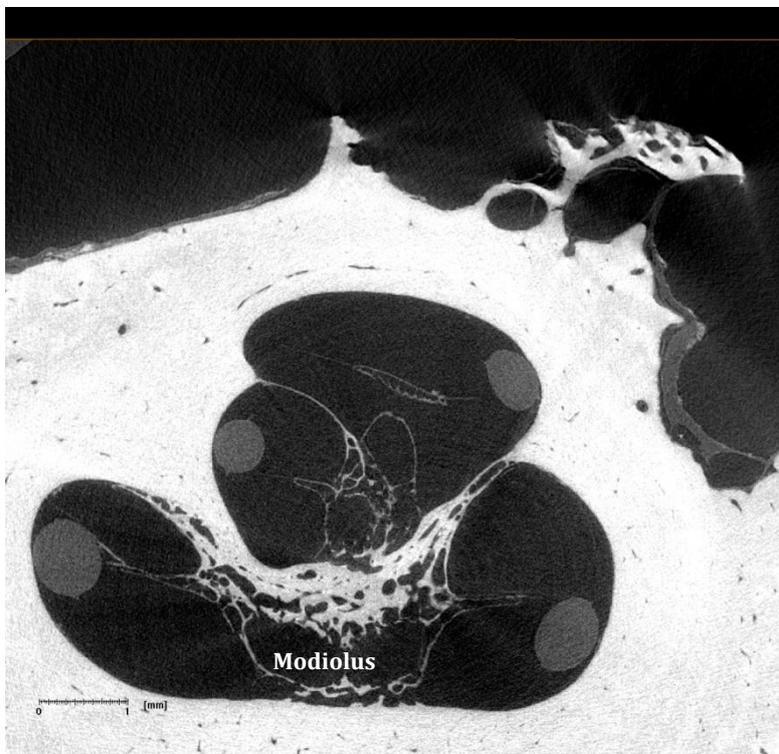


Abb. 60. µCT Schnittbild des FB 1 (Auflösung von 5,9 µm), Implantation einer Standard Elektrode über das Runde Fenster.

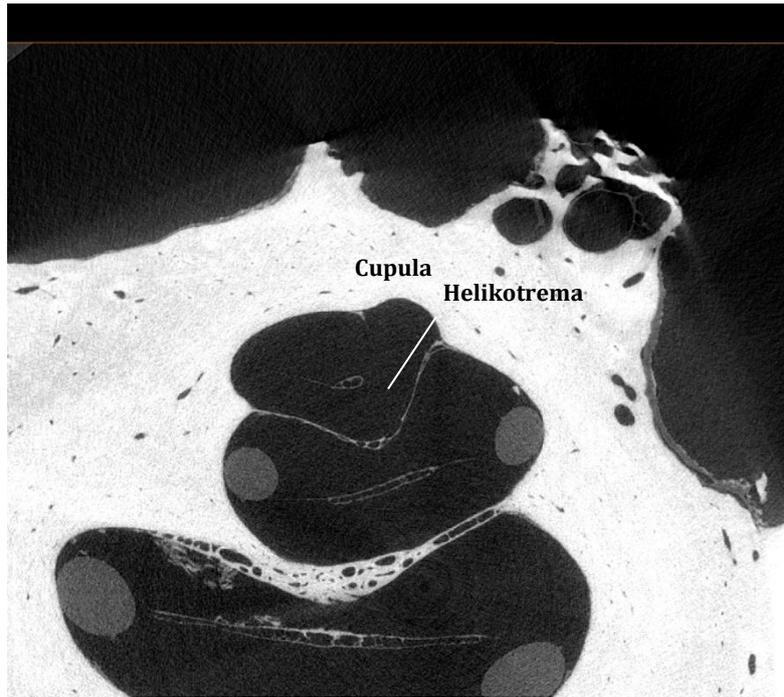


Abb. 61. μ CT Schnittbild durch das Helikotrema des FB 1 (Auflösung von $5,9 \mu\text{m}$), Implantation einer Standard Elektrode über das Runde Fenster.

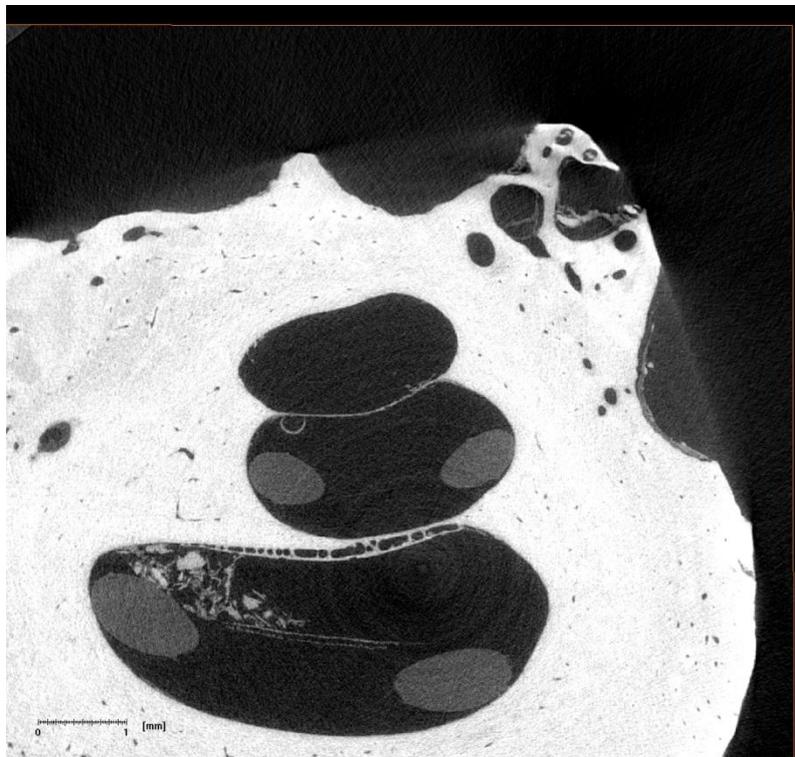


Abb. 62. μ CT Schnittbild des FB 1 (Auflösung von $5,9 \mu\text{m}$), Implantation einer langen Standard Elektrode über das Runde Fenster. Durch das Einführen der Elektroden ist Knochenmehl in die Basalwindung gelangt.

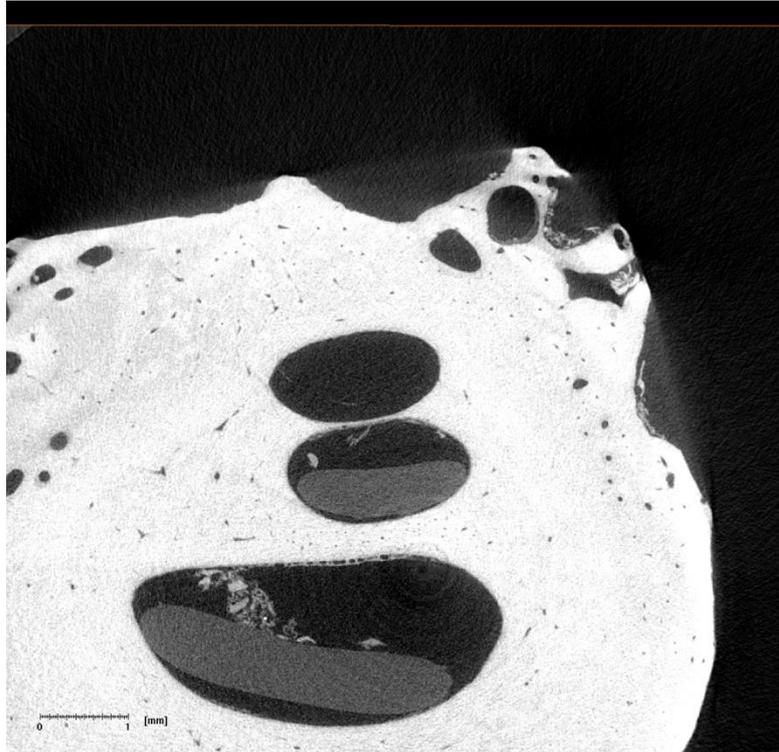


Abb. 63. μ CT Schnittbild durch das anteriore Ende des FB 1 (Auflösung von 5,9 μ m), Implantation einer Standard Elektrode über das Runde Fenster.

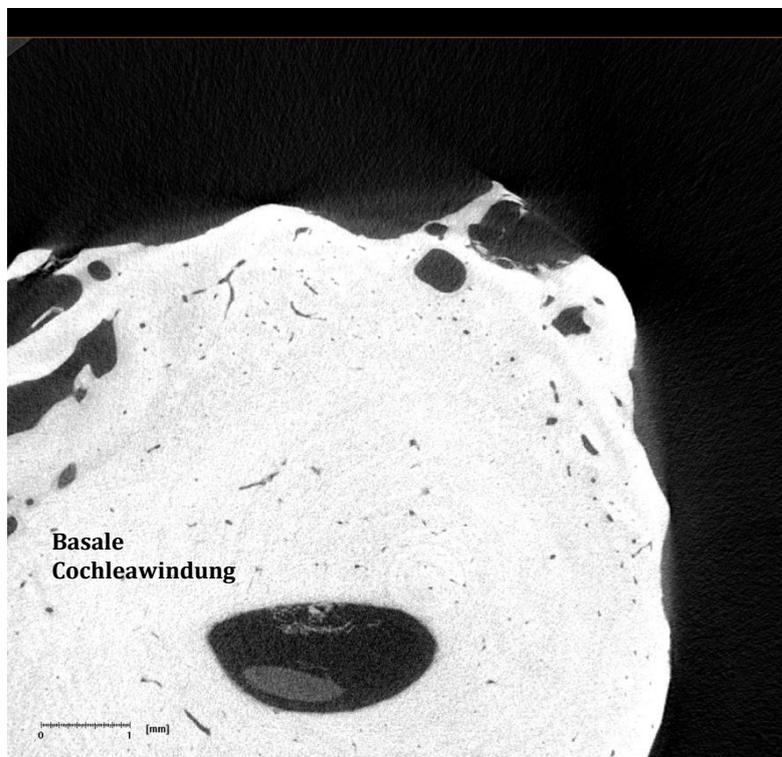


Abb. 64. μ CT Schnittbild des FB 1 (Auflösung von 5,9 μ m), Implantation einer langen Standard Elektrode über das Runde Fenster.

4.1.2.2 Felsenbein 2: Zugang über die Cochleostomie

Die lange Standard Elektrode wurde in FB 2 über eine Cochleostomie implantiert. Die μ CT Schichtbilder konnten in einer Auflösung von 10,8 μ m erstellt werden. In Abbildung 65 ist ein Querschnitt der Elektrode in der Cavitas tympanica zwischen der Rund Fenster Nische und dem Ovalen Fenster erkennbar. Bei der Cochleostomie tritt die Elektrode durch den gebohrten Kanal ungefähr 1 mm unterhalb des Ovalen Fensters durch die äußere knöcherne Wand der Cochlea hindurch (Abb. 66). Anschließend positioniert sich die Elektrode in der Scala tympani (Abb. 67 und 68). Solange sich die Elektrode unterhalb der Lamina spiralis ossea platziert, besteht die Annahme, dass sich diese in der Scala tympani befindet. Die Cochlear partition ist in dieser μ CT Schichtbildserie aufgrund der geringeren Auflösung von 10,8 μ m nicht zu erkennen. Die Elektrode war in der basalen Schneckenwindung unterhalb der Lamina spiralis ossea aufzufinden. Ihre Lage wechselt sie ungefähr ab Mitte der mittleren Schneckenwindung. In Abbildung 72 befindet sich die Elektrode in der mittleren Schneckenwindung in Höhe der Lamina spiralis ossea, in der apikalen Schneckenwindung oberhalb der Höhe der Lamina spiralis ossea, und somit vermutlich in der Scala vestibuli. Desweiteren ist in Abbildung 71 die Elektrodenspitze in der apikalen Schneckenwindung zu erkennen. Die μ CT-Schichtbildserie des FB 2 endet mit einer Aufnahme der Basalwindung, in der ein länglicher Anschnitt der Elektrode zu sehen ist (Abb. 78).

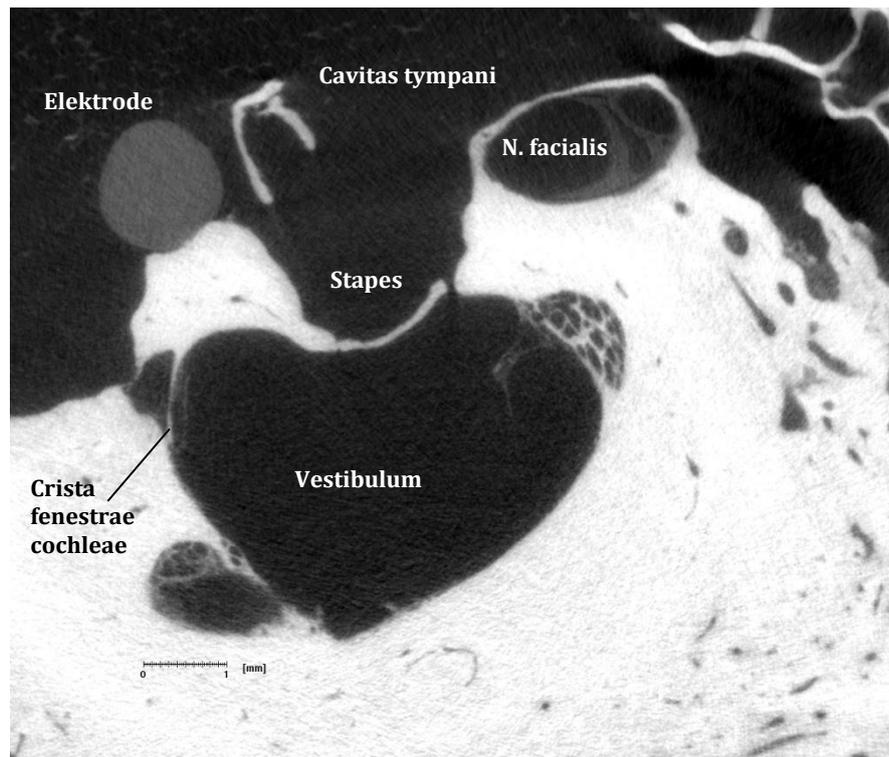


Abb. 65. µCT Schnittbild des FB 2 (Auflösung von 10,8 µm), Implantation der Standard Elektrode über ein Cochleostoma. Das Cochleostoma wurde zwischen Rund Fenster Nische und Ovalen Fenster angelegt.

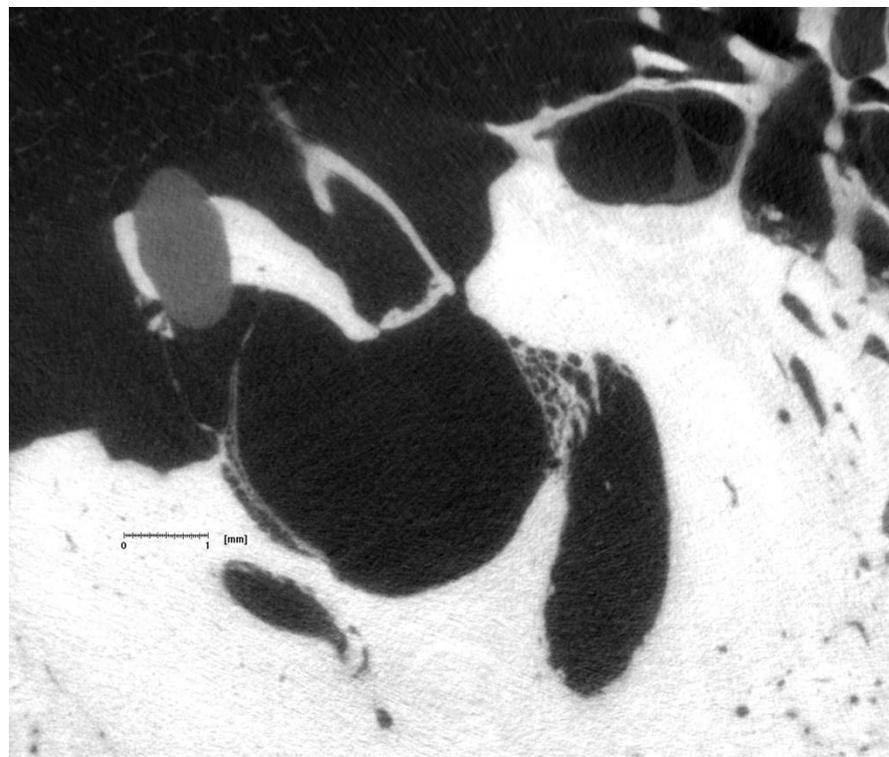


Abb. 66. µCT Schnittbild des FB 2 (Auflösung von 10,8 µm), Implantation der Standard Elektrode über ein Cochleostoma. Die Elektrode platziert sich innerhalb der Scala tympani.

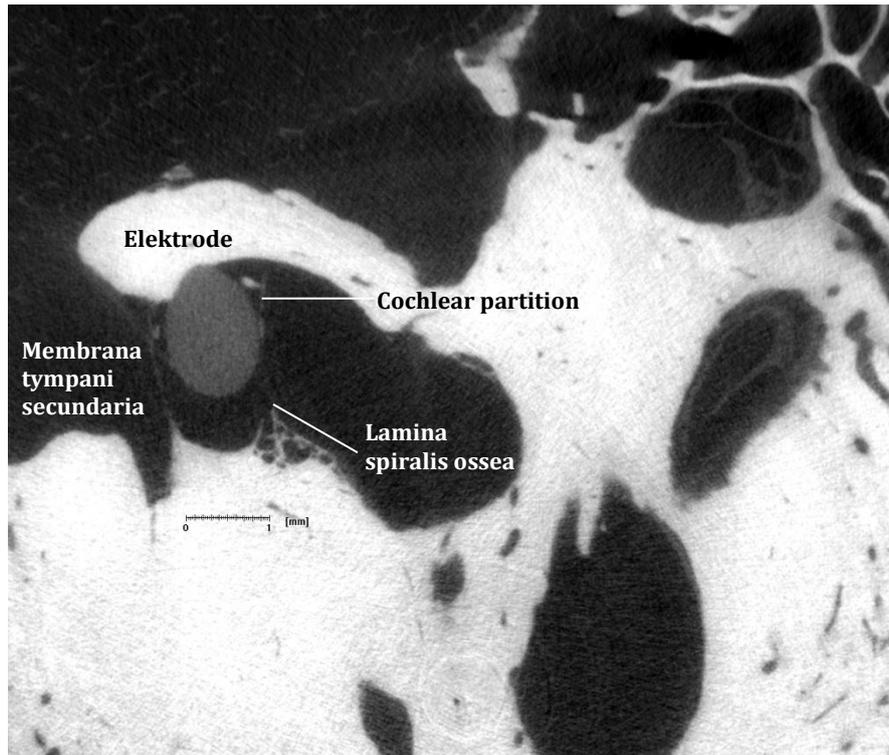


Abb. 67. µCT Schnittbild des FB 2 (Auflösung von 10,8 µm), Implantation der Standard Elektrode über ein Cochleostoma.

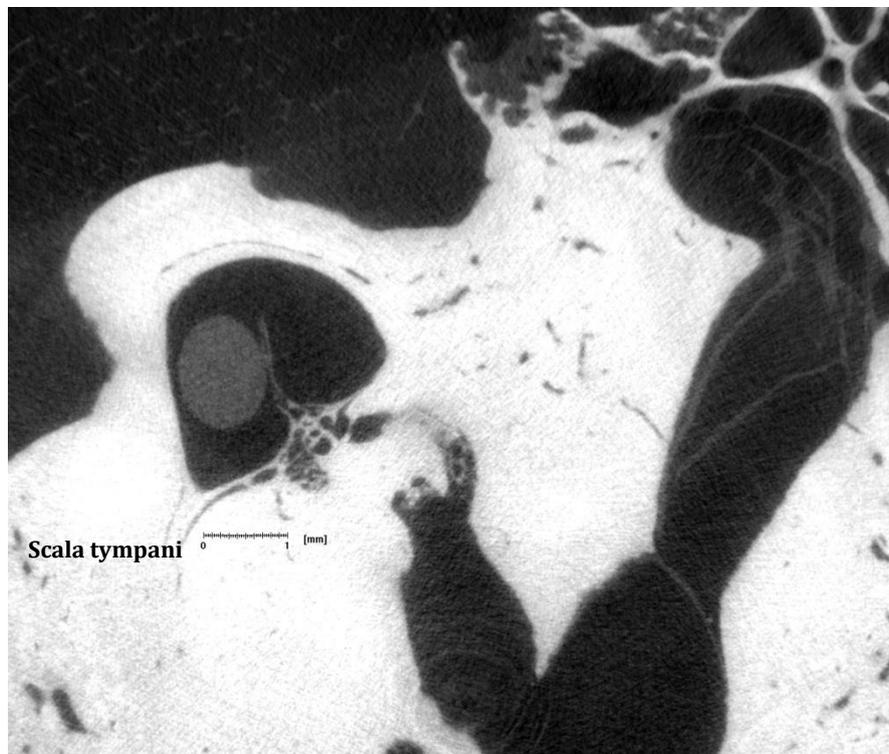


Abb. 68. µCT Schnittbild des FB 2 (Auflösung von 10,8 µm), Implantation der Standard Elektrode über ein Cochleostoma. Die Elektrode liegt direkt unterhalb der Lamina spiralis ossea innerhalb der Scala tympani.

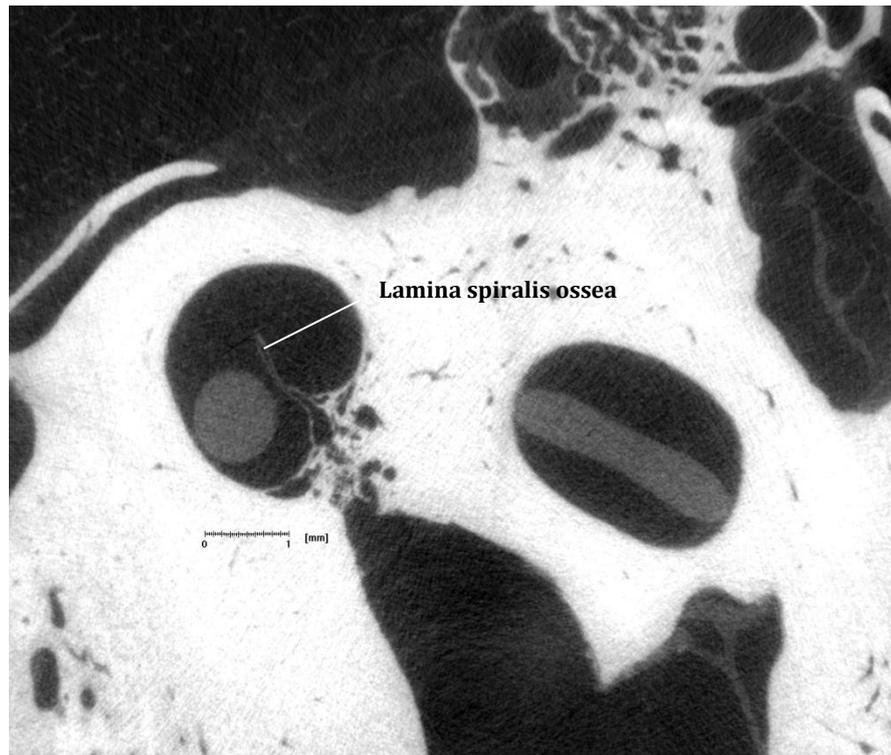


Abb. 69. μ CT Schnittbild des FB 2 (Auflösung von 10,8 μ m), Implantation der Standard Elektrode über ein Cochleostoma.

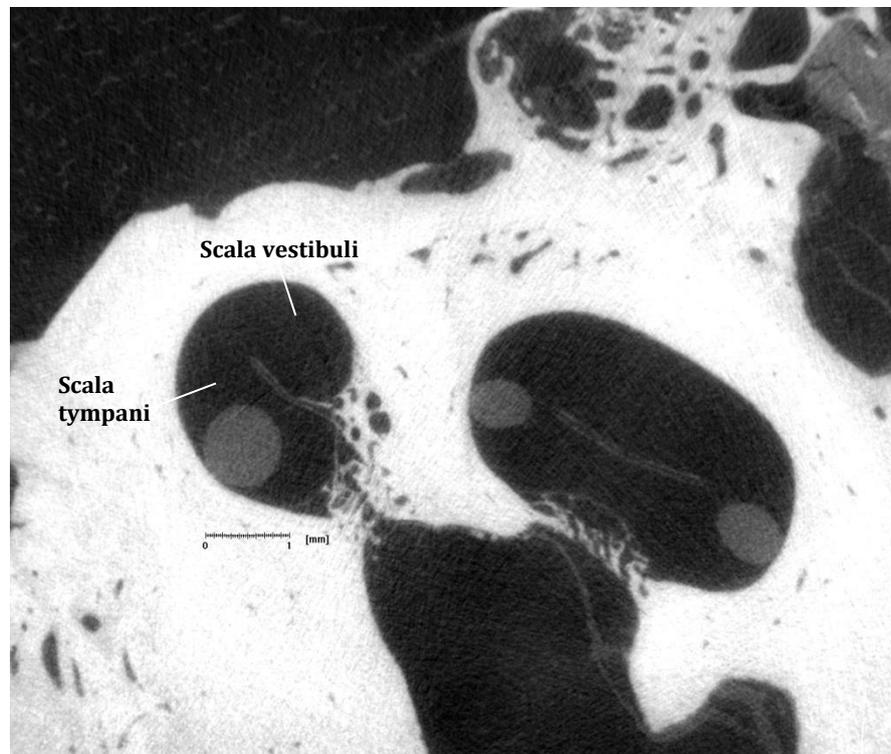


Abb. 70. μ CT Schnittbild des FB 2 (Auflösung von 10,8 μ m), Implantation der Standard Elektrode über ein Cochleostoma. Die Elektrode ist in der mittleren Windung unterhalb der Lamina spiralis ossea zu sehen.

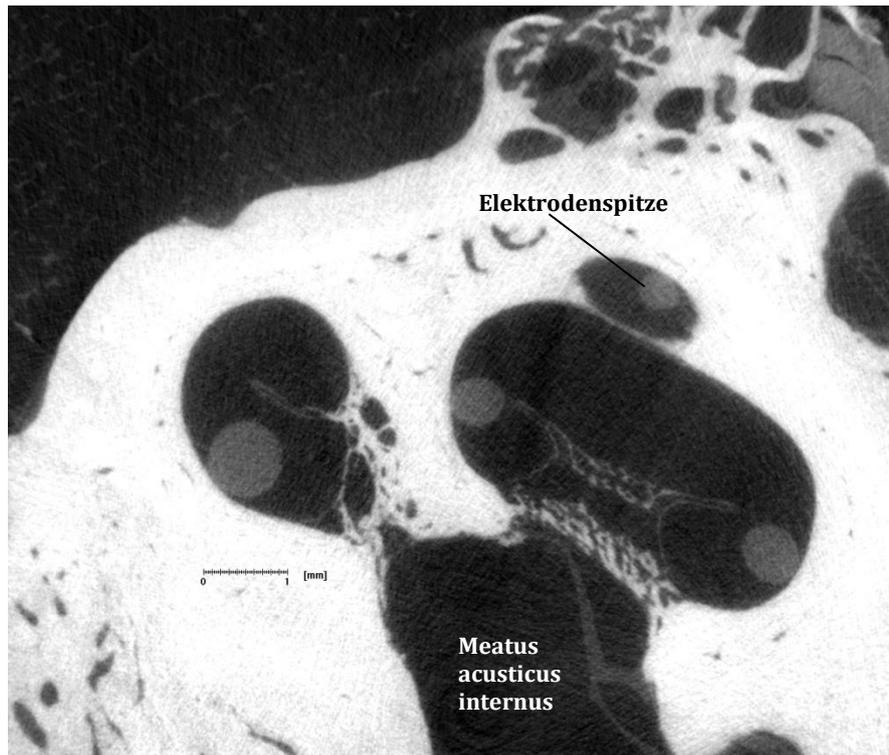


Abb. 71. µCT Schnittbild des FB 2 (Auflösung von 10,8 µm), Implantation der Standard Elektrode über ein Cochleostoma. Die Elektrodenspitze ist in der apikalen Cochleawindung zu erkennen.



Abb. 72. µCT Schnittbild des FB 2 (Auflösung von 10,8 µm), Implantation der Standard Elektrode über ein Cochleostoma. In der apikalen Cochleawindung scheint die Elektrode oberhalb der Lamina spiralis ossea zu sein.

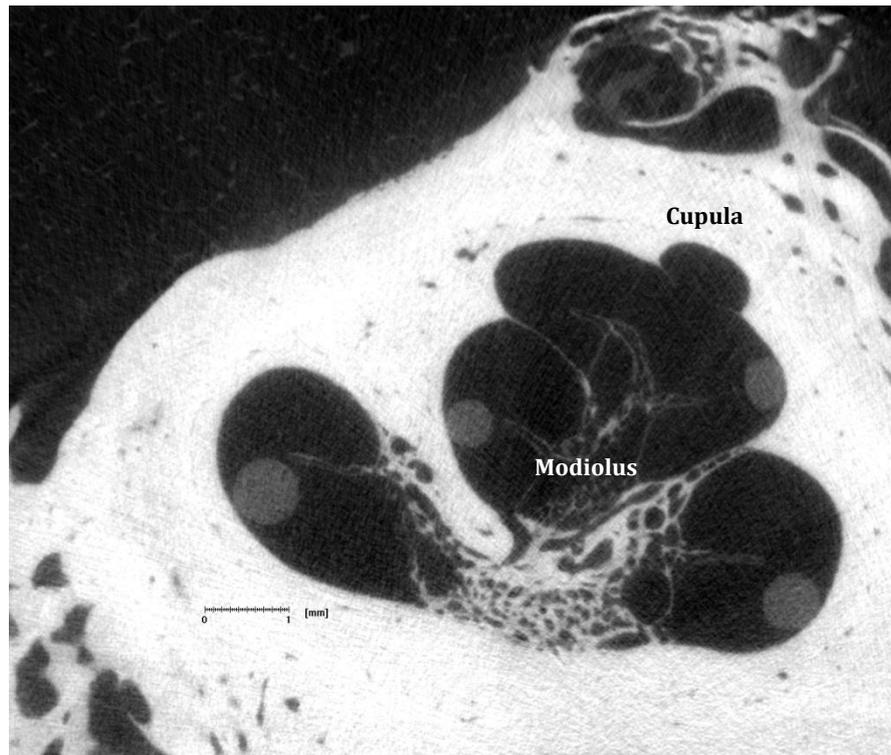


Abb. 73. μ CT Schnittbild des FB 2 (Auflösung von $10,8 \mu\text{m}$), Implantation der Standard Elektrode über ein Cochleostoma. In der mittleren Windung bzw. zu Beginn der apikalen Windung drückt die Elektrode an der äußeren Cochleawand von der Scala tympani nach oben in die Scala vestibuli.

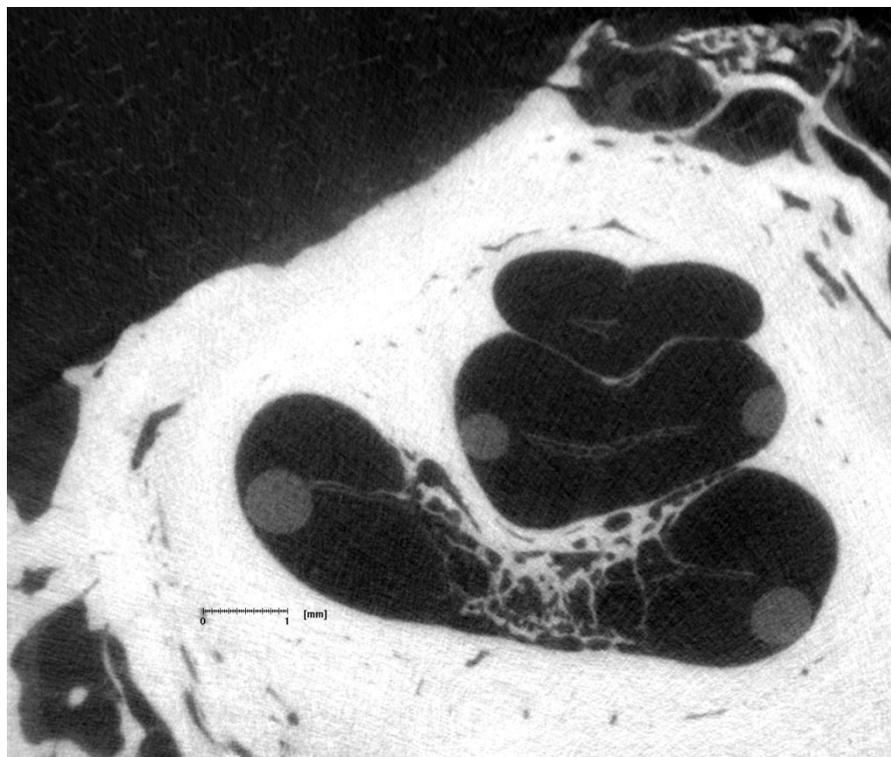


Abb. 74. μ CT Schnittbild des FB 2 (Auflösung von $10,8 \mu\text{m}$), Implantation der Standard Elektrode über ein Cochleostoma.

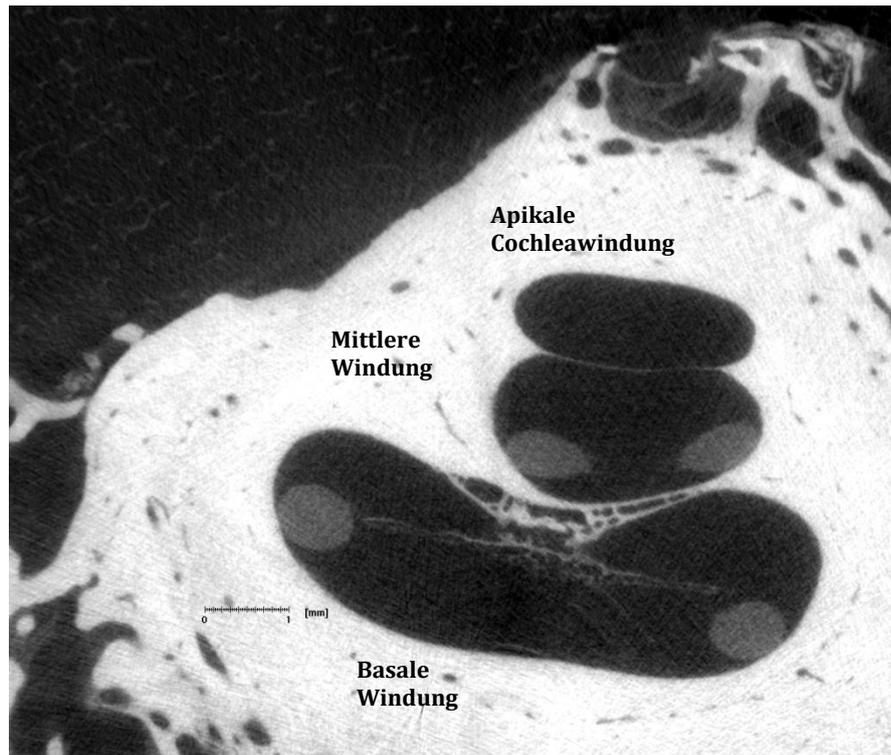


Abb. 75. μ CT Schnittbild in Richtung anteriorem Ende des FB 2 (Auflösung von $10,8 \mu\text{m}$), Implantation der Standard Elektrode über ein Cochleostoma.

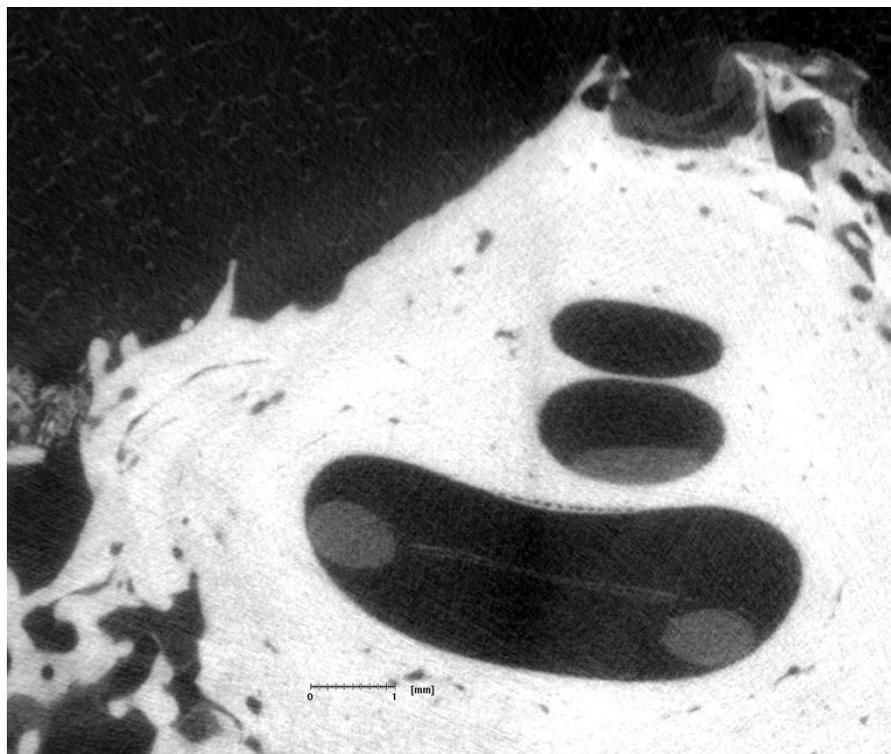


Abb. 76. μ CT Schnittbild des FB 2 (Auflösung von $10,8 \mu\text{m}$), Implantation der Standard Elektrode über ein Cochleostoma.

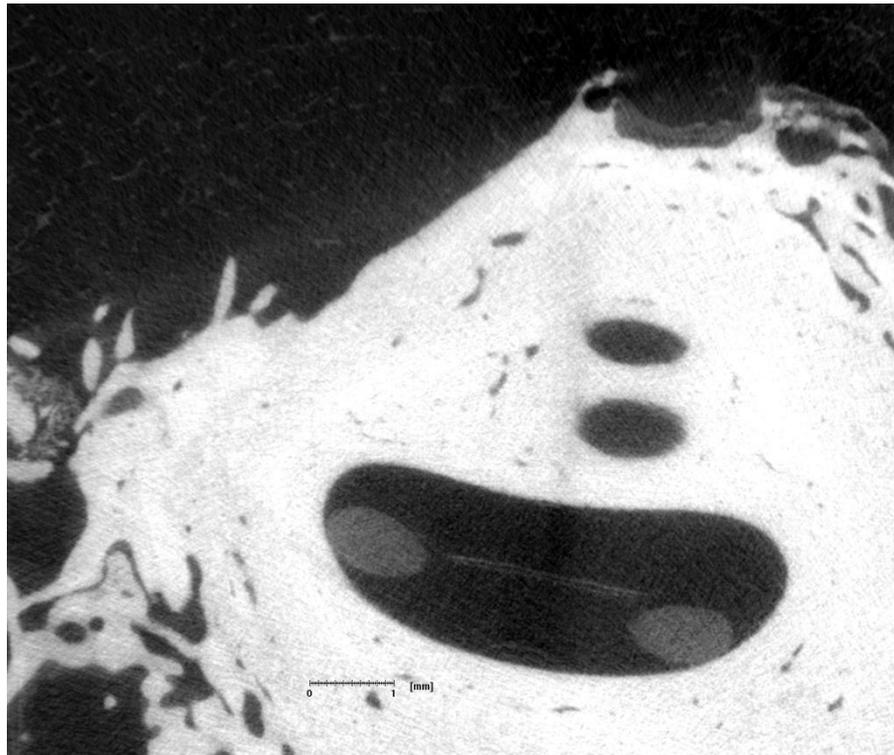


Abb. 77. μ CT Schnittbild des FB 2 (Auflösung von 10,8 μ m), Implantation der Standard Elektrode über ein Cochleostoma.

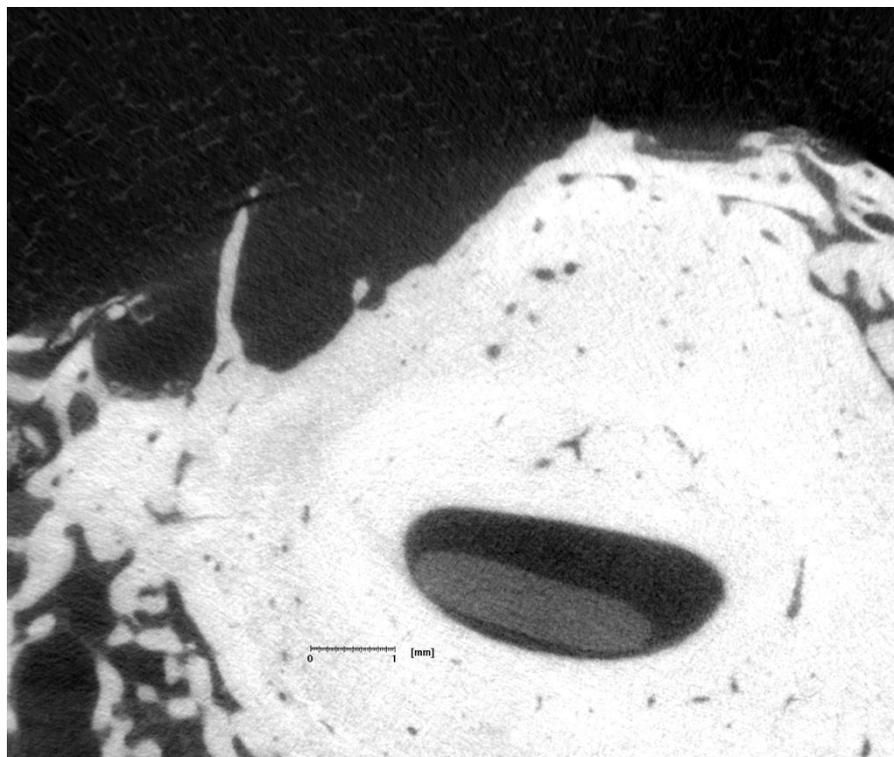


Abb. 78. μ CT Schnittbild durch die Basalwindung des FB 2 (Auflösung von 10,8 μ m), Implantation der Standard Elektrode über ein Cochleostoma.

4.1.3 Cochleae mit implantierten Flex EAS Elektroden

4.1.3.1 Felsenbein 4: Zugang über das Runde Fenster

In die Cochlea des Felsenbeins 4 wurde eine kurze Flex EAS Elektrode über das Runde Fenster implantiert. Der darauffolgende μ CT Scan erzielte eine Auflösung von 5,9 μ m. Abbildung 79 zeigt die Elektrode innerhalb der Rund Fenster Nische. Die graufarbene Masse unmittelbar neben der Elektrode ist Wachs, das für die Fixierung der Elektrode am Felsenbein verwendet wurde. Anschließend trat die im Vergleich zu den langen Standard Elektroden wesentlich dünnere Flex EAS Elektrode durch das Runde Fenster in die Scala tympani (Abb. 80). Dabei ist die Lamina spiralis ossea sowie teilweise die Cochlear partition zu erkennen. In Abbildung 82 ist ein Anschnitt des Aquaeductus cochleae zu sehen. Die Elektrodenspitze der Flex EAS Elektrode zeigt sich bereits in Abbildung 76 am Boden der mittleren Schneckenwindung bzw. am Übergang der basalen in die mittlere Schneckenwindung. Die kurze Flex EAS Elektrode positioniert sich immer unterhalb der Höhe der Lamina spiralis ossea bzw. der teilweise erkennbaren Cochlear partition. In den Abbildungen 88 und 89 erstrecken sich senkrecht zur Ebene der Lamina spiralis ossea bzw. Cochlear partition grau weißliche, fadenartige Strukturen, die wie auch im histologischen Schnitt (Abb. 172) erkennbar die Abgrenzung des Ligamentum spirale von der Scala media bzw. tympani markieren. Die Elektrode schmiegt sich rechts in der Basalwindung in Abbildung 90 an diese Struktur. Die μ CT-Schichtbildserie des FB 4 endet in Abbildung 92 mit einem Schnitt durch den anterioren Teil der basalen Schneckenwindung, in dem ein Stück der Elektrode längs angeschnitten ist.

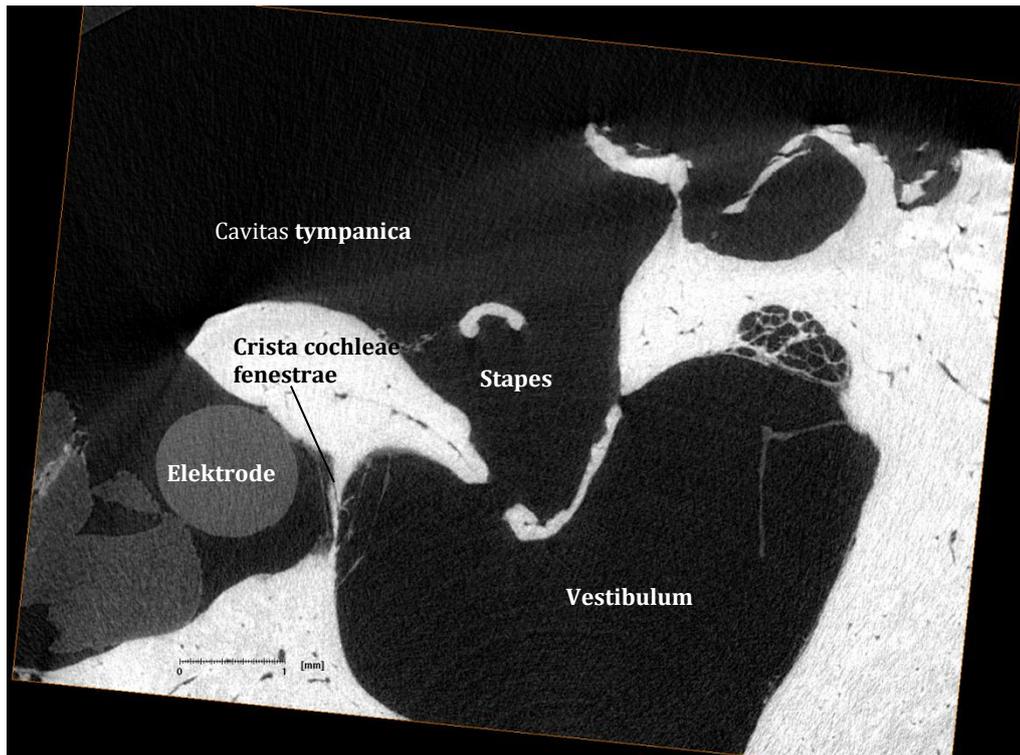


Abb. 79. µCT Schnittbild des FB 4 (Auflösung von 5,9 µm), Implantation der Flex EAS Elektrode über das Runde Fenster.



Abb. 80. µCT Schnittbild des FB 4 (Auflösung von 5,9 µm), Implantation der Flex EAS Elektrode über das Runde Fenster. Die Elektrode durchbricht die Rund Fenster Membran.

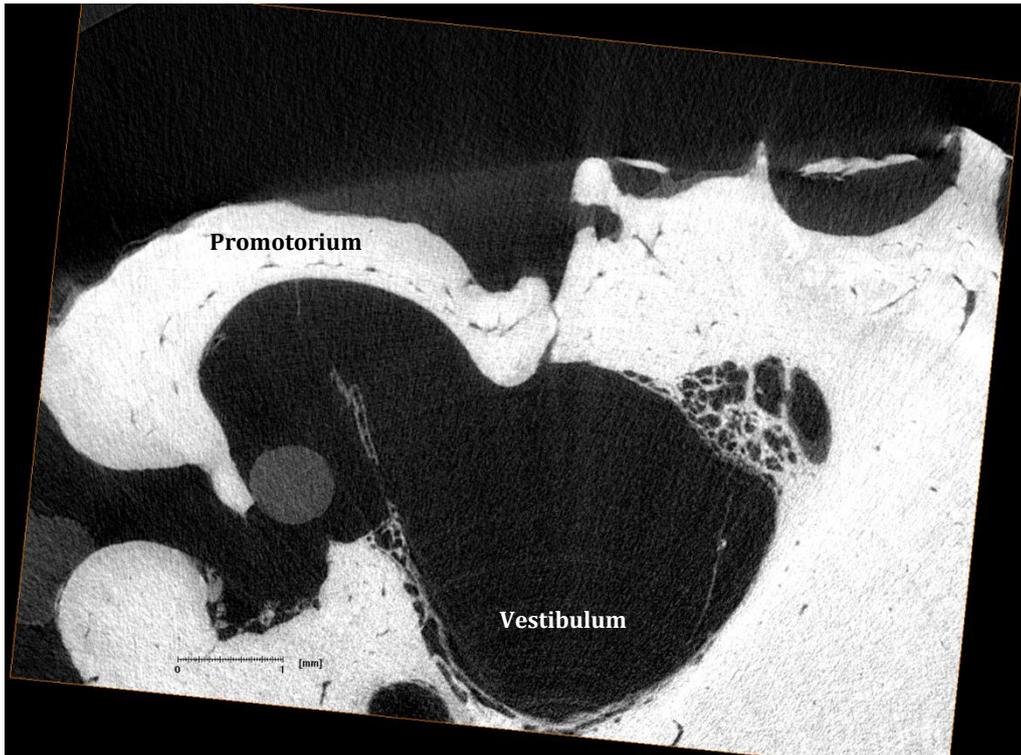


Abb. 81. µCT Schnittbild des FB 4 (Auflösung von 5,9 µm), Implantation der Flex EAS Elektrode über das Runde Fenster.

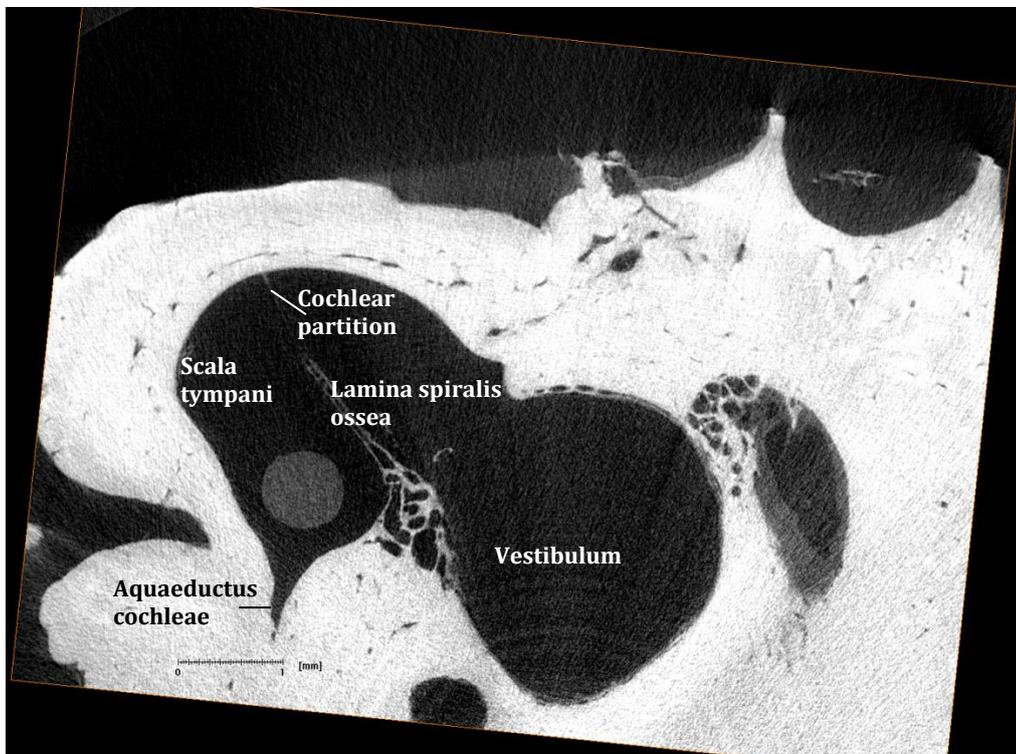


Abb. 82. µCT Schnittbild des FB 4 (Auflösung von 5,9 µm), Implantation der Flex EAS Elektrode über das Runde Fenster. Der sehr ferne Elektrodenträger ist über dem Aquaeductus cochleae, modiolusnah lokalisiert.

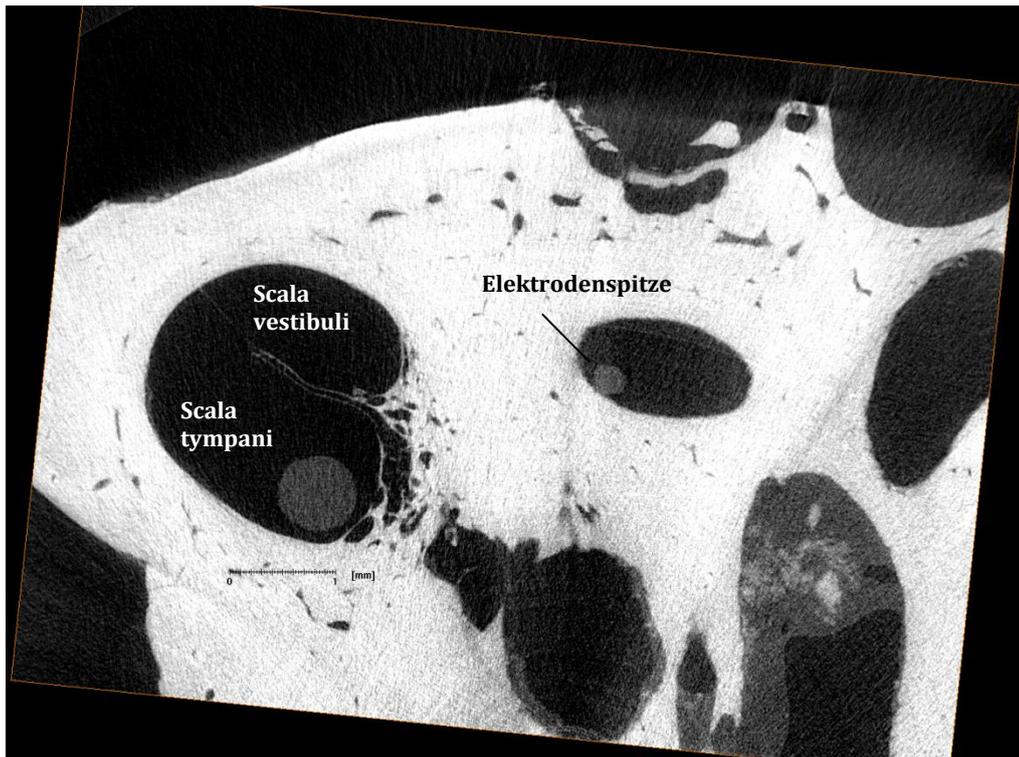


Abb. 83. μ CT Schnittbild des FB 4 (Auflösung von 5,9 μ m), Implantation der Flex EAS Elektrode über das Runde Fenster. Die Elektrodenspitze ist am Boden der mittleren Cochleawindung zu sehen.

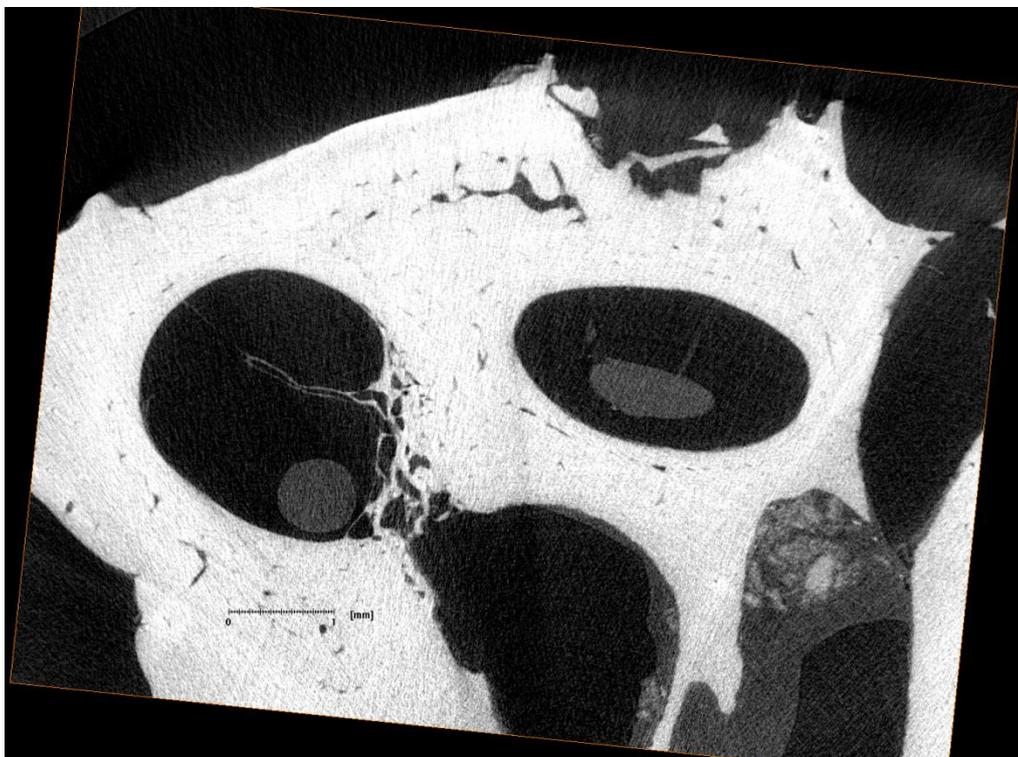


Abb. 84. μ CT Schnittbild des FB 4 (Auflösung von 5,9 μ m), Implantation der Flex EAS Elektrode über das Runde Fenster.



Abb. 85. μ CT Schnittbild des FB 4 (Auflösung von $5,9 \mu\text{m}$), Implantation der Flex EAS Elektrode über das Runde Fenster. Die Elektrode schmiegt sich an die Cochlea partition an, durchbricht diese Weichgewebsstruktur jedoch nicht.

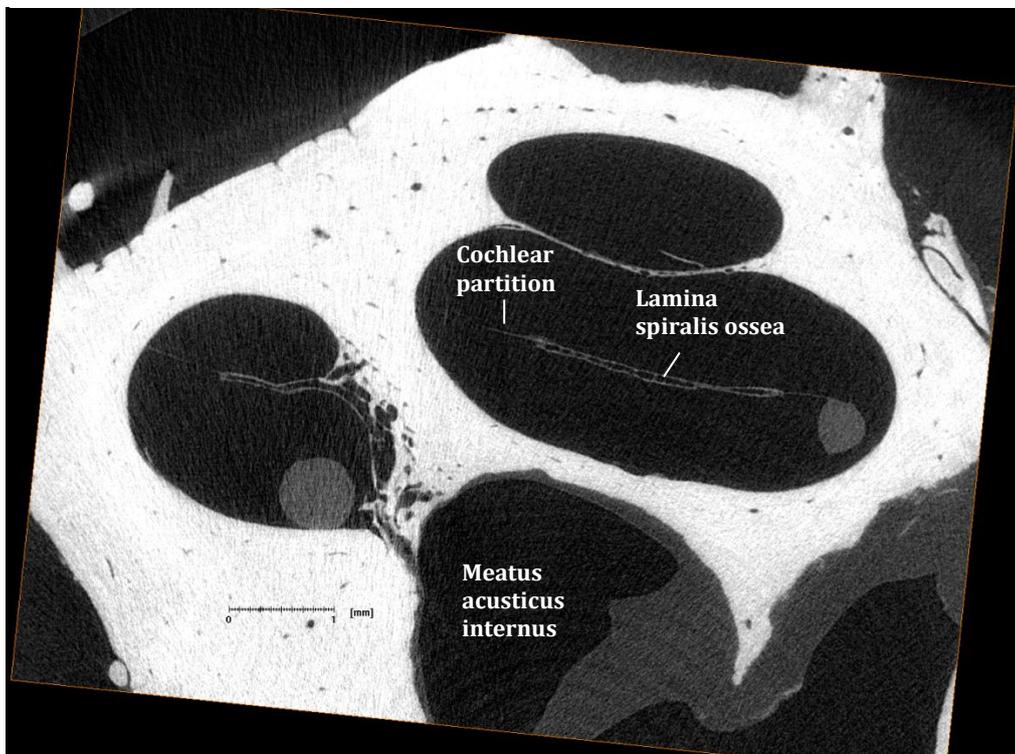


Abb. 86. μ CT Schnittbild des FB 4 (Auflösung von $5,9 \mu\text{m}$), Implantation der Flex EAS Elektrode über das Runde Fenster.

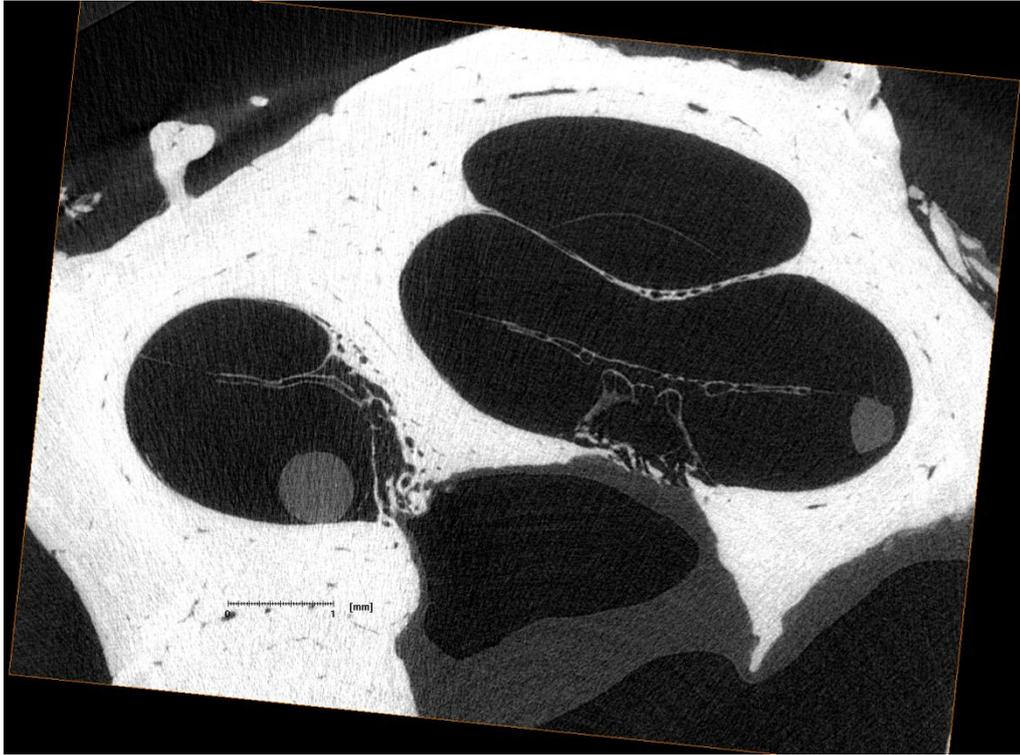


Abb. 87. µCT Schnittbild des FB 4 (Auflösung von 5,9 µm), Implantation der Flex EAS Elektrode über das Runde Fenster. In der basalen Cochleawindung liegt die Elektrode modiolusnah, in der mittleren hingegen schmiegt sich die Elektrode der äußeren Cochleawand an.

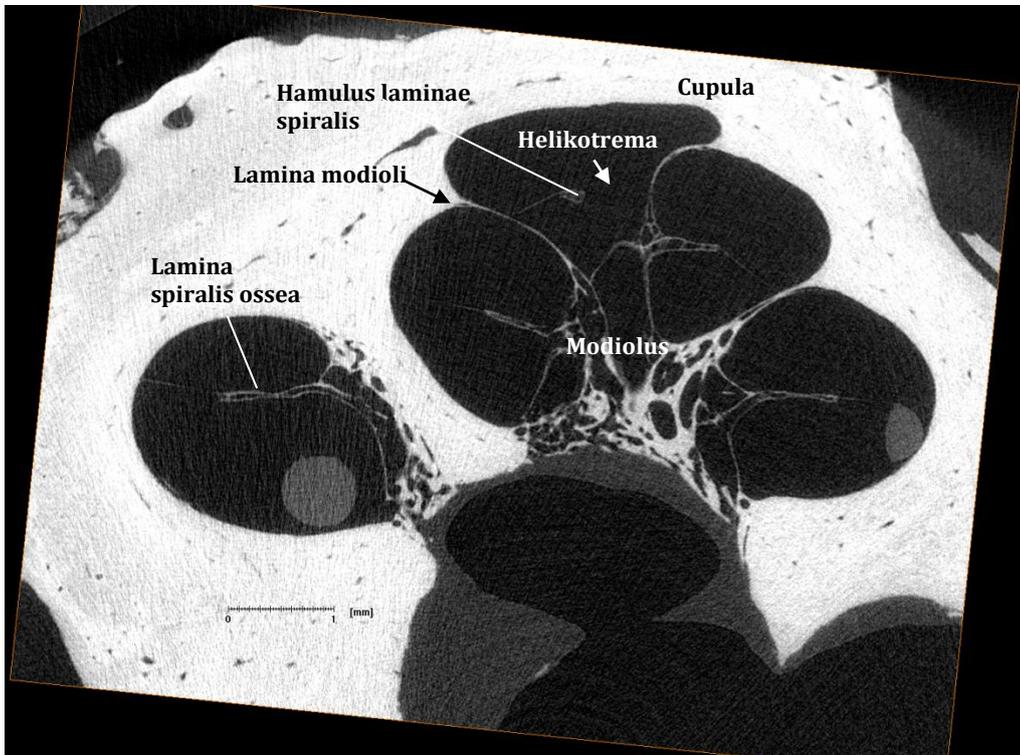


Abb. 88. µCT Schnitt durch das Helicotrema des FB 4 (Auflösung von 5,9 µm), Implantation der Flex EAS Elektrode über das Runde Fenster.

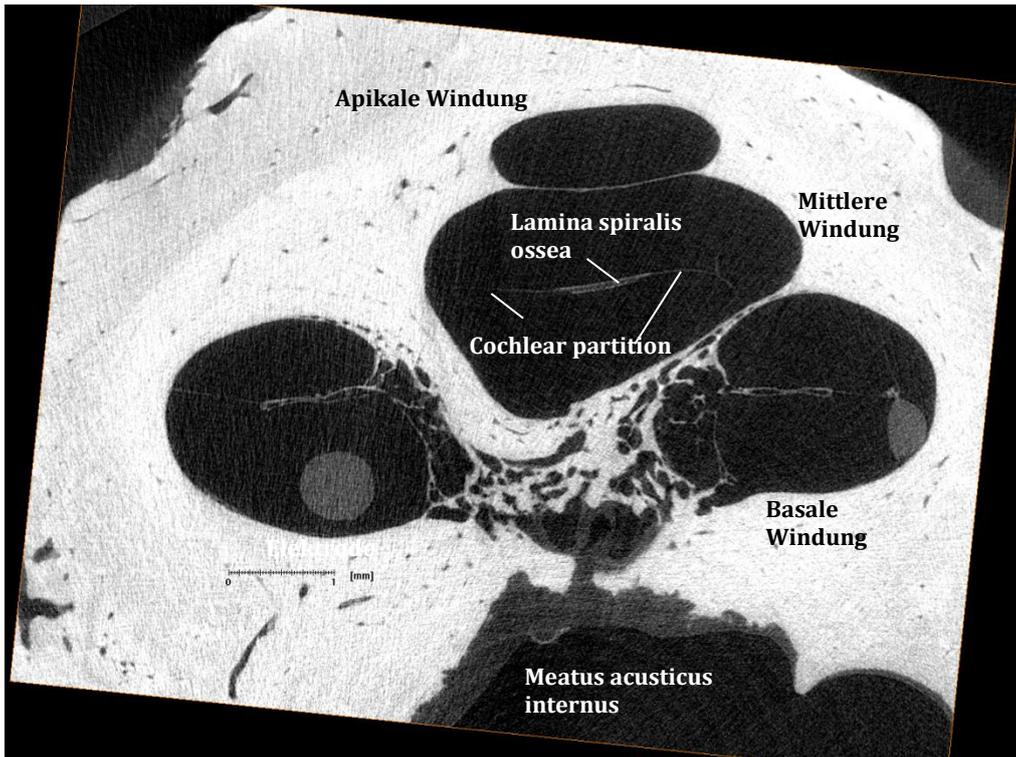


Abb. 89. µCT Schnittbild des FB 4 (Auflösung von 5,9 µm), Implantation der Flex EAS Elektrode über das Runde Fenster.

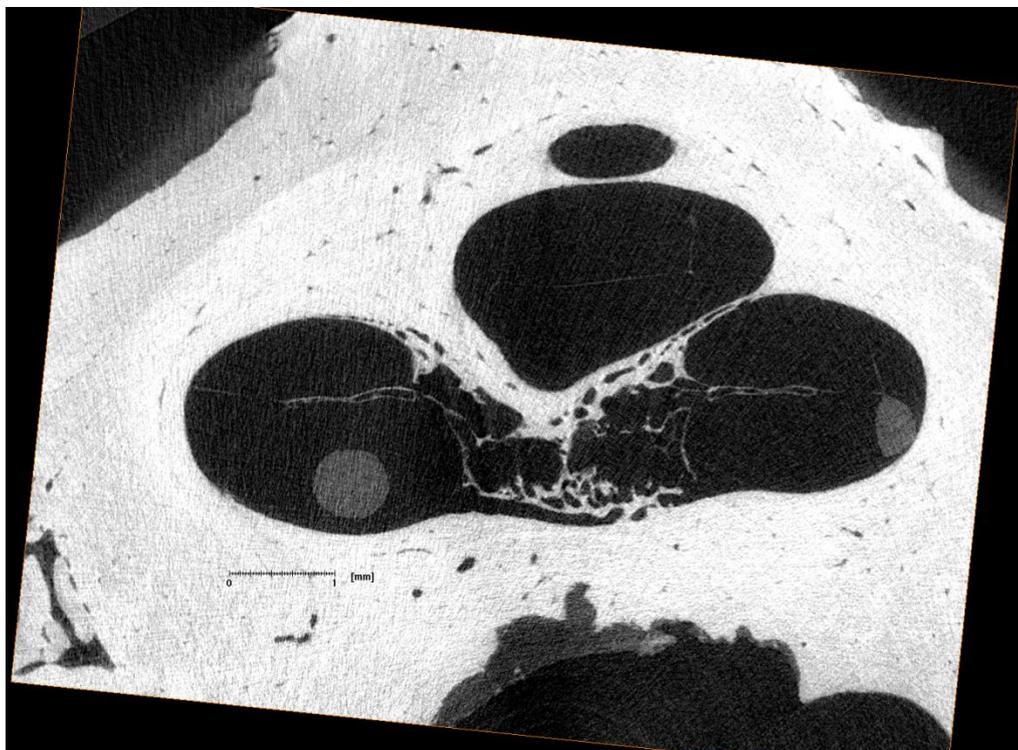


Abb. 90. µCT Schnittbild des FB 4 (Auflösung von 5,9 µm), Implantation der Flex EAS Elektrode über das Runde Fenster. Von der Cochlear partition ausgehend erstreckt sich senkrecht dazu eine grau weißliche Struktur, die wie auch im histologischen Schnitt (Abb. 172) die Abgrenzung des Ligamentum spirale von der Scala media bzw. der Scala tympani markieren.

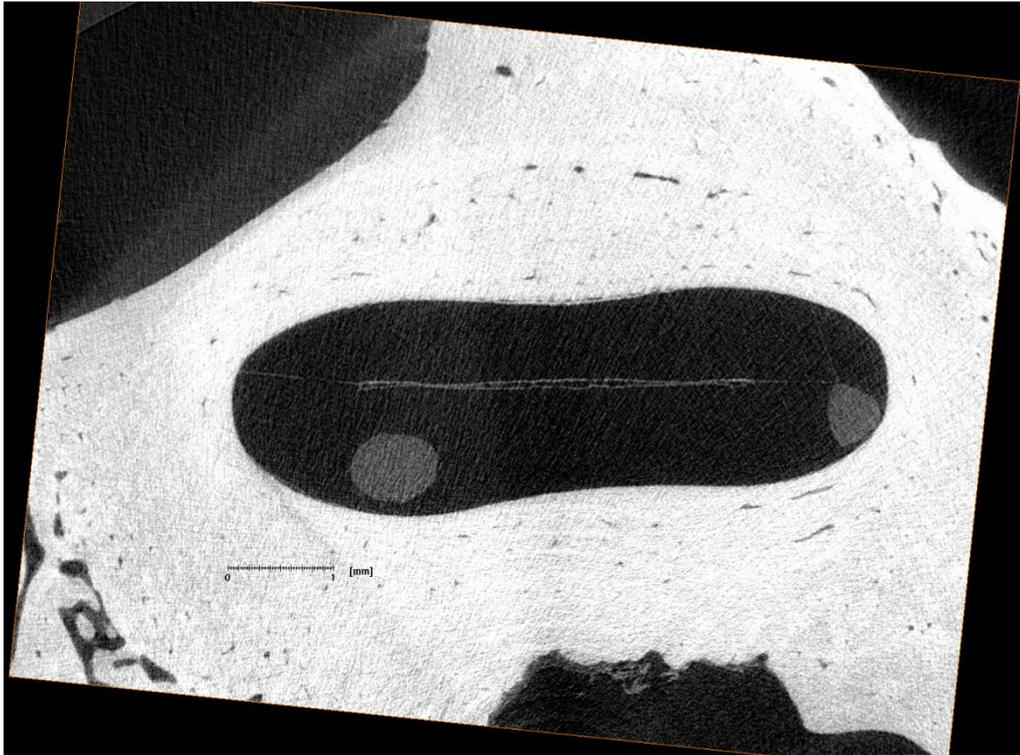


Abb. 91. µCT Schnitt durch die basale Cochleawindung des FB 4 (Auflösung von 5,9 µm), Implantation der Flex EAS Elektrode über das Runde Fenster.

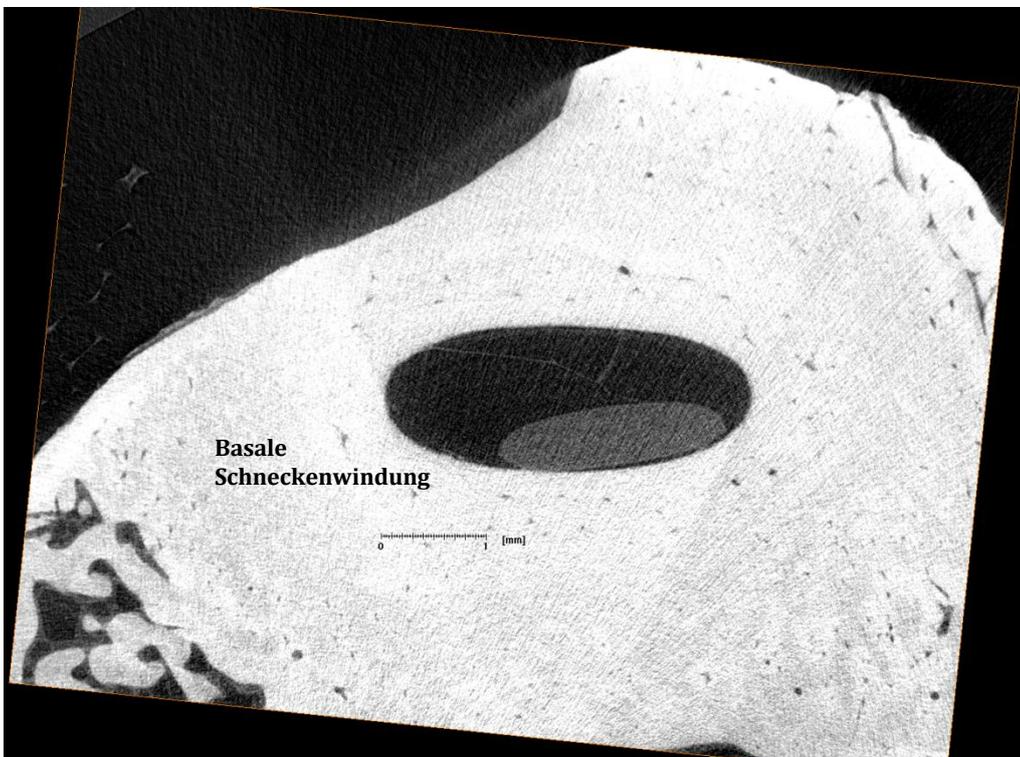


Abb. 92. µCT Schnittbild des FB 4 (Auflösung von 5,9 µm), Implantation der Flex EAS Elektrode über das Runde Fenster.

4.1.3.2 Felsenbein 5: Zugang über die Cochleostomie

In die Cochlea des FB 5 wurde die kurze Flex EAS Elektrode über eine Cochleostomie implantiert. Die μ CT Schichtbildserie dieses Felsenbeins konnte in einer Auflösung von 10,8 μ m erstellt werden. In Abbildung 93 ist die Elektrode in der Cavitas tympanica links vom Ovalen Fenster zu sehen. Die Elektrode trat durch den vorgebohrten Kanal zwischen Ovalem und Rundem Fenster in die Scala tympani ein (Abb. 94 - 98). In den weiteren Abbildungen findet sich die Elektrode unterhalb der Höhe der Lamina spiralis ossea, und liegt so in der Scala tympani. Die geringere Auflösung von 10,8 μ m macht es unmöglich, in dieser μ CT-Schnittbildserie die Cochlear partition zu erkennen. In Abbildung 101 befindet sich die Elektrodenspitze der Flex EAS Elektrode gerade noch unterhalb der Höhe der äußeren Knochenlamelle der Lamina spiralis ossea der mittleren Schneckenwindung.

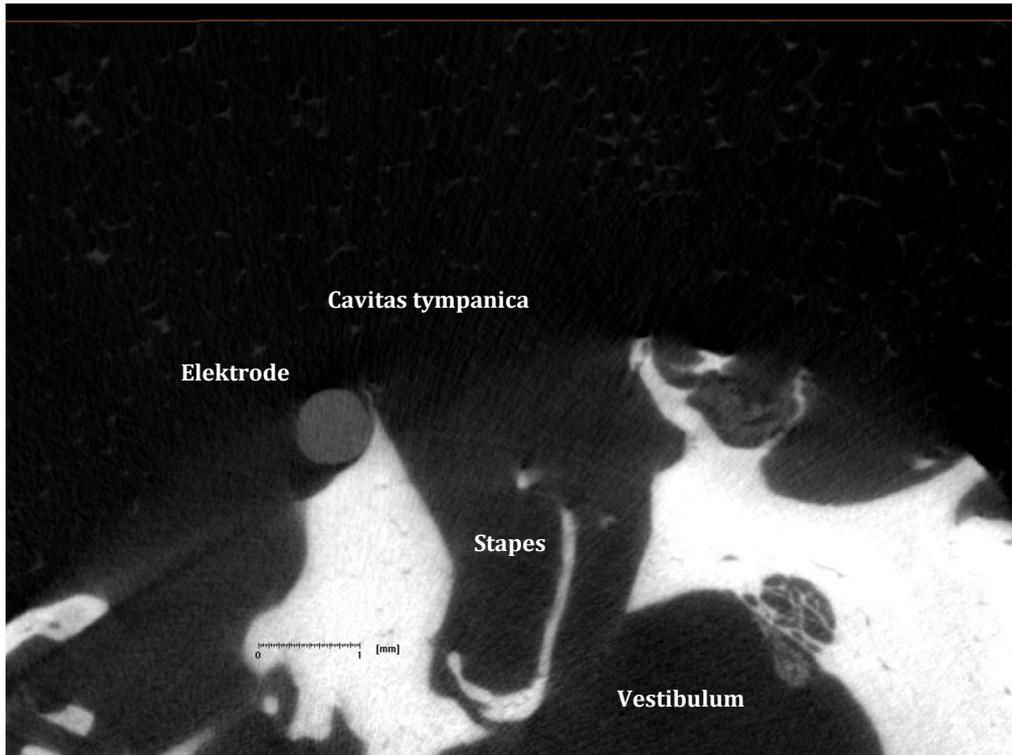


Abb. 93. µCT Schnittbild des FB 5 (Auflösung von 10,8 µm), Implantation der Flex EAS Elektrode über ein Cochleostoma.

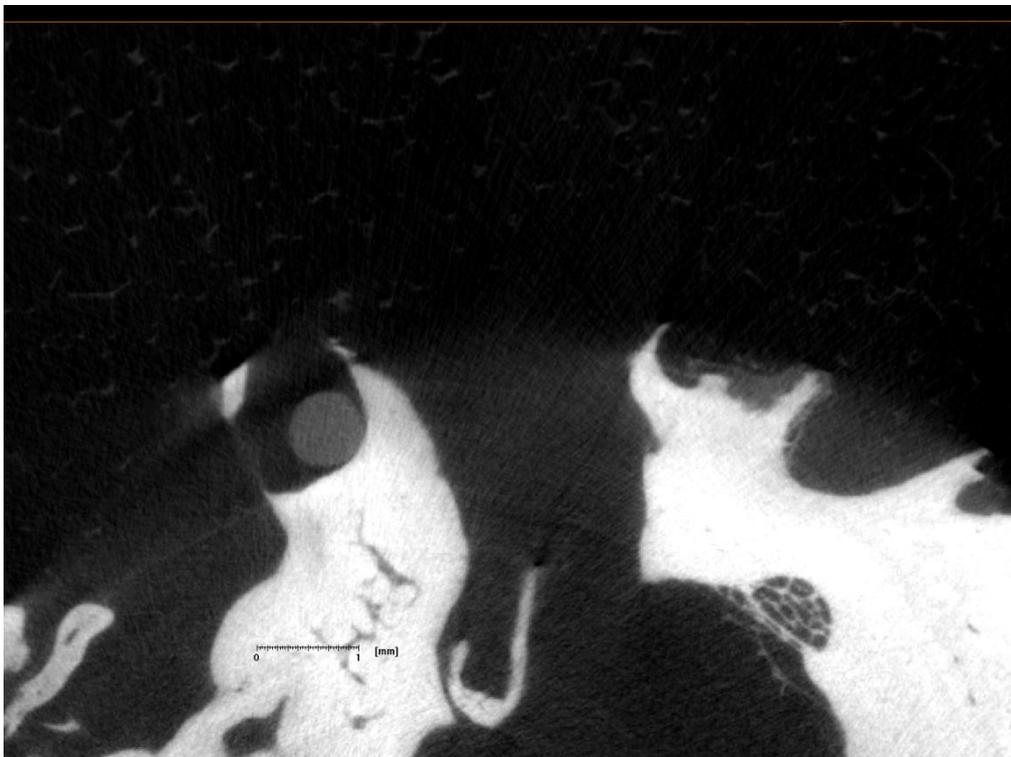


Abb. 94. µCT Schnittbild durch das Vestibulum, das Ovale Fenster sowie das Cochleostoma des FB 5 (Auflösung von 10,8 µm), Implantation der Flex EAS Elektrode über ein Cochleostoma.

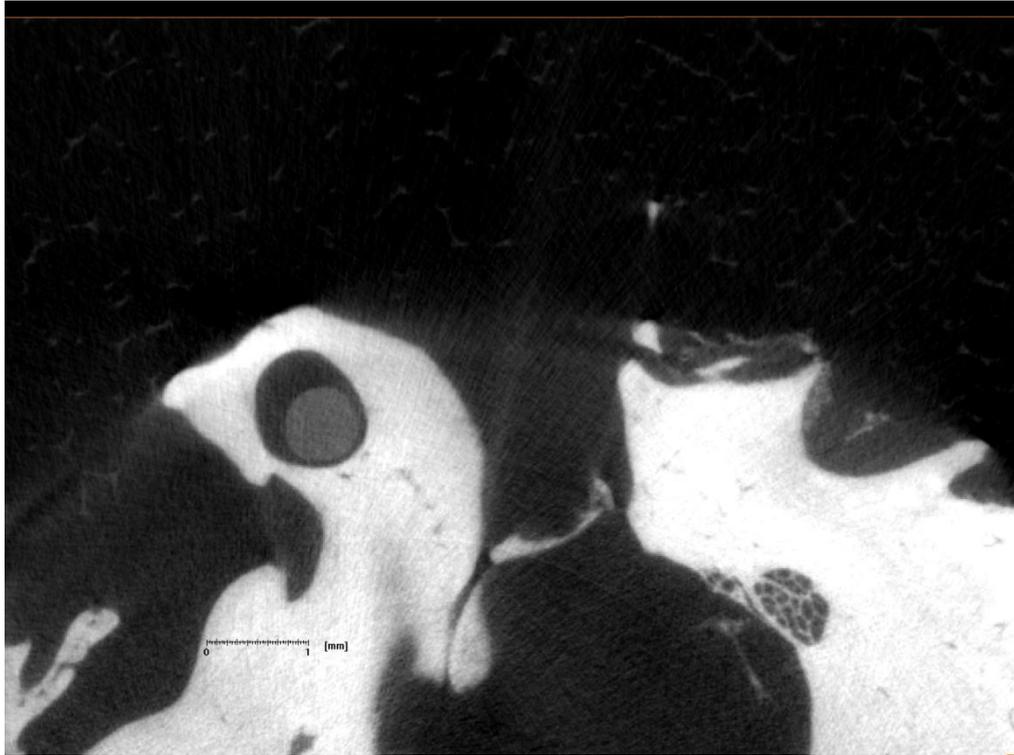


Abb. 95. μ CT Schnittbild des FB 5 (Auflösung von 10,8 μ m), Implantation der Flex EAS Elektrode über ein Cochleostoma.

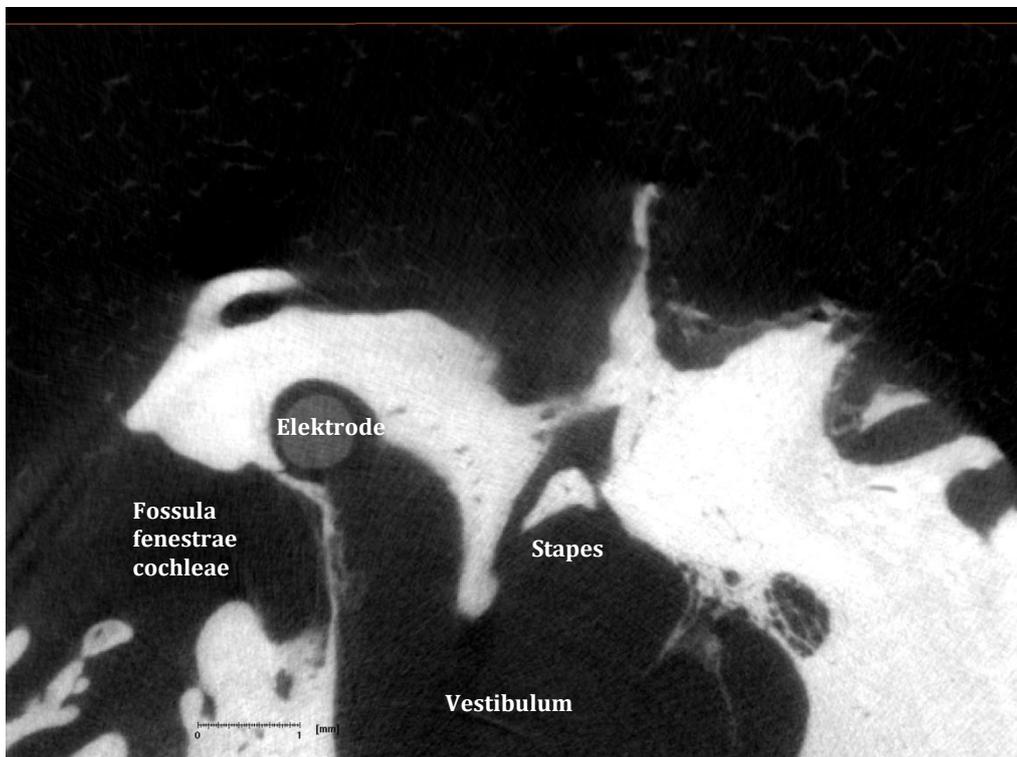


Abb. 96. μ CT Schnittbild des FB 5 (Auflösung von 10,8 μ m), Implantation der Flex EAS Elektrode über ein Cochleostoma, das zwischen Rund Fenster Nische und Ovalem Fenster lokalisiert ist.

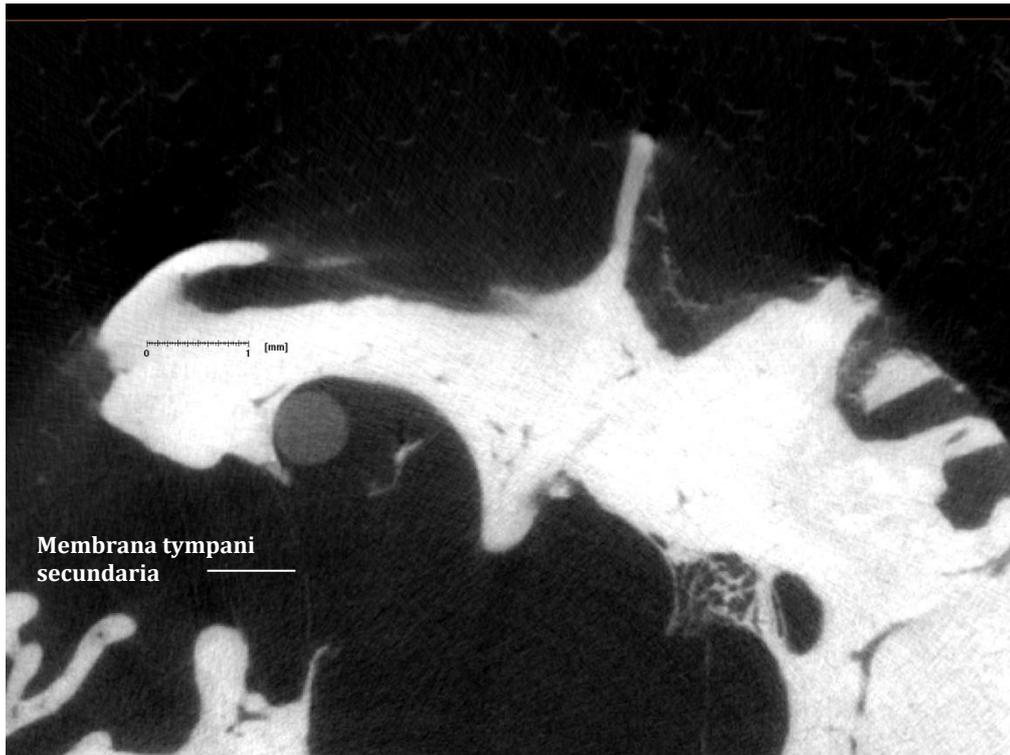


Abb. 97. μ CT Schnittbild durch die Rund Fenster Nische sowie die Rund Fenster Membran des FB 5 (Auflösung von 10,8 μ m), Implantation der Flex EAS Elektrode über ein Cochleostoma.

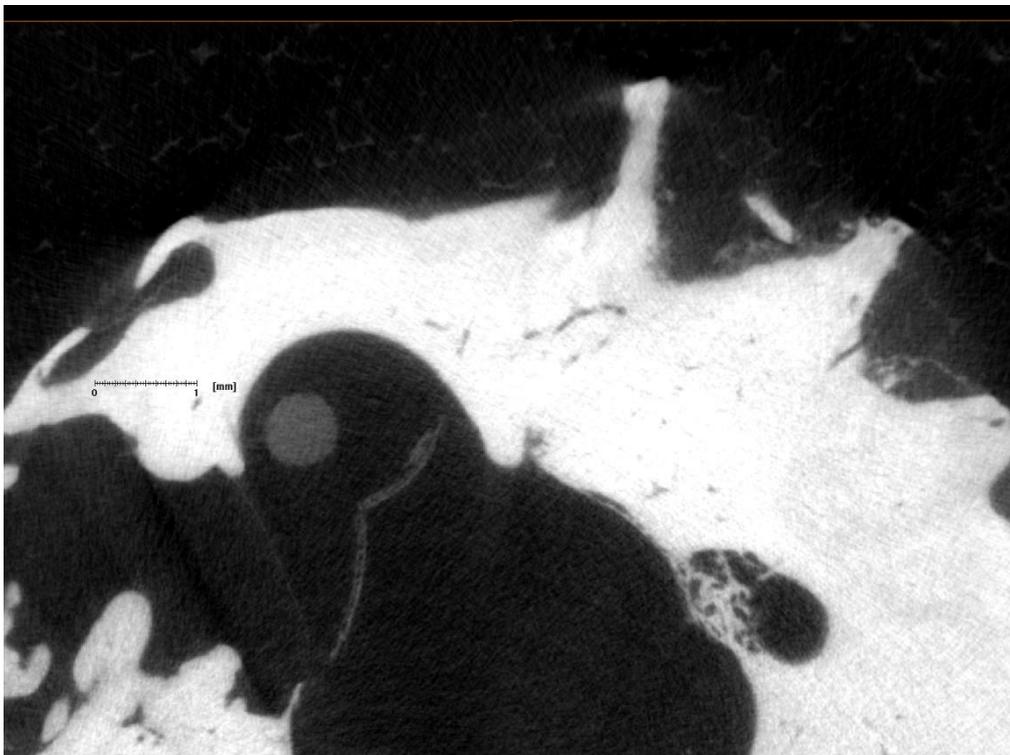


Abb. 98. μ CT Schnittbild des FB 5 (Auflösung von 10,8 μ m), Implantation der Flex EAS Elektrode über ein Cochleostoma.

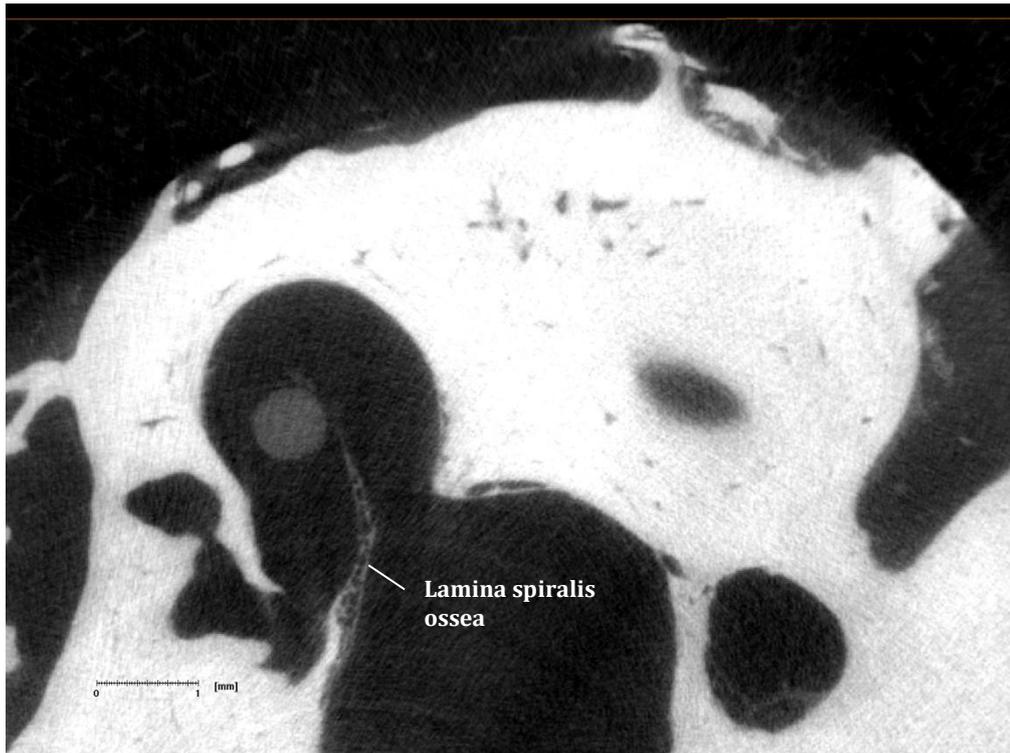


Abb. 99. µCT Schnittbild des FB 5 (Auflösung von 10,8 µm), Implantation der Flex EAS Elektrode über ein Cochleostoma. Die Elektrode platziert sich mittig unterhalb der Lamina spiralis ossea in der Scala tympani.

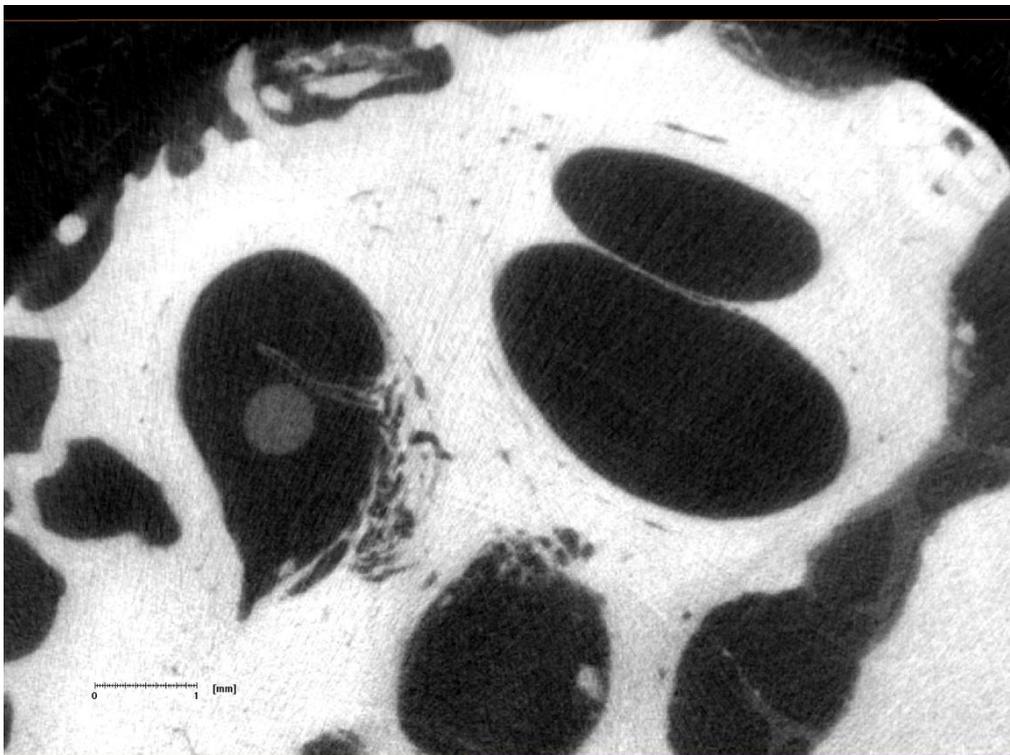


Abb. 100. µCT Schnittbild des FB 5 (Auflösung von 10,8 µm), Implantation der Flex EAS Elektrode über ein Cochleostoma.

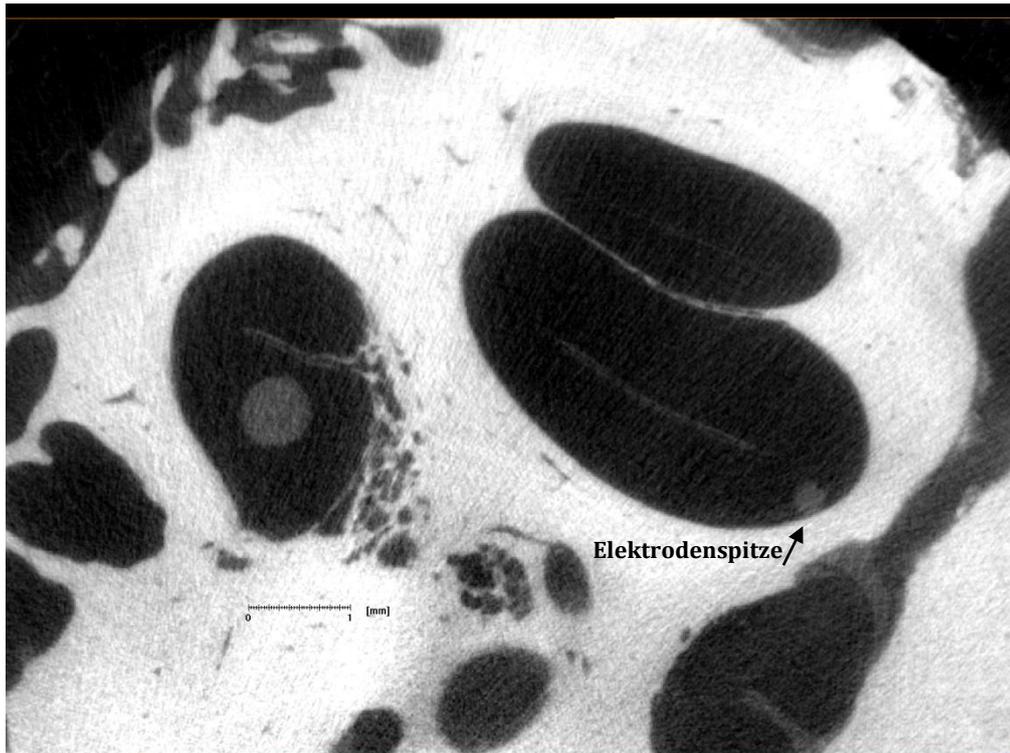


Abb. 101. μ CT Schnittbild des FB 5 (Auflösung von 10,8 μ m), Implantation der Flex EAS Elektrode über ein Cochleostoma. Die Elektrodenspitze ist in der mittleren Cochleawindung an der äußeren Wand der Scala tympani zu erkennen.

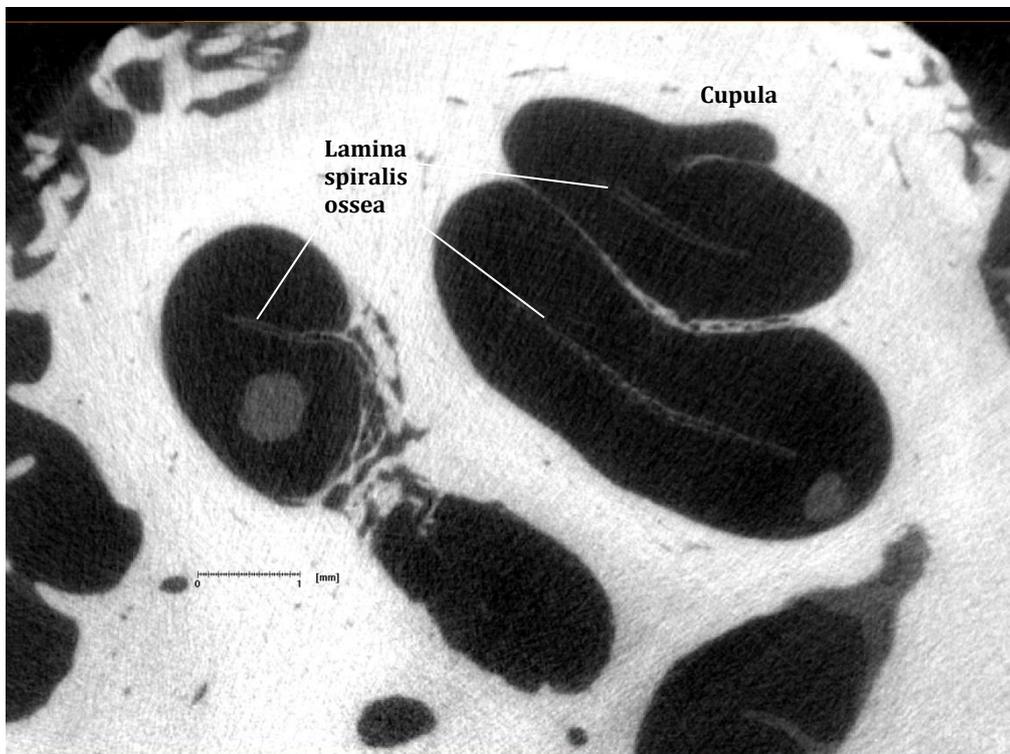


Abb. 102. μ CT Schnittbild durch die gesamte Cochlea des FB 5 (Auflösung von 10,8 μ m), Implantation der Flex EAS Elektrode über ein Cochleostoma.

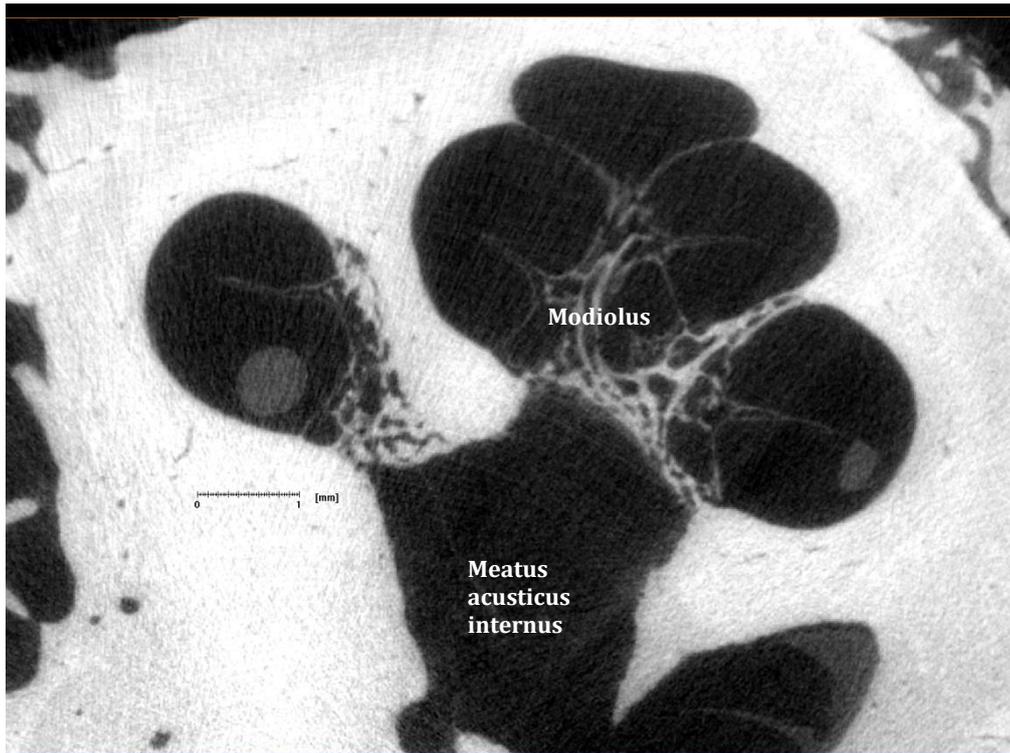


Abb. 103. μ CT Schnittbild durch den Modiolus des FB 5 (Auflösung von 10,8 μ m), Implantation der Flex EAS Elektrode über ein Cochleostoma.

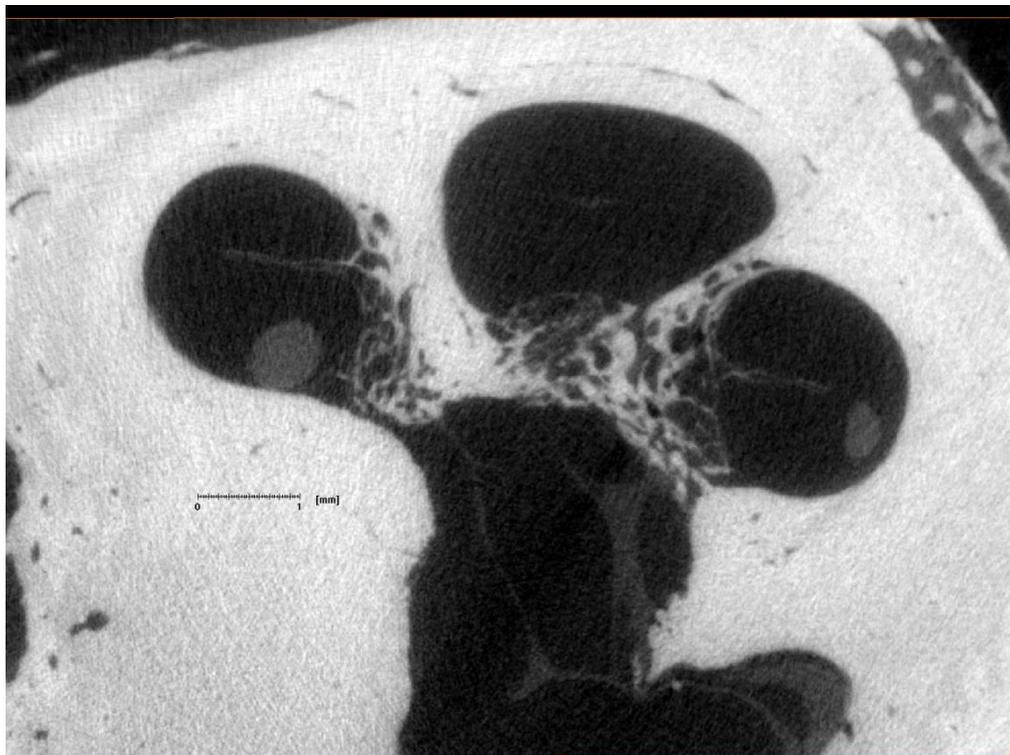


Abb. 104. μ CT Schnittbild durch die basale und mittlere Cochleawindung des FB 5 (Auflösung von 10,8 μ m), Implantation der Flex EAS Elektrode über ein Cochleostoma. Die Elektrode liegt innerhalb der Scala tympani.

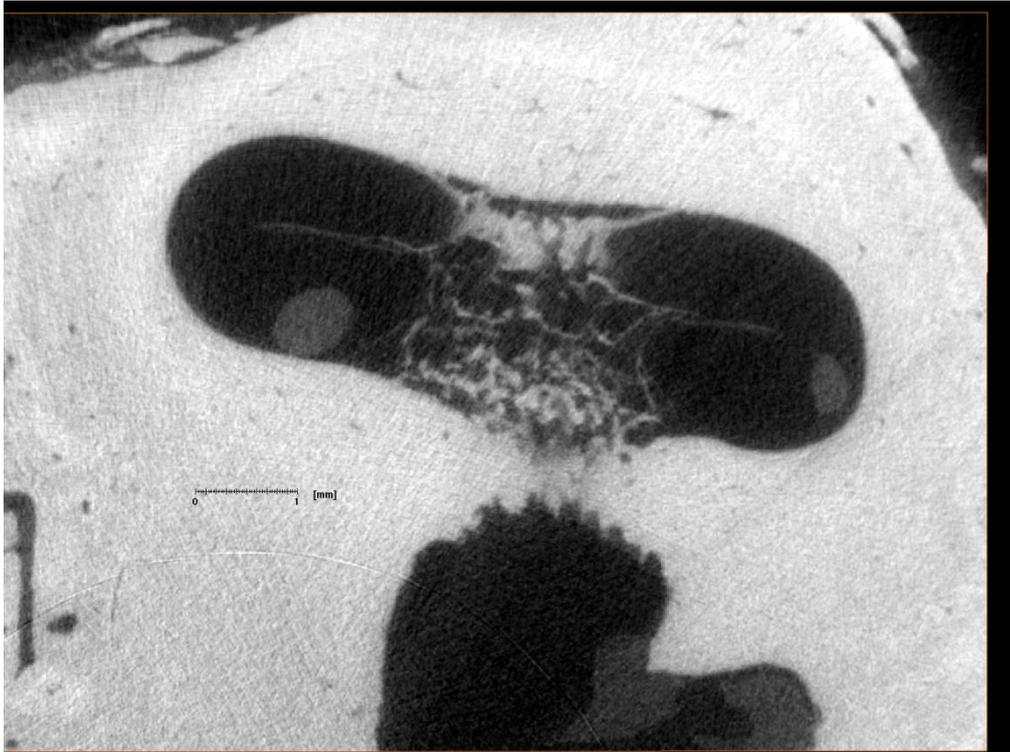


Abb. 105. μ CT Schnittbild durch die basale Cochleawindung des FB 5 (Auflösung von $10,8 \mu\text{m}$), Implantation der Flex EAS Elektrode über ein Cochleostoma.

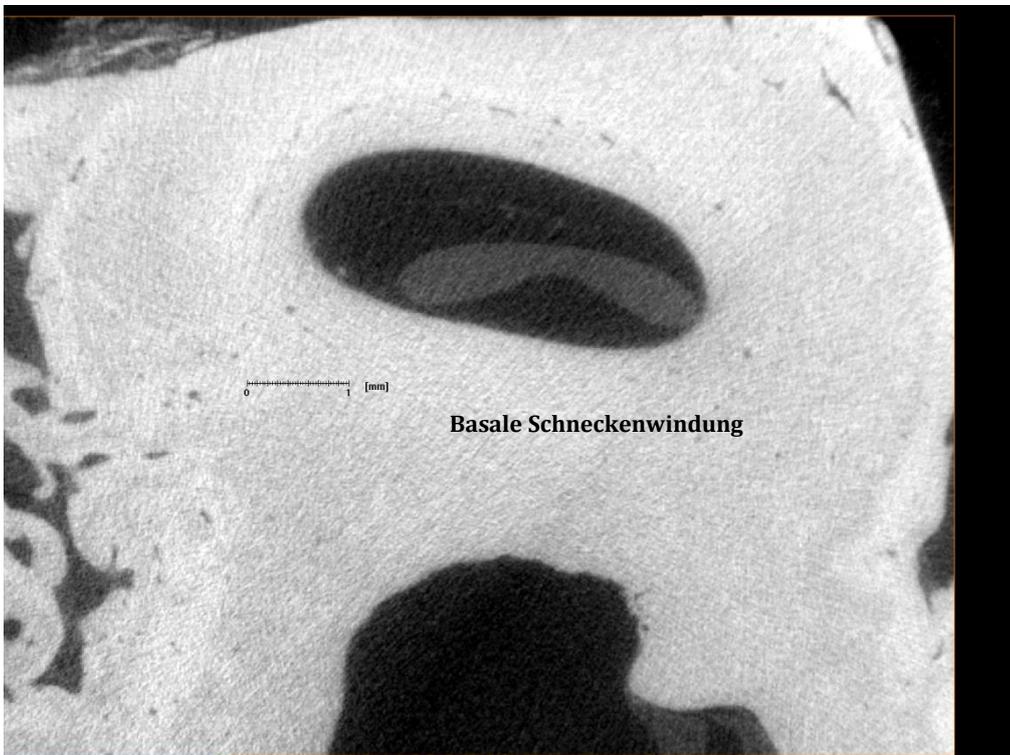


Abb. 106. μ CT Schnittbild des FB 5 (Auflösung von $10,8 \mu\text{m}$), worin die Elektrode längs angeschnitten zu sehen ist. Implantation der Flex EAS Elektrode über ein Cochleostoma.

4.2 3D-Rekonstruktionen

Dieser Teil der Arbeit befasst sich mit den dreidimensionalen Objekten, die unter Einsatz des Amira Programms aus den μ CT Schichtaufnahmen rekonstruiert wurden und als STL - (Surface Tessellation language) Datensätze vorliegen. In den Abbildungen sind die flüssigkeitsgefüllten Scalae transparent blau, der Steigbügel grau, das Runde Fenster lila und die Elektrode grün dargestellt.

4.2.1 Cochlea ohne implantierte Elektrode – Felsenbein 3

4.2.1.1 Felsenbein 3: Unterschiedliche Ansichten

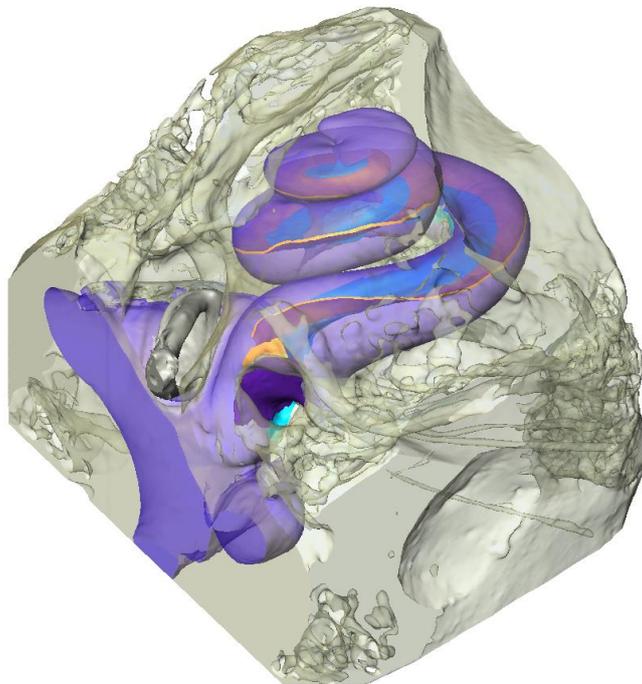


Abb. 107. 3D Rekonstruktion des FB 3 ohne implantierte Elektrode. Die flüssigkeitsgefüllten Scalae der Cochlea sind tief blau, und die darin verlaufenden Cochlear partition ist orange dargestellt. Das Runde Fenster (lila) ist in durch den umgebenden Knochen schwer zu erkennen.

In Abbildung 107 ist die Rekonstruktion des Felsenbeins 3, die Cochlea, ohne implantierte Elektrode aus μ CT Schichtbildern mit einer Auflösung von $5,9 \mu\text{m}$ zu sehen. Die Cochlear partition ist angrenzend an die Lamina spiralis ossea orange erkennbar. Die Lamina spiralis wurde hellblau hervorgehoben und der restliche umgebende Knochen erscheint grau. Die nächsten Abbildungen (108-120) zeigen die Cochlea aus unterschiedlichen Blickwinkeln, dabei wurde zur besseren Übersicht der umgebende Knochen weggelassen.

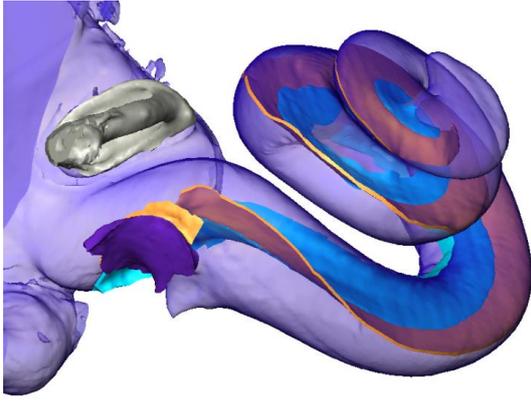


Abb. 108.

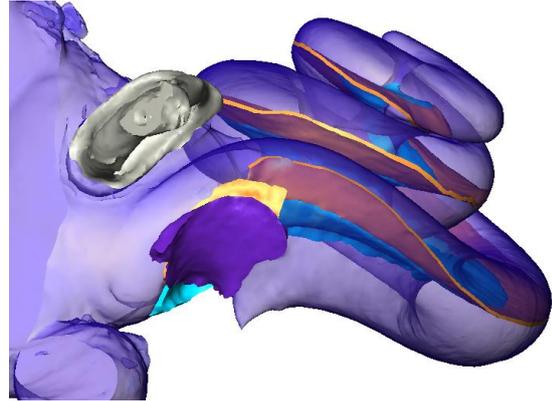


Abb. 109.

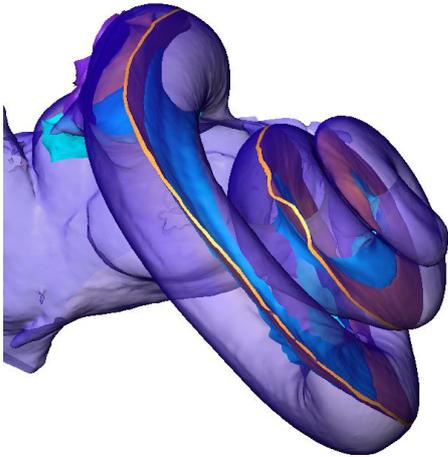


Abb. 110.

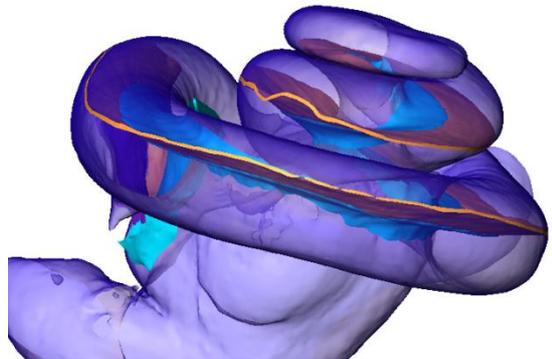


Abb. 111.

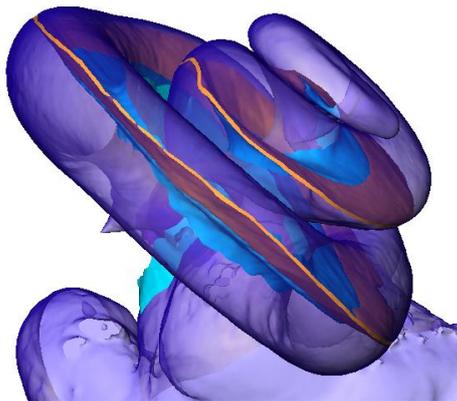


Abb. 112.

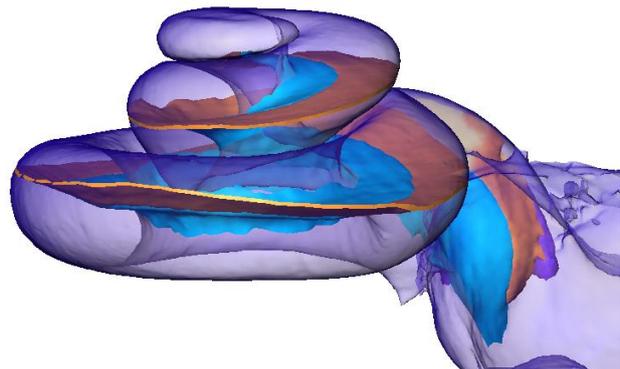


Abb. 113.

Abb. 108 – 113. Unterschiedliche Ansichten des dreidimensional rekonstruierten FB 3 ohne implantierten Elektroenträger. Die Rekonstruktion basiert auf einem μ CT Datensatz in einer Auflösung von $5,9 \mu\text{m}$. Die flüssigkeitsgefüllten Scalae sind transparent blau, der Steigbügel grau, das Runde Fenster lila, die Lamina spiralis ossea hellblau und die Cochlear partition orange dargestellt.

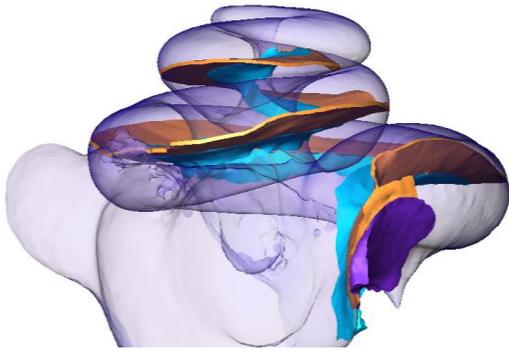


Abb. 114.

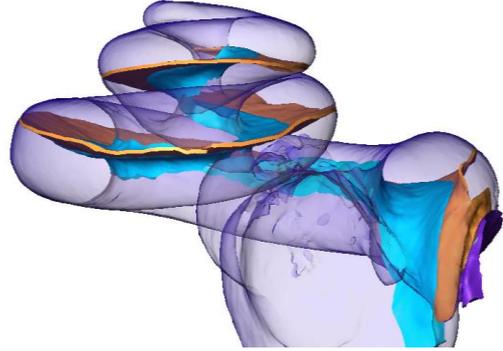


Abb. 115.

Abb. 114 und 115. Ansicht der Rund Fenster Region des dreidimensional rekonstruiertes FB 3 ohne implantierten Elektrodenträger. Die Rekonstruktion basiert auf einem μ CT Datensatz in einer Auflösung von 5,9 μ m. Die flüssigkeitsgefüllten Scalae sind transparent blau, das Runde Fenster lila, die Lamina spiralis ossea hellblau und die Cochlear partition orange dargestellt. Die Anatomie der Rund Fenster Region zur Cochlear partition und Lamina spiralis ossea treten hier eng in Verbindung.

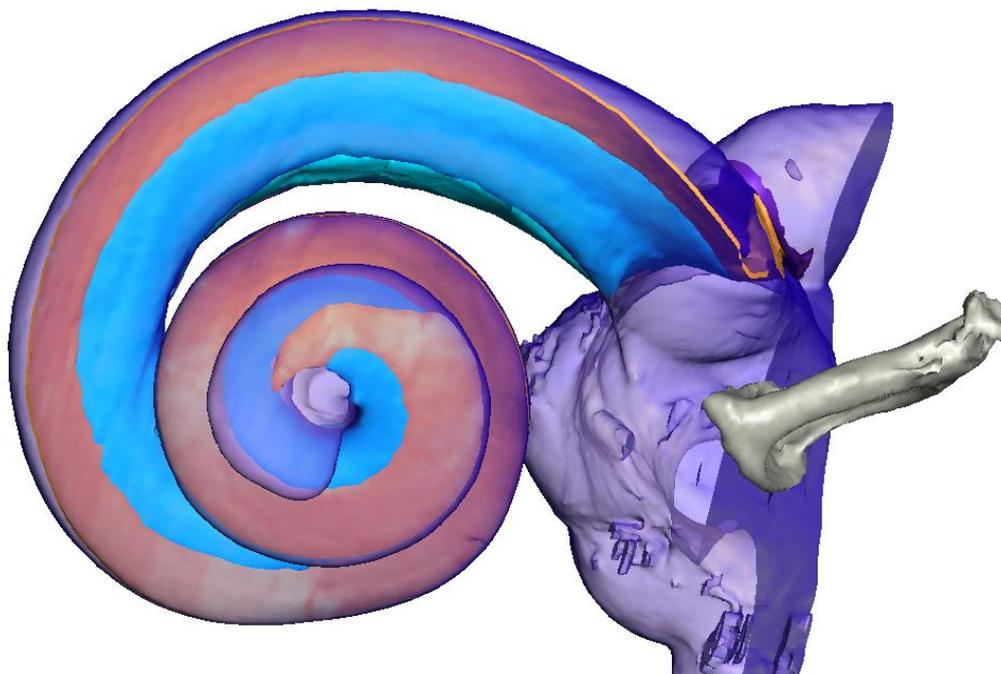


Abb. 116. FB 3 ohne implantierte Elektrode. Sicht auf die Schneckenkuppel. Da die flüssigkeitsgefüllten Scalae hier transparent blau und die Lamina spiralis ossea (hellblau) dargestellt sind, ist das freie Ende der Cochlear partition (orange) am Helikotrema deutlich erkennbar.

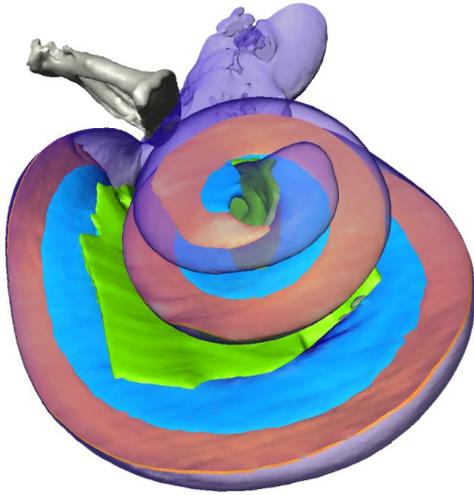


Abb. 117.

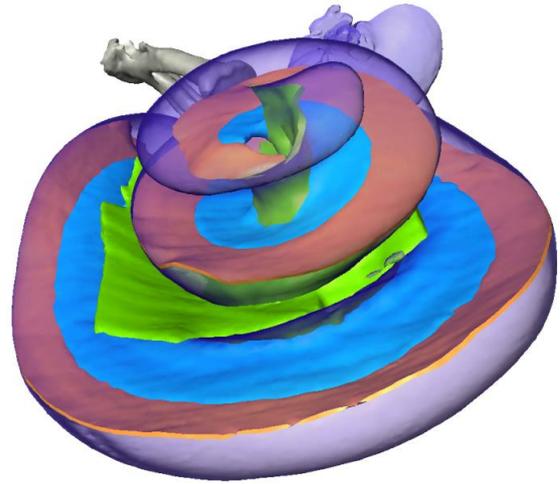


Abb. 118.

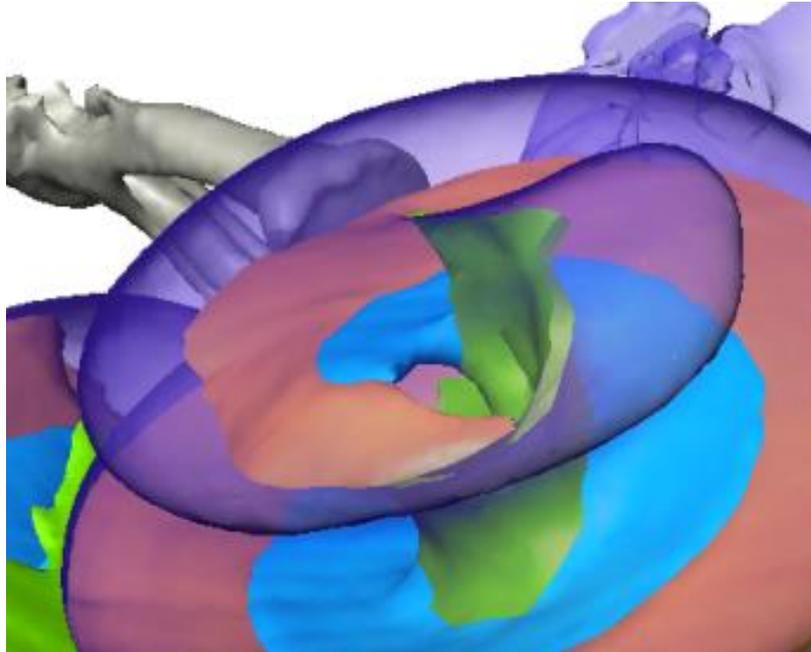


Abb. 119.

Abb. 117 – 119. FB 3 ohne implantierte Elektrode. Der Modiolus (grün) ist hier von der Lamina spiralis ossea (hellblau) abgegrenzt um die Verbindung zwischen Scala vestibuli und tympani, das Helikotrema besser zu veranschaulichen. Auch ist das freie Ende der Cochlear partition (orange) deutlich zu sehen.

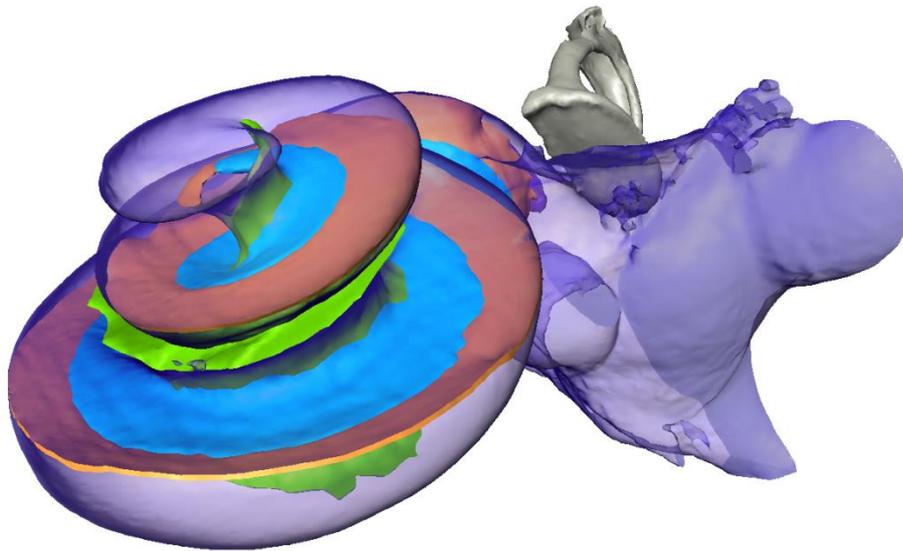


Abb. 120. Dreidimensionale Rekonstruktion des FB 3 ohne implantierte Elektrode. Die nach unten gewölbte Geometrie der Cochlear partition (orange) und vor allem dessen freies Ende am Helicotrema könnte durch die dortige fehlende Verankerung mit der Lamina spiralis ossea verursacht sein.

4.2.1.2 Vermessungen und Darstellung einzelner Materialien

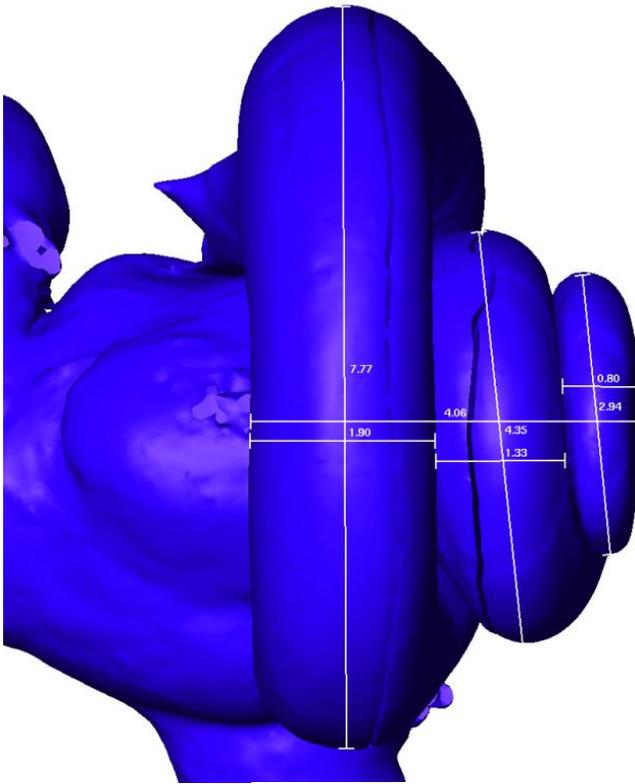


Abb. 121. Vermessung der Höhen und Weiten der apikalen, mittleren und basalen Windungen des FB 3 ohne implantierten Elektrodenträger.

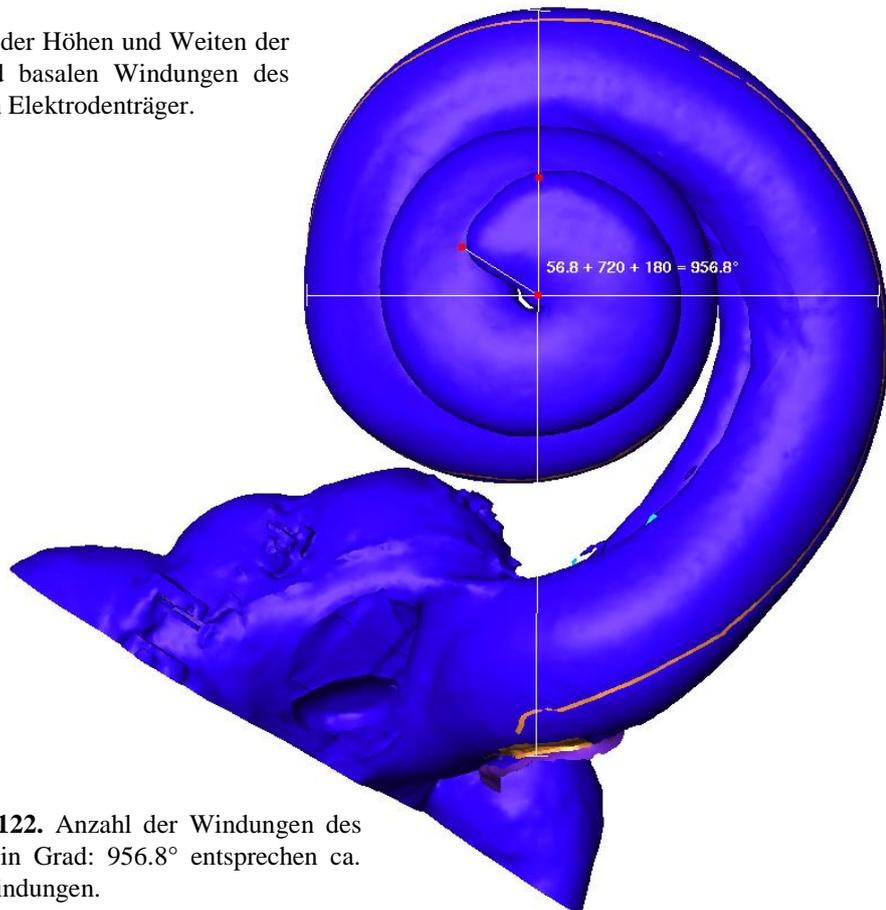


Abb. 122. Anzahl der Windungen des FB 1 in Grad: 956.8° entsprechen ca. 2,6 Windungen.

In Abbildung 121 ist an der Unterseite der basalen Windung der Aquaeductus cochleae zu erkennen. Die mit Flüssigkeit gefüllten Skalen sind tiefblau dargestellt, um die Erhebung der Messdaten zu vereinfachen. Vermessen wurden die Höhen und Breiten der Schneckenwindungen des Felsenbeins 3. Dabei ergab sich für die Gesamthöhe der Schnecke von der Basis bis zum Apex ein Wert von 4,06 mm, für die Höhe der basalen Schneckenwindung von 1,90 mm, der mittleren Windung von 1,33 mm und der apikalen Windung von 0,80 mm. Die Breite der basalen Schneckenwindung beträgt 7,77 mm, der mittleren Windung 4,35 mm und der apikalen Windung 2,94 mm.

In der Abbildung 122 wurde in der Draufsicht die Anzahl der Windungen in Grad gemessen. Dazu wurde eine Gerade durch das Runde Fenster und den Mittelpunkt der apikalen Windung gelegt, sodann ergab sich bei dieser Cochlea ohne implantierte Elektrode ein Wert von insgesamt 956,8°, was ca. 2,6 Windungen entspricht. Die einzelnen Messwerte sind im Vergleich zu den Cochleae mit implantierten Elektroden in den Tabellen 4 - 6 aufgeführt.

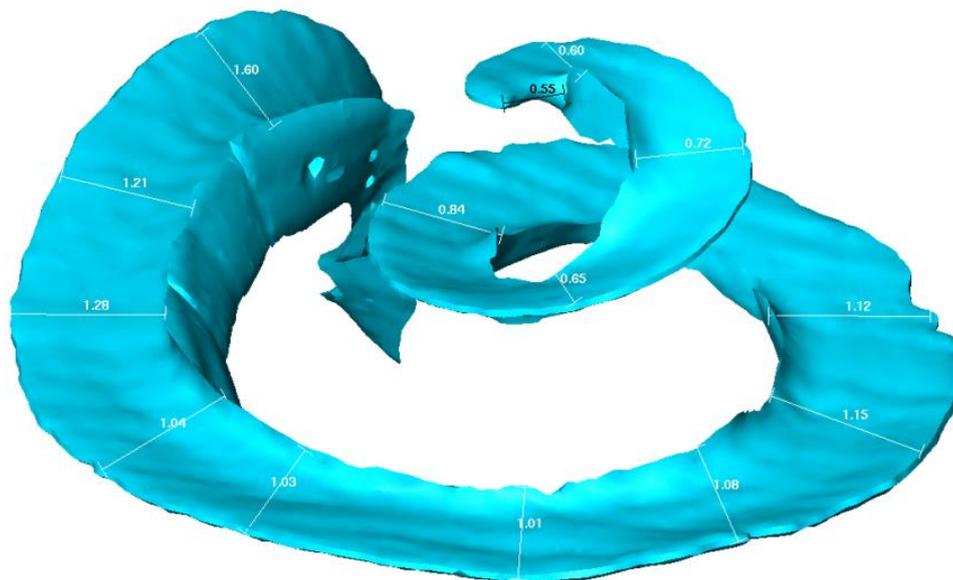


Abb. 123. Lamina spiralis ossea des FB 3 wurde als eigenständige Struktur segmentiert und rekonstruiert.

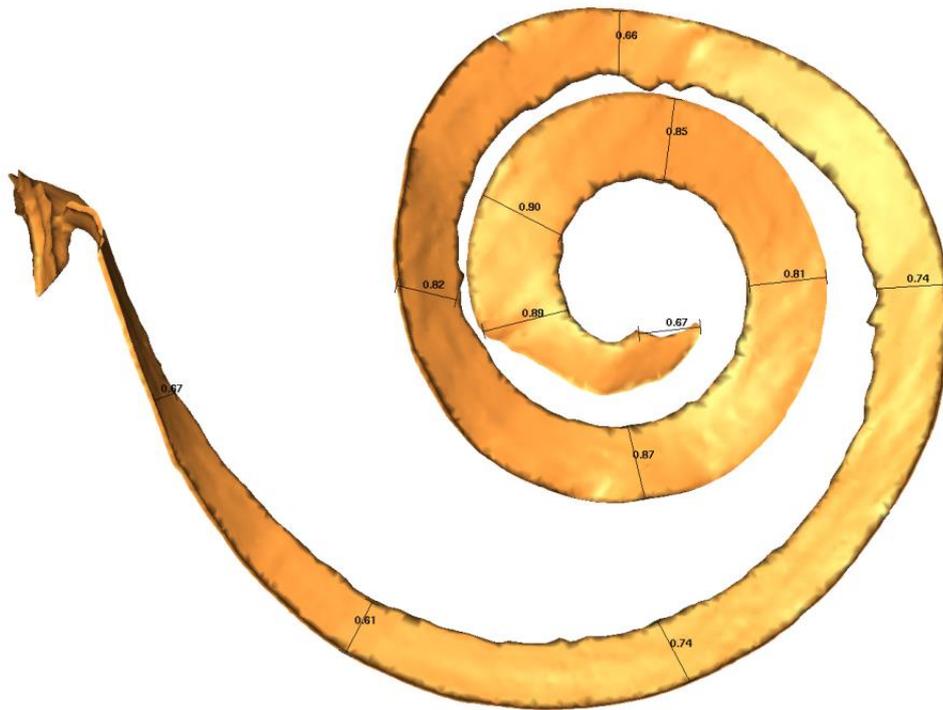


Abb. 124: Cochlear partition des FB 3. Vermessung der Breite in mm.

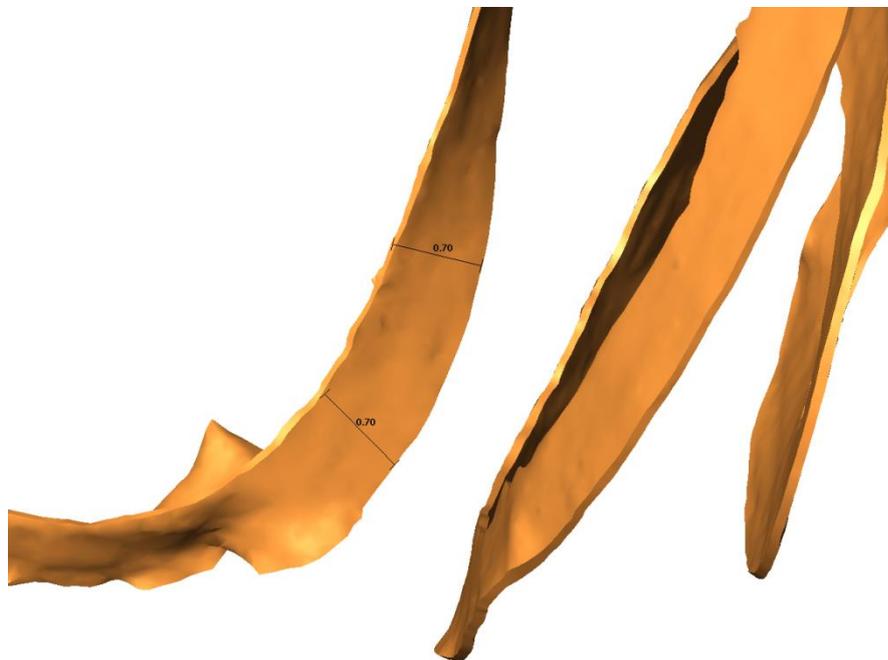


Abb. 125: Cochlear partition des FB 3. Ausschnitt aus dem basalen Verlauf der Cochlear partition. Die Cochlear partition verändert ihre Ausrichtung als sie sich dem Runden Fenster nähert.

In den Abbildungen 123 bis 125 sind die beiden Elemente Cochlear partition (orange) und Lamina spiralis ossea (hellblau) als isolierte dreidimensionale Objekte zu sehen. Beide Strukturen wurden für die mechanische Modellierung vermessen. Die Cochlear partition wird von basal mit ca. 0,7 mm bis apikal 0,9 mm breiter. Die Lamina spiralis ossea hat die Tendenz in ihrem Verlauf von basal mit ca. 1,5 mm Richtung apikal mit 0,7 mm immer schmaler zu werden.

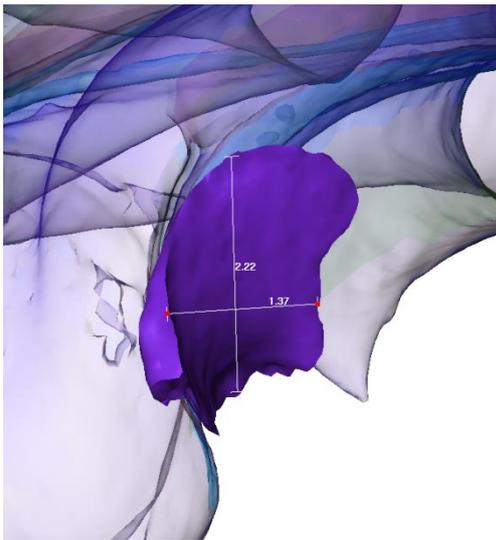


Abb. 126. Rund Fenster Membran des FB 3.

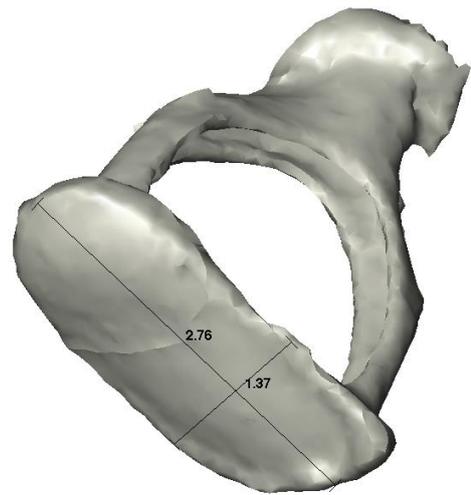


Abb. 127. Stapes des FB 3.

In diesen beiden Abbildungen 126 und 127 sind der Steigbügel sowie die Membran des Runden Fensters einzeln dargestellt. Die Steigbügel Fußplatte misst eine Länge von 2,76 mm und eine Breite von 1,37 mm. Das Runde Fenster ist ungefähr 2,22 mm lang und 1,37 mm breit.

In den nächsten beiden Abbildungen 128 und 129 wurde ein Schnitt durch die Cochlea gelegt und die Höhen und Breiten der einzelnen Scalae vermessen. Die Schnittebene verläuft durch den Abgang des Aquaeductus cochlearis, der im Bild rechts am Boden der basalen Windung zu erkennen ist, sowie durch den Modiolus und durch alle drei Schneckenwindungen. Von basal in Richtung Apex der Cochlea ist die Höhenabnahme der Scala tympani stärker ausgeprägt als die der Scala vestibuli. In der apikalen Windung besitzt die Scala vestibuli eine größere Höhe als die Scala tympani. Die Breite der Scalae verhält sich ähnlich. Auch hier nimmt die Breite der Scala tympani stärker ab als die der Scala vestibuli. Die Scala tympani beginnt breiter als sie Scala vestibuli, endet aber mit

einem annähernd gleichen Wert in der apikalen Windung kurz vor der Schneckenkuppel (Cupula).

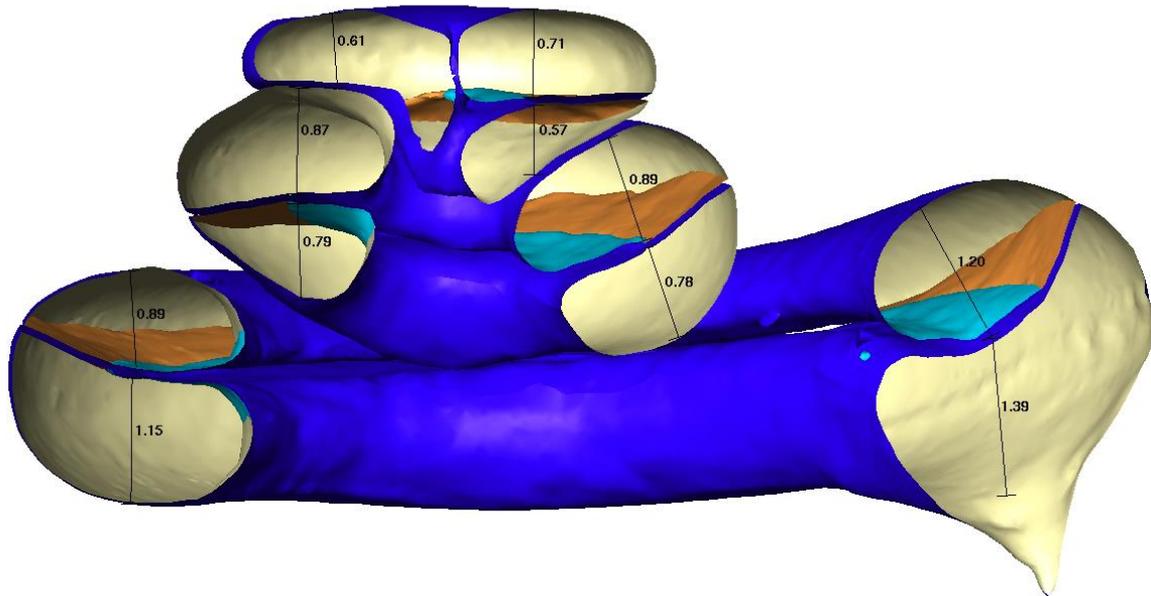


Abb. 128. Schnitt durch den Modiolus des 3D rekonstruierten FB 3. Vermessen wurden die Höhen der Scala tympani und Scala vestibuli. Die Werte sind in Kapitel 5.2.2 (Tabelle 7) aufgelistet. Gemessen wurde der Abstand senkrecht zur Lamina spiralis ossea bzw. der größte mögliche Abstand.

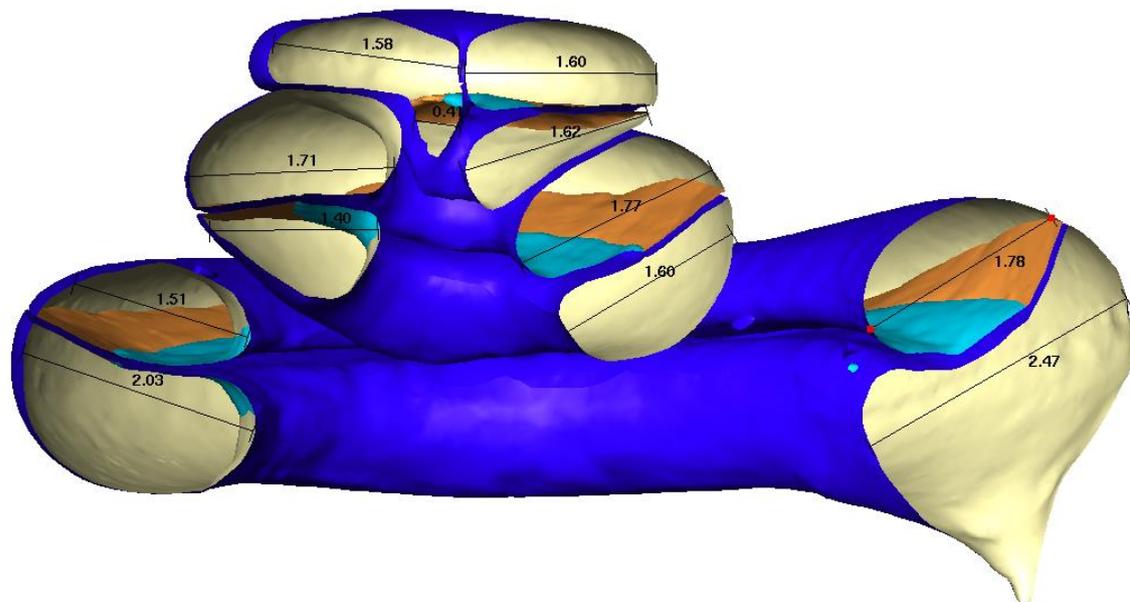


Abb. 129. Schnitt durch den Modiolus des 3D rekonstruierten FB 3, wie in Abb. 128. Vermessen wurden die Breiten der Scala vestibuli und der Scala tympani parallel zur Lamina spiralis ossea. Die Werte sind in Kapitel 5.2.2 (Tabelle 8) gelistet.

4.2.2 Cochleae mit implantierten Standard Elektroden

4.2.2.1 Felsenbein 1: Zugang über das Runde Fenster

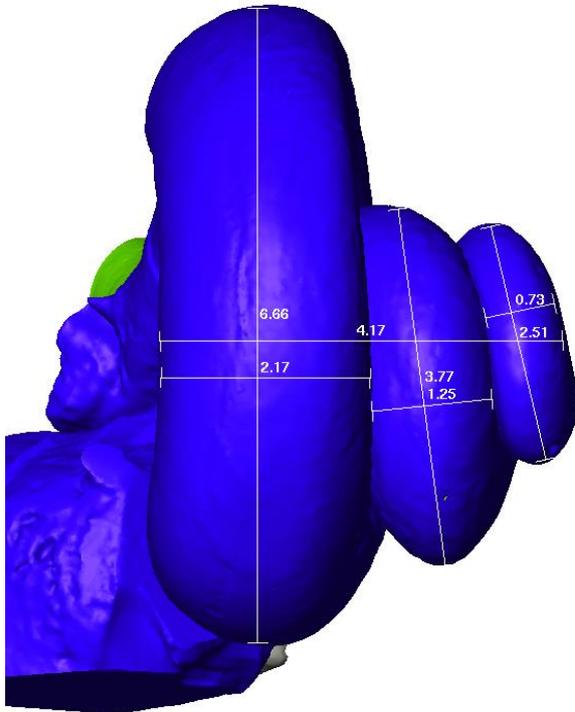


Abb. 130. Vermessung der Höhen und Weiten der apikalen, mittleren und basalen Windung des FB 1 in der Seitenansicht.

Das rekonstruierte FB 1 (Auflösung 5,9 μm), das mit einer langen Standard Elektrode über das Runde Fenster implantiert ist, wurde zunächst von außen vermessen (Abb. 130 und 131). Als Grundlage dafür dienten die tiefblau dargestellten mit Lymphe gefüllten Windungen. Die Werte aller Messdaten sind in Kapitel 5.2.1 in den Tabellen 4 - 6 gegenübergestellt. Die Elektrode ist in allen Abbildungen grün gefärbt.

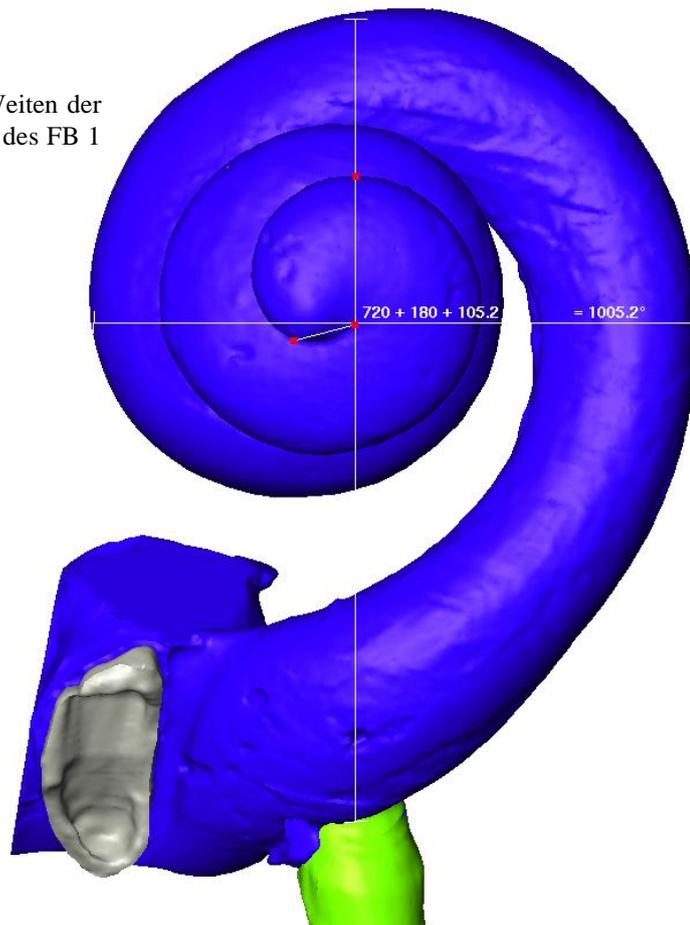


Abb. 131. Anzahl der Windungen des FB 1 in Grad: 1005.2° entsprechen ca. 2,8 Windungen.

Die mit Lymphe gefüllten Hohlräume der Cochlea sind in den folgenden Abbildungen transparent blau dargestellt, um einen besseren Blick in die Cochlea hinein zu gewähren. Damit kann die Lage der Elektrode innerhalb der Cochlea beurteilt und in Bezug zu Lamina spiralis ossea definiert werden. Die Lamina spiralis ossea ist als Knochenkontur der Lymphaussparungen zu erkennen und wurde in den Felsenbeinen mit implantierten Elektroden nicht separat segmentiert und dargestellt (Abb. 132 - 138).

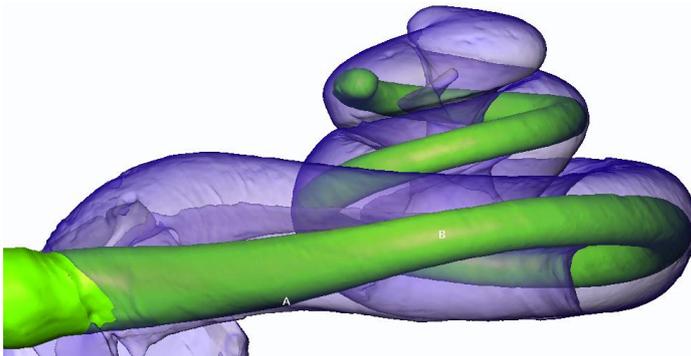


Abb. 132. 3D Rekonstruktion des FB 1 mit transparent dargestellter Lymphe und grün markierter Elektrode.

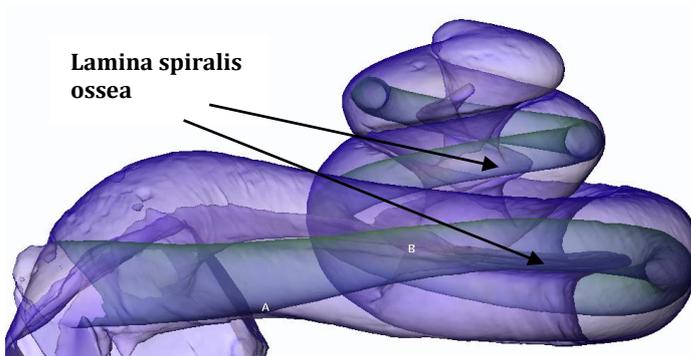


Abb. 133. Identische Abbildung wie Abb. 132 nur ohne Elektrode. Die Kontur der Elektrode innerhalb der Lymphe ist immer noch erkennbar und lässt die Lage der Elektrode in Bezug auf die Lamina spiralis ossea besser erkennen.

Da die Scala vestibuli und Scala tympani in den Felsenbeinen mit implantierten Elektroden nicht als eigene Volumina segmentiert und markiert werden konnten, erfolgte eine Orientierung an der Lamina spiralis ossea, um festzustellen, ob die Elektrode ihre Lage innerhalb der Scalae wechselt.

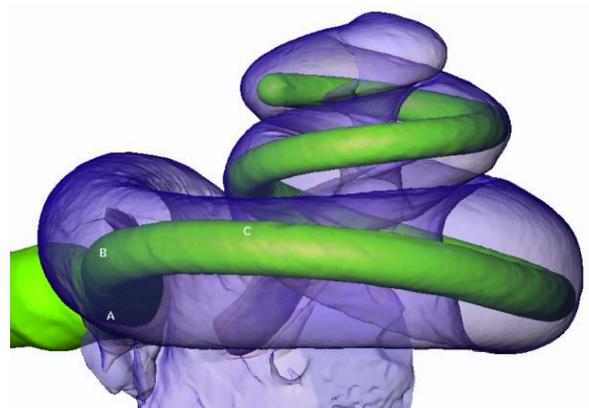


Abb. 134. 3D Rekonstruktion des FB 1.

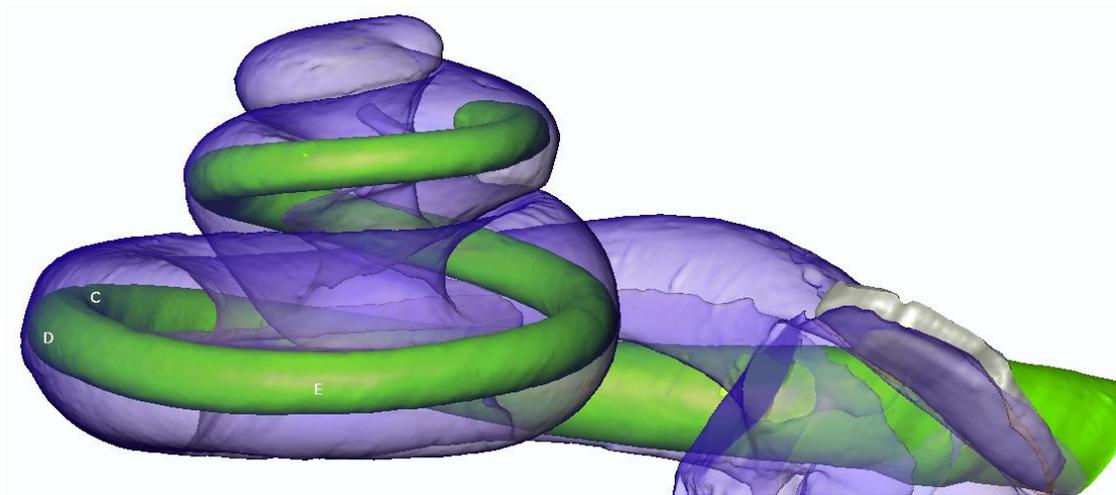


Abb. 135. 3D Rekonstruktion des FB 1. Die graue Steigbügel Fußplatte ist im Bild rechts zu sehen.

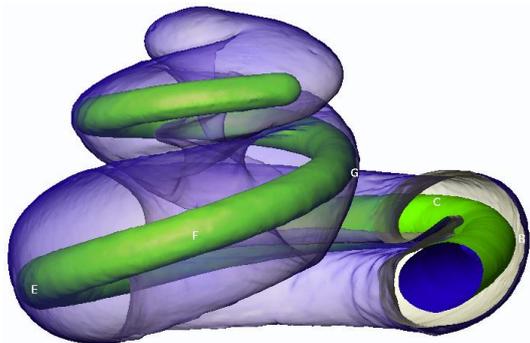


Abb. 136. 3D Rekonstruktion des FB 1. Ansicht von der vestibulären Seite. Damit die Sicht nicht verdeckt wird, wurde nach dem Vestibulum durch die Basalwindung ein Schnitt gesetzt.

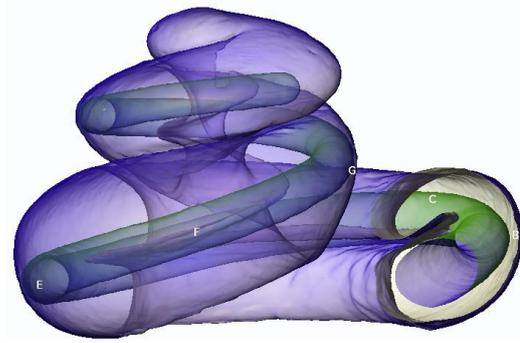


Abb. 137. 3D Rekonstruktion des FB 1. Identischer Blickwinkel wie in Abb. 136. Die Elektrode wurde aus dem Bild entfernt, sodass ihr Schatten bzw. ihre Kontur in der Lymphe noch zu sehen sind.

In den Abbildungen 132 bis 138 sind die Buchstaben von A bis G als Markierungen eingefügt. Diese zeigen bestimmte Lagepunkte der Elektrode in Bezug auf die Lamina spiralis ossea. So ist ersichtlich, ob sich die Elektrode auf Kantenhöhe der Lamina spiralis ossea befindet (B, D, F), das heißt diese in ihrem Verlauf kreuzt, oder ob die Elektrode sich auf einem Hochpunkt (C, G) bzw. Tiefpunkt (A, E) in Relation zur Kantenhöhe der Lamina befindet. Die Elektrode befindet sich ab Punkt G oberhalb der Lamina spiralis ossea und hat damit vermutlich die Cochlear partition durchdrungen und zerstört (Abb.137). Eine Übersicht über den Verlauf der Elektrode liefern die Abbildung 138 und die Tabelle 2.

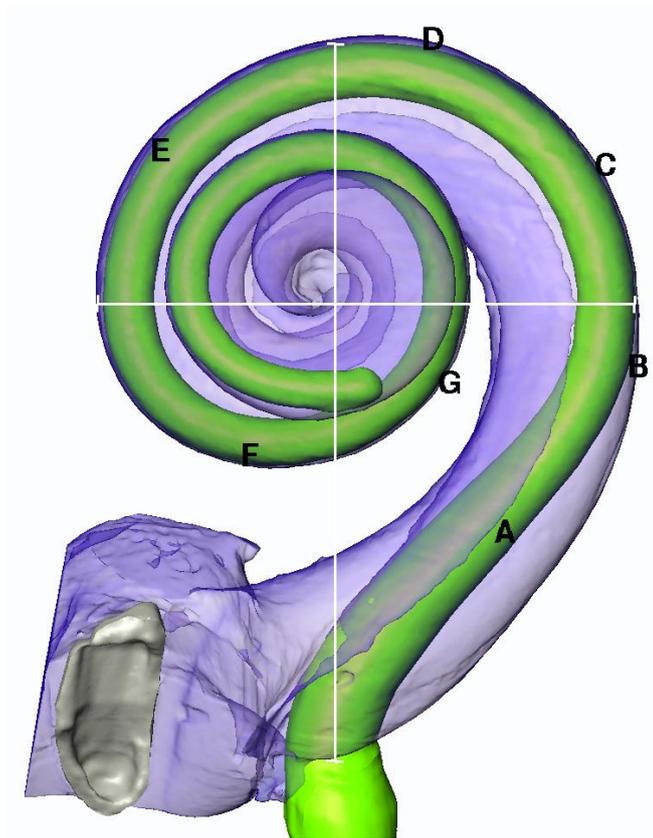


Abb. 138. 3D Rekonstruktion des FB 1. Übersicht über die Punkte A-G, die die Lage der Elektrode in Bezug auf die Lamina spiralis ossea beschreiben. Diese Abbildung bildete die Grundlage für die Messungen in Tabelle 2.

Tabelle 2. Bestimmung der Lagepunkte der Elektrode in Bezug zu Lamina spiralis ossea. Die Messung des Abstandes der Punkte zum Runden Fenster erfolgte in Grad sowie in Millimeter.

Lokalisation	Art	Entfernung in Grad °	Annäherung Entfernung in mm
A	Tiefpunkt	35	3,3
B	Kantenhöhe	77	5,9
C	Hochpunkt	118	8,4
D	Kantenhöhe	158	11,0
E	Tiefpunkt	231	14,5
F	Kantenhöhe	330	18,9
G	Hochpunkt	410	21,3

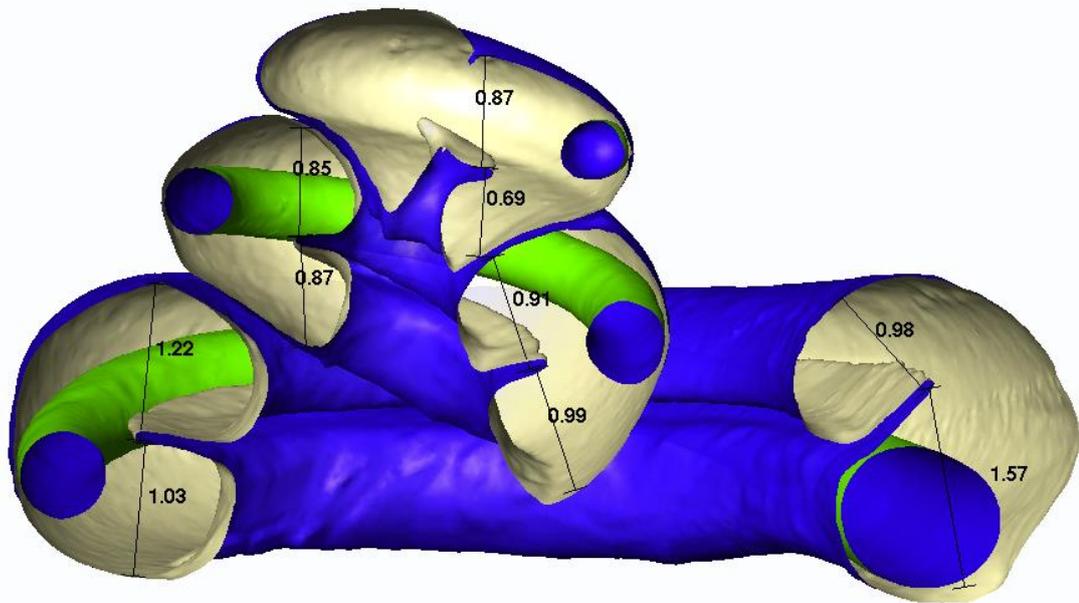


Abb. 139. Schnitt durch den Modiolus des 3D rekonstruierten FB 1. Vermessen wurden die Höhen der Scala tympani und Scala vestibuli. Die Werte sind in Kapitel 5.2.2 (Tabelle 7) aufgelistet. Gemessen wurde der Abstand senkrecht zur Lamina spiralis ossea bzw. der größte mögliche Abstand.

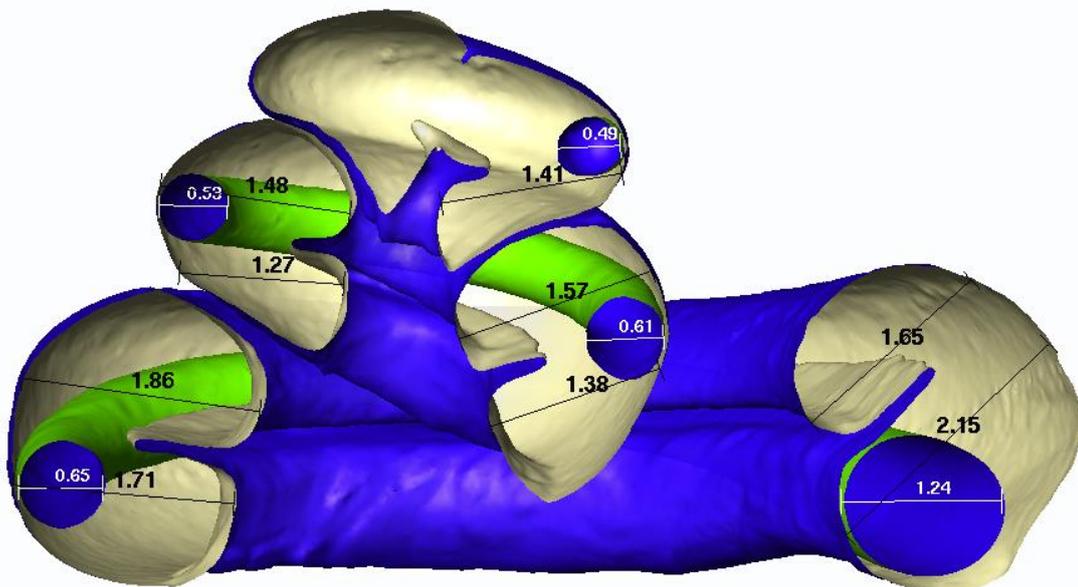


Abb. 140. Schnitt durch den Modiolus des 3D rekonstruierten FB 1, wie in Abb. 138. Vermessen wurden die Breiten der Scala vestibuli und der Scala tympani. Die Breite wurde parallel zur Lamina spiralis ossea gemessen. Des Weiteren wurden die Durchmesser der Elektrodenanschnitte vermessen. Die Werte sind in Kapitel 5.2.2 (Tabelle 8 und 10) gelistet.

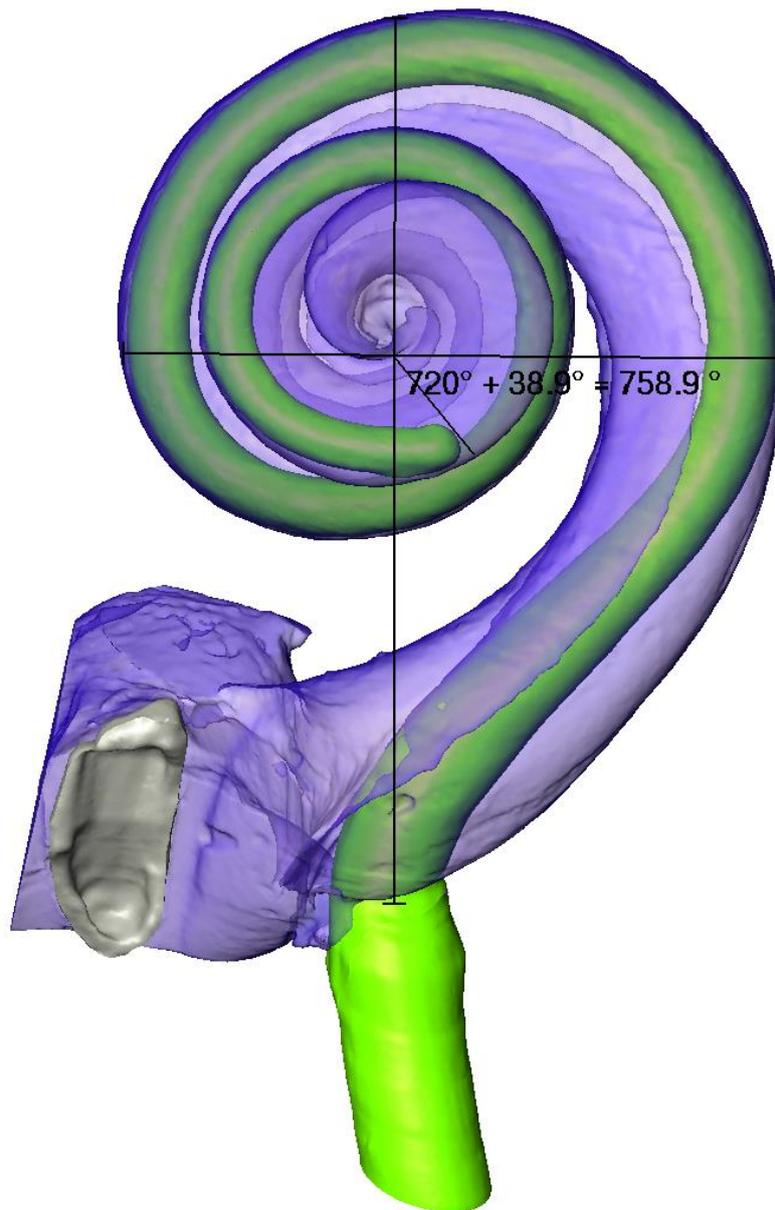
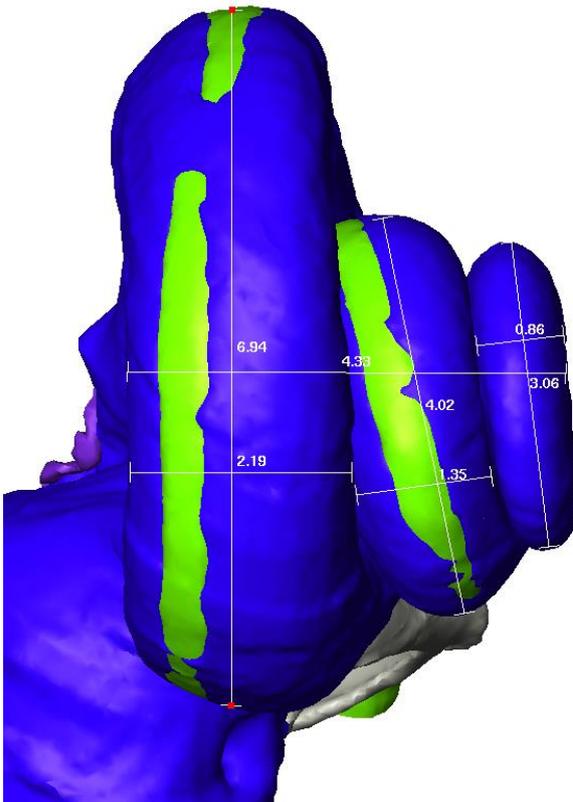


Abb. 141. Eindringtiefe der Standard Elektrode in FB 1, gemessen in Grad.

Die Abbildungen 139 und 140 zeigen einen Schnitt durch den Modiolus des FB 1, sodass die Höhen und Breiten der Scala tympani und Scala vestibuli vermessen werden konnten. Die Werte sind in Kapitel 5.2.2 (Tabelle 7 und 8) zu entnehmen. In Abbildung 141 ist die Eindringtiefe der Standard Elektrode in das FB 1 zu erkennen. Sie beläuft sich auf 758.9° .

4.2.2.2 Felsenbein 2: Zugang über die Cochleostomie



Das FB 2, das anhand von μ CT Daten in einer Auflösung von $10,8 \mu\text{m}$ ist mit einer langen Standard Elektrode über die Cochleostomie implantiert worden, und wurde ebenso wie das FB 1 von außen vermessen (Abb. 142 und 143). Als Grundlage dafür dienten auch hier die tiefblau dargestellten mit Lymphe gefüllten Windungen. Umrisse der grün dargestellten Elektrode sind zu erkennen, da sie sich in einigen Schichten an die äußere Cochleawand anschmiegt. Die Werte aller Messdaten sind in Kapitel 5.2.1 in den Tabellen 4 - 6 gegenübergestellt.

Abb. 142. Vermessung der Höhen und Weiten der apikalen, mittleren und basalen Windungen des FB 2.

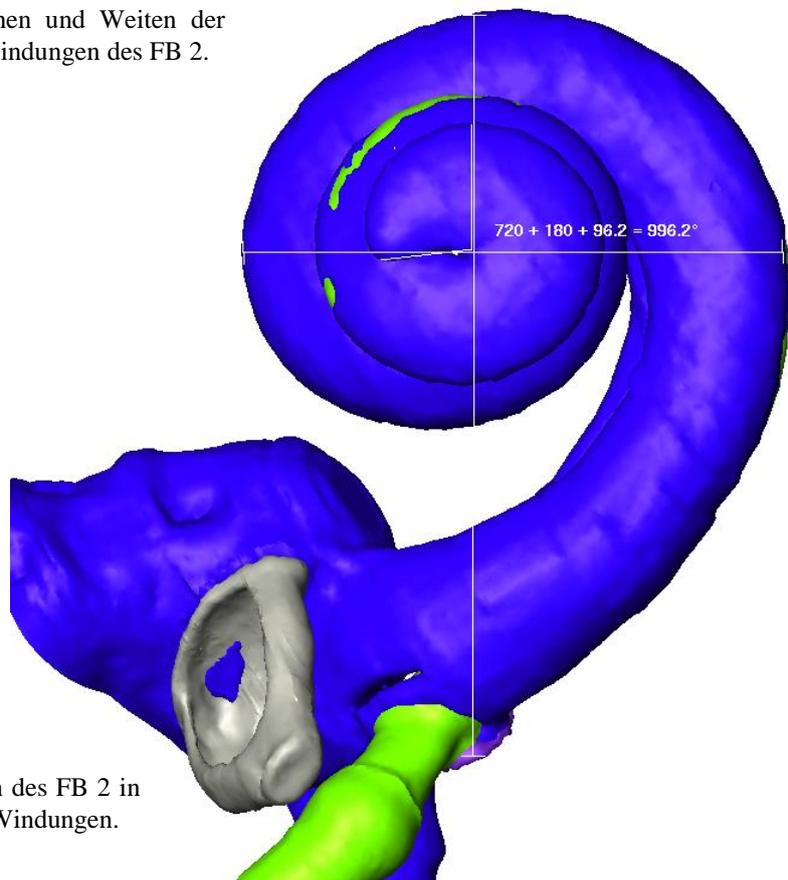


Abb. 143. Anzahl der Windungen des FB 2 in Grad: 996.2° entsprechen ca. 2,8 Windungen.

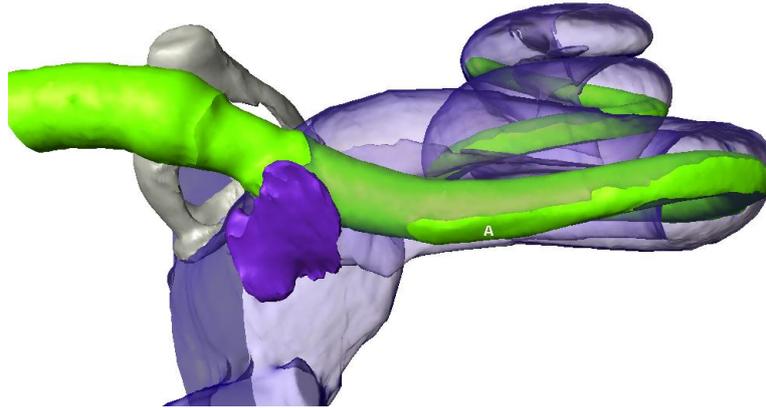


Abb. 144. 3D Rekonstruktion des FB 2. Die mit Lymphe gefüllten Räume sind transparent blau dargestellt. Der Zugang der Elektrode (grün) erfolgte über die Cochleostomie, hier zu erkennen zwischen Rundem Fenster (violett) und Steigbügel (grau).

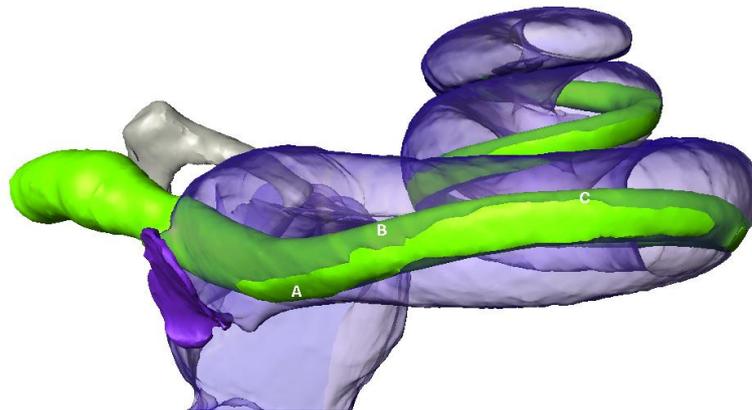
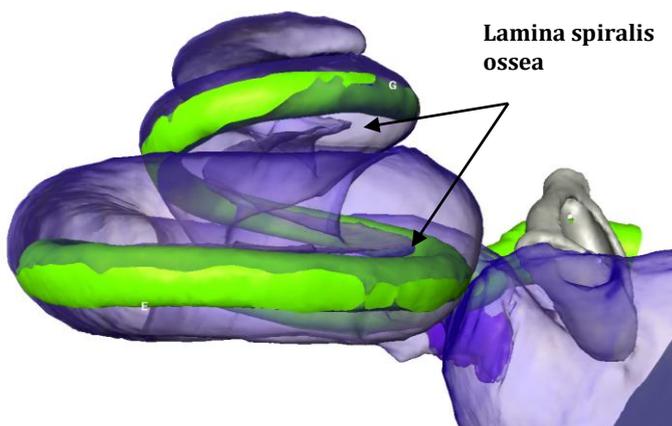


Abb. 145. 3D Rekonstruktion des FB 2. Punkt A markiert einen Elektrodentiefpunkt, Punkt B die Kantenhöhe und Punkt C einen Hochpunkt in Relation zur Lamina spiralis ossea.



Die Lage der Elektrode wird in Bezug zur Lamina spiralis ossea definiert. Diese ist als Knochenkontur der Lymph-aussparungen zu erkennen (Abb. 144).

Abb. 146. 3D Rekonstruktion des FB 2.

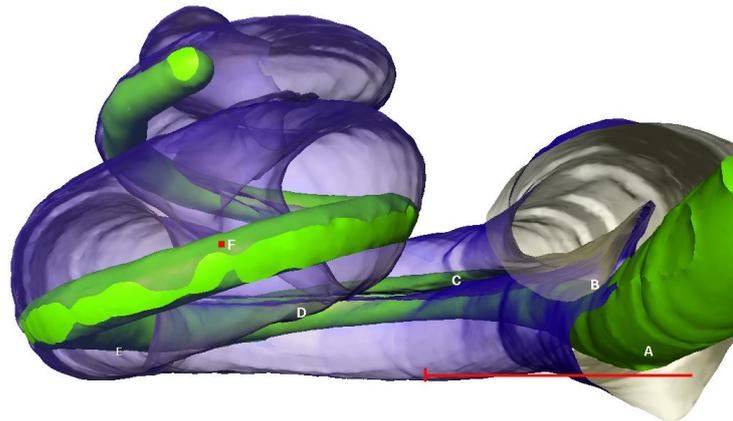


Abb. 147. Ansicht der 3D Rekonstruktion des FB 2 von der vestibulären Seite aus. Das Vestibulum mit Steigbügel wurde abgeschnitten.

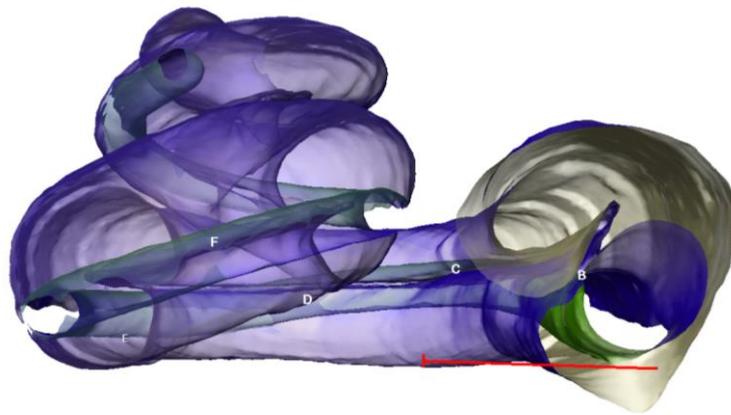


Abb. 148. Identische Ansicht wie in Abb. 146. Die Elektrode wurde entfernt, ihre Kontur bleibt aber erkennbar.

Die Buchstaben A – G markieren den Lagewechsel der Elektrode innerhalb der flüssigkeitsgefüllten Räume der Cochlea an den Wendepunkte bzw. der Kreuzung der Elektrode mit der Lamina spiralis ossea. Die Wahl der Hoch- und Tiefpunkte sowie der Kantenhöhe der Elektrode in Bezug auf die Lamina spiralis ossea kann in den Abbildungen 144 - 148 nachverfolgt werden. Die Elektrode in FB 2 überschreitet die Lamina spiralis ossea erst nach Punkt F, das heißt ab Mitte bis Ende der mittleren Windung (Abb. 144). Davor liegt die Elektrode offensichtlich in der Scala tympani bzw. befindet sich auf Höhe der Lamina spiralis ossea. Ob sie dabei die Cochlear partition durchbricht oder sich an diese anschmiegt, ist hier nicht zu unterscheiden. Eine Übersicht geben die Abbildung 149 und die Tabelle 3.

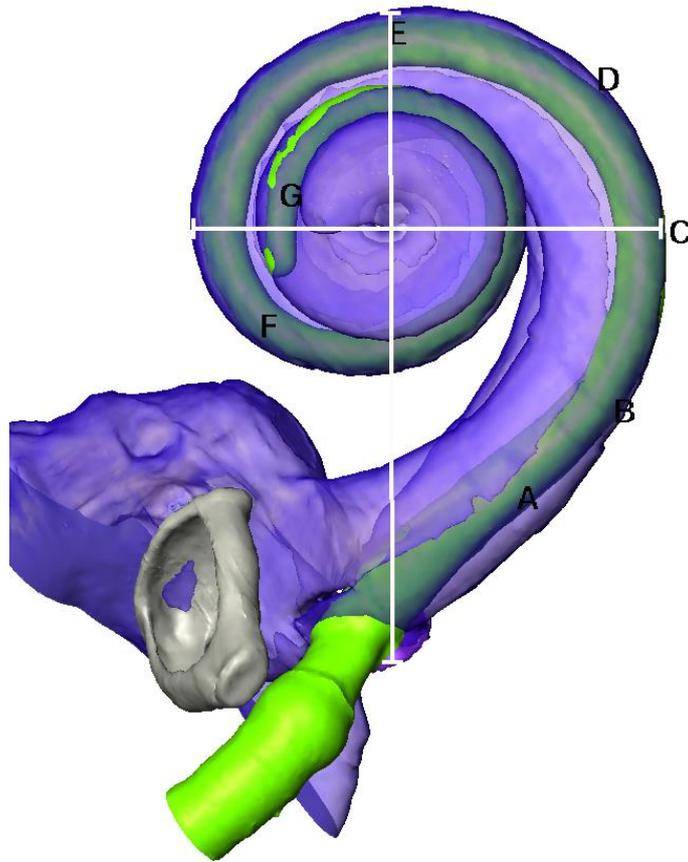


Abb. 149. 3D Rekonstruktion des FB 2. Übersicht über die Punkte A - G, die die Lage der Elektrode in Bezug auf die Lamina spiralis ossea beschreiben. Diese Abbildung bildet die Grundlage für die Messungen in Tabelle 3.

Tabelle 3. FB 2. Bestimmung der Lagepunkte der Elektrode in Bezug zu Lamina spiralis ossea. Die Messung des Abstandes der Punkte zum Runden Fenster erfolgte in Grad sowie in Millimeter.

Lokalisation	Art	Entfernung in Grad °	Annäherung Entfernung in mm
A	Tiefpunkt	26	3,0
B	Kantenhöhe	50	4,8
C	Hochpunkt	90	7,5
D	Kantenhöhe	123	9,7
E	Tiefpunkt	180	12,9
F	Kantenhöhe	309	19,1
G	Hochpunkt	616	29,6

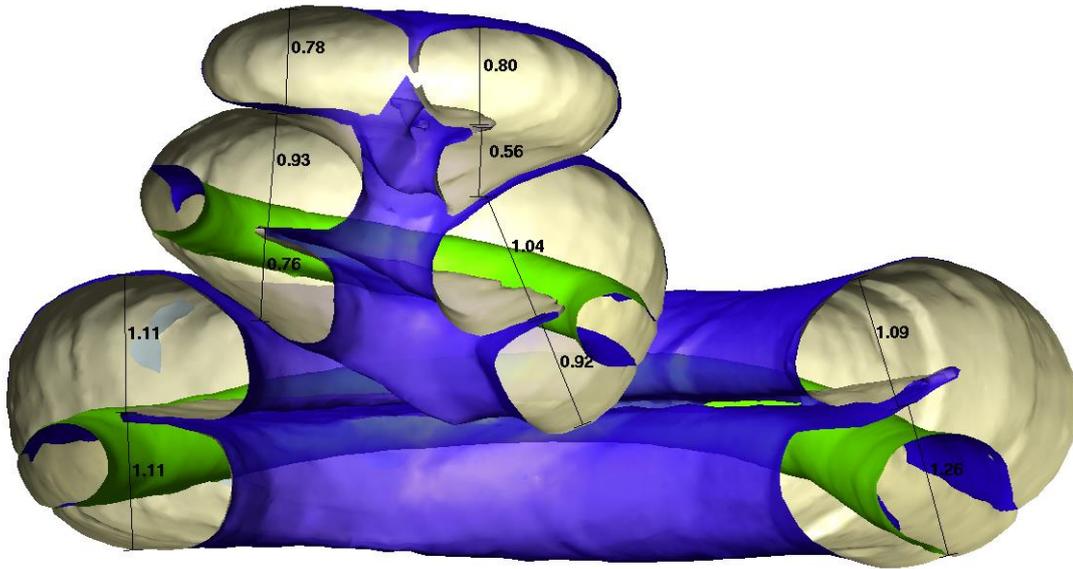


Abb. 150. Schnitt durch den Modiolus des 3D rekonstruierten FB 2. Vermessen wurden die Höhen der Scala tympani und Scala vestibuli. Die Werte sind in Kapitel 5.2.2 (Tabelle 7) gelistet. Gemessen wurde der Abstand senkrecht zur Lamina spiralis ossea bzw. der größte mögliche Abstand zur Knochengrenze.

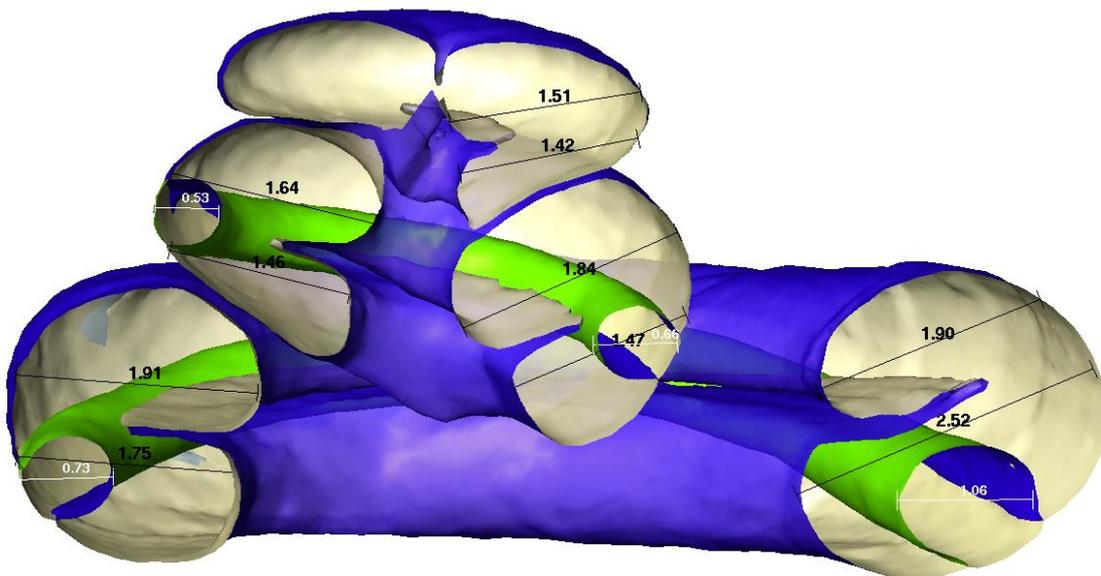


Abb. 151. Schnitt durch den Modiolus des 3D rekonstruierten FB 2, wie in Abb. 148. Vermessen wurden die Breiten der Scala vestibuli und der Scala tympani. Die Breite wurde parallel zur Lamina spiralis ossea gemessen. Des Weiteren wurden die Durchmesser der Elektrodenanschnitte vermessen. Die Werte sind in Kapitel 5.2.2 (Tabelle 8 und 10) zusammengestellt.

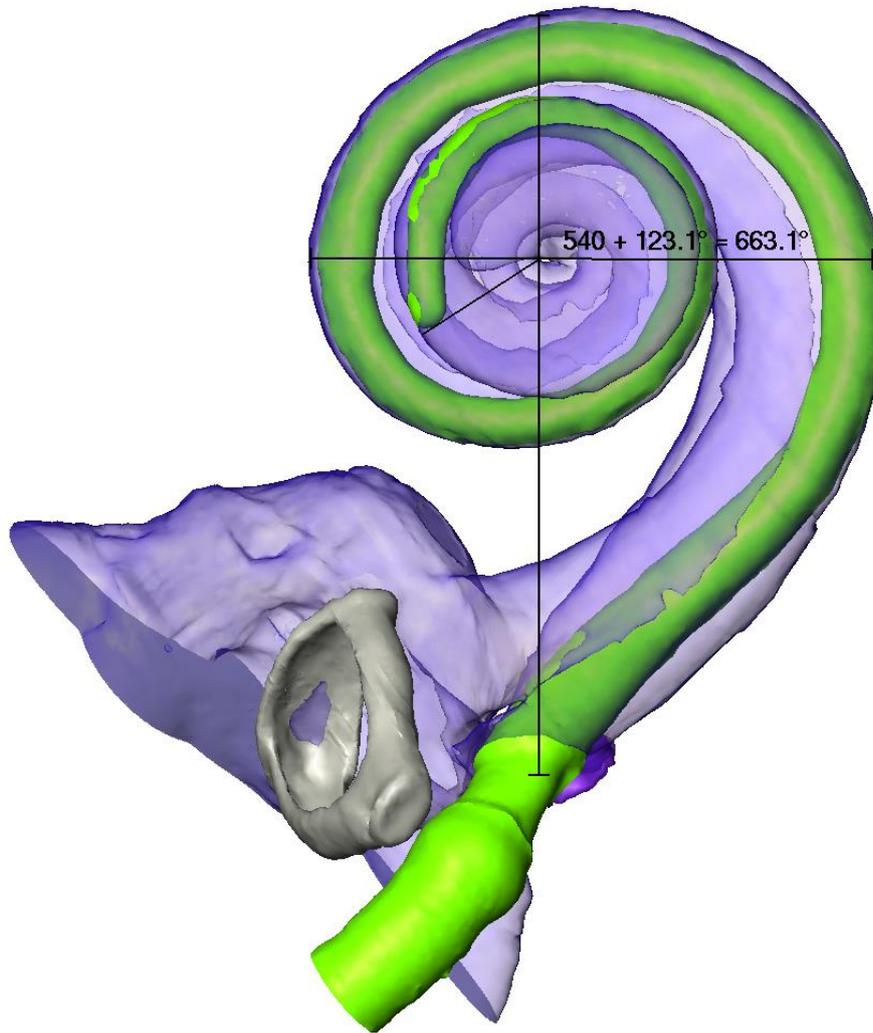


Abb. 152. Eindringtiefe der Elektrode in FB 2 gemessen in Grad.

Die Abbildungen 150 und 151 zeigen einen Schnitt durch den Modiolus des FB 2, sodass die Höhen und Breiten der Scala tympani und Scala vestibuli vermessen werden konnten. Die Werte sind in Kapitel 5.2.2 (Tabelle 7 und 8) aufgelistet. In Abbildung 152 ist die Eindringtiefe der Standard Elektrode in das FB 2 zu erkennen. Sie beträgt 663.1° im Vergleich zu 758.9° bei FB 1 (Rund Fenster Zugang).

4.2.3 Cochleae mit implantierten Flex EAS Elektroden

4.2.3.1 Felsenbein 4: Zugang über das Runde Fenster

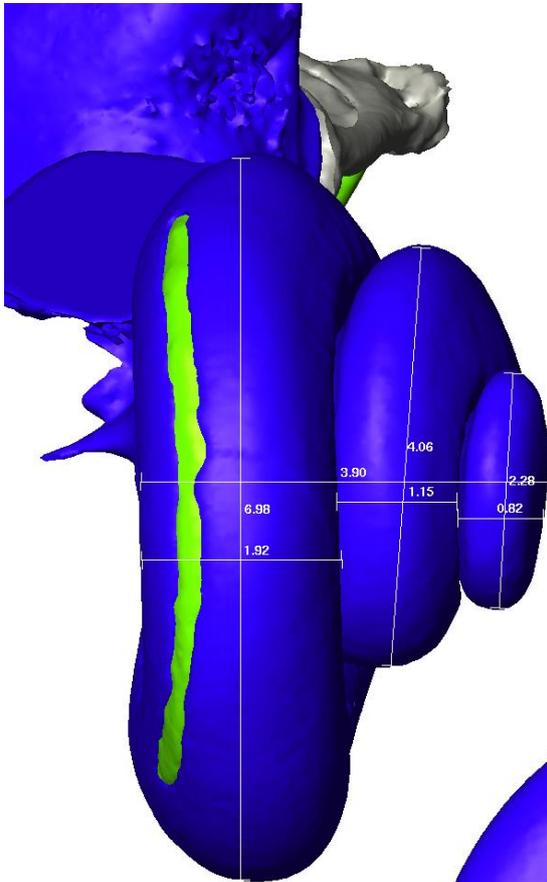


Abb. 153. Vermessung der Höhen und Weiten der apikalen, mittleren und basalen Windung des FB 4.

In das rekonstruierte FB 4 (Auflösung 5,9 μm) wurde eine kurze Flex EAS Elektrode über das Runde Fenster implantiert. Die Vermessung erfolgte wie bei allen anderen FB von außen (Abb. 153 und 154). Die Grundlage dafür bildeten die tiefblauen mit Lymphe gefüllten Windungen. Die Werte aller Messdaten finden sich in Kapitel 5.2.1 in den Tabellen 4 - 6. Wie in allen anderen Abbildungen ist auch hier die Elektrode grün.

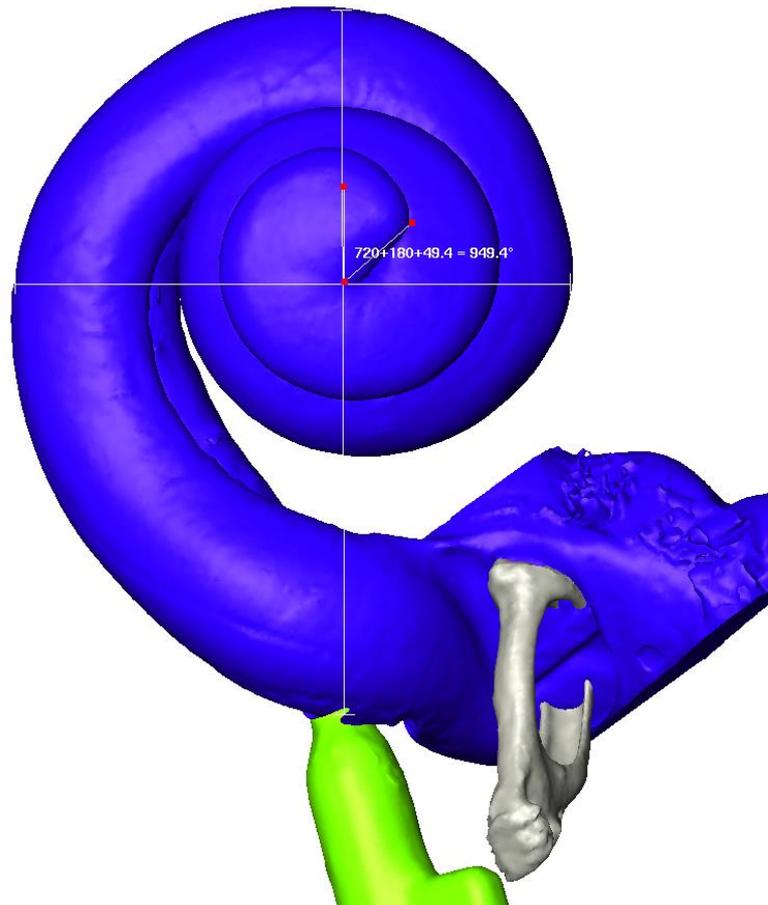


Abb. 154. Anzahl der Windungen des FB 4 in Grad: 949.4° entsprechen ca. 2,6 Windungen.

Um die Lage der kurzen Flex EAS Elektrode besser beurteilen zu können, wurden die mit Lymphe gefüllten Hohlräume der Cochlea in den folgenden Abbildungen transparent blau dargestellt. Die Lage der Elektrode wurde in Bezug zur Lamina spiralis ossea, die als Knochenkontur der Lymphaussparungen zu erkennen ist, definiert. Deutlich zu sehen ist, dass sich die kurze über das Runde Fenster eingeführte Flex EAS Elektrode in der Cochlea immer unterhalb der Lamina spiralis ossea positioniert (Abb. 155 - 158).

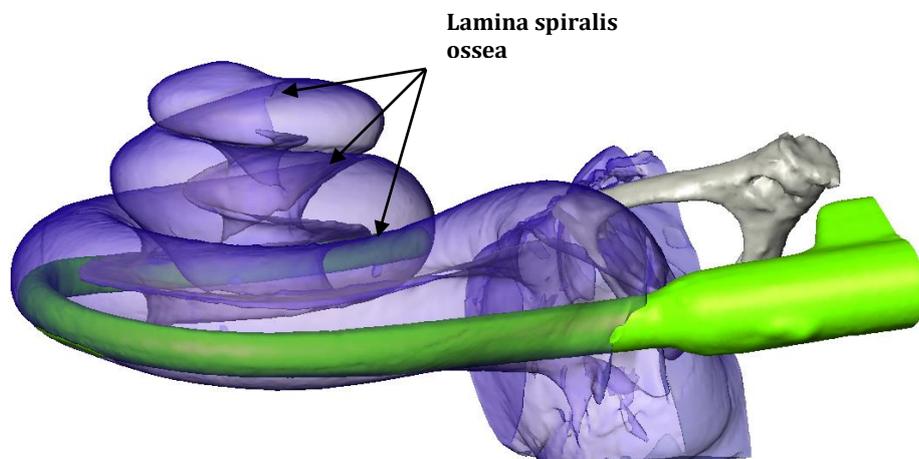


Abb. 155. 3D Rekonstruktion des FB 4. Deutlich ist die Lage der Elektrode unterhalb der Lamina spiralis ossea zu erkennen.

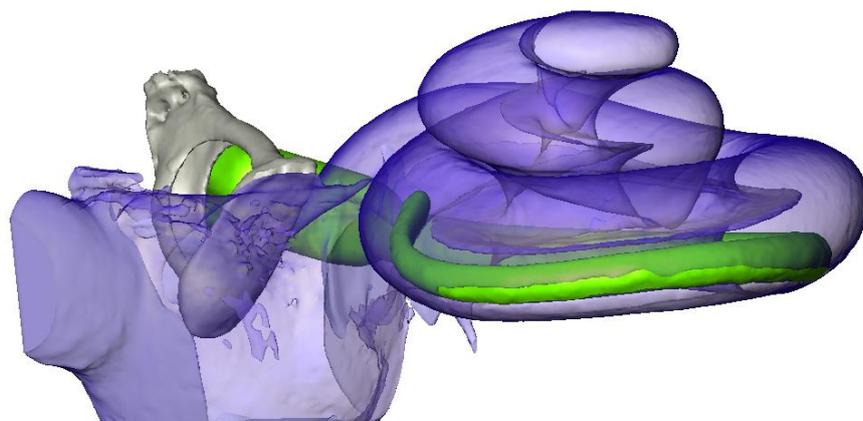


Abb. 156. Darstellung des Verlaufs der Elektrode in der 3D Rekonstruktion des FB 4.

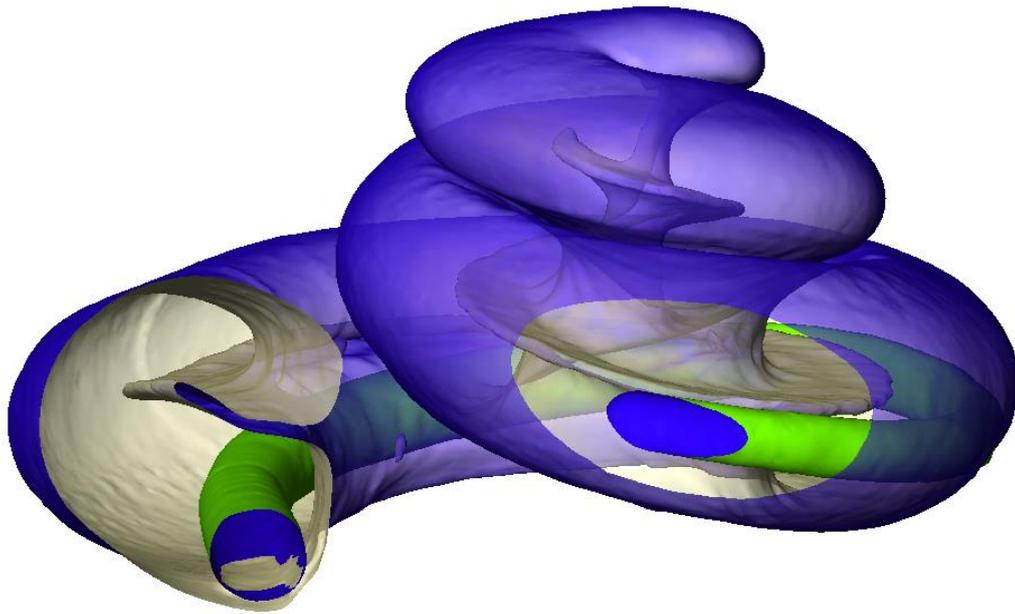


Abb. 157. Schnitt durch die 3D Rekonstruktion des FB 4. Dabei ist der spiralförmige Verlauf der Lamina spiralis ossea zu sehen. Die Elektrode befindet sich am Übergang von der basalen in die mittlere Windung nahe der Kantenhöhe der Lamina spiralis ossea.

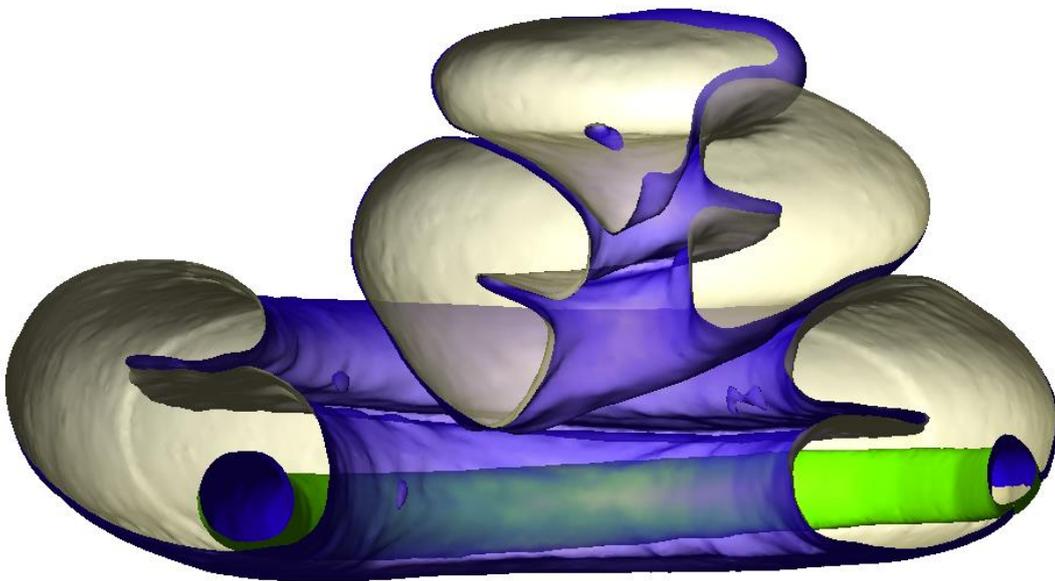


Abb. 158. Schnitt durch den Modiolus des 3D rekonstruierten FB 4. Die Elektrode befindet sich links im Bild (Basis nahe) nahe dem Modiolus und wandert im weiteren Verlauf Richtung Apex immer weiter nach oben in Richtung der Lamina spiralis ossea und der äußeren Cochleawand.

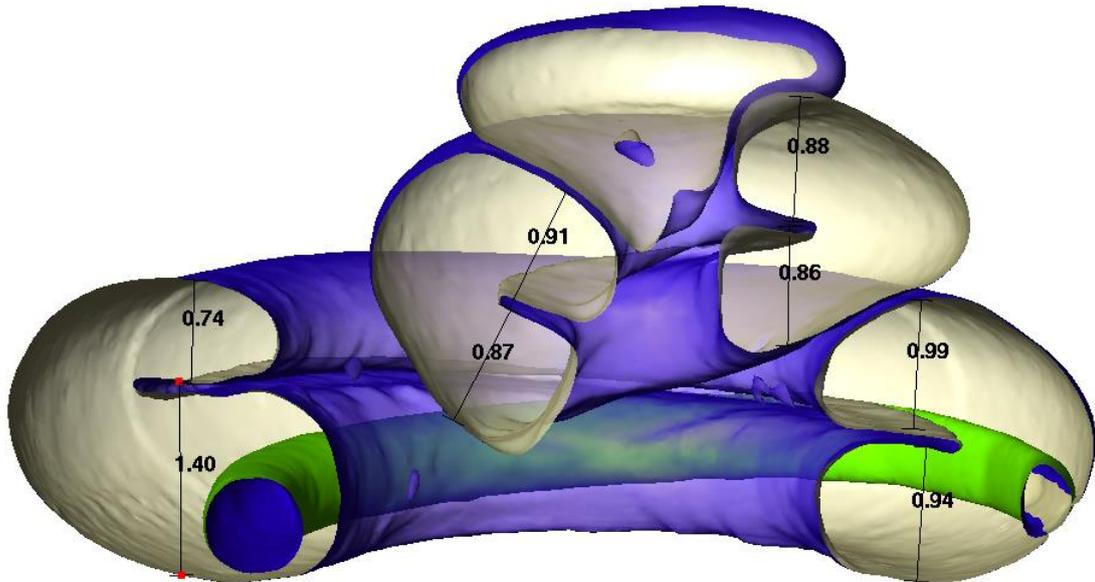


Abb. 159. Schnitt durch den Modiolus des 3D rekonstruierten FB 4. Vermessen wurden die Höhen der Scala tympani und Scala vestibuli (Kapitel 5.2.2 Tabelle 7). Gemessen wurde der Abstand senkrecht zur Lamina spiralis ossea bzw. der größte mögliche Abstand.

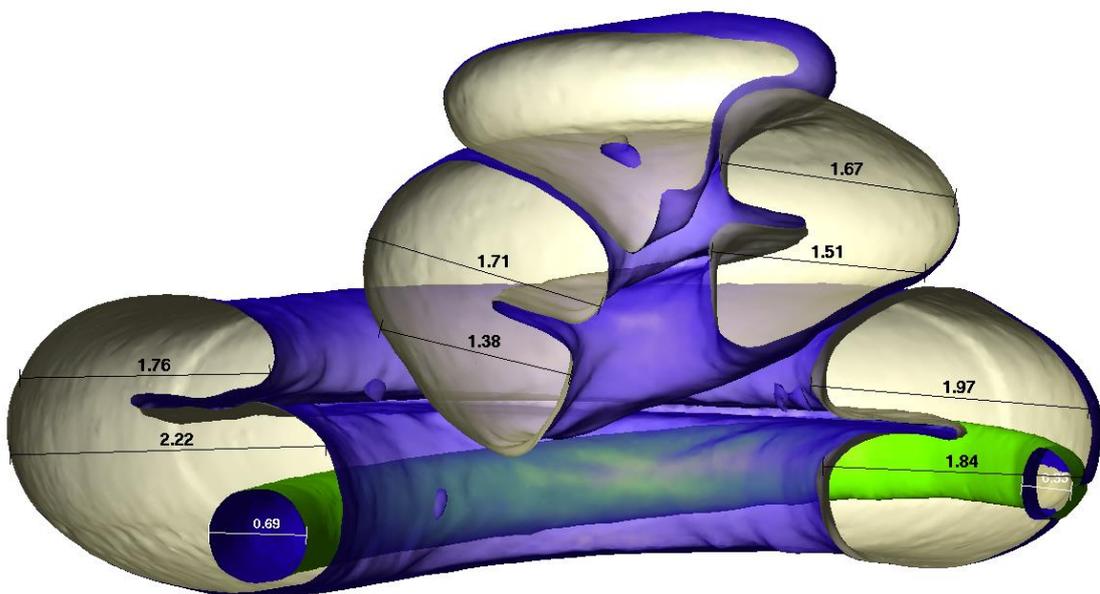


Abb. 160. Schnitt durch den Modiolus des 3D rekonstruierten FB 4, wie in Abb. 159. Vermessen wurden die Breiten der Scala vestibuli sowie der Scala tympani und die Durchmesser der Elektrodenschnitte. Die Breite der Scalae wurde parallel zur Lamina spiralis ossea gemessen (Kapitel 5.2.2 Tabelle 8 und 10).

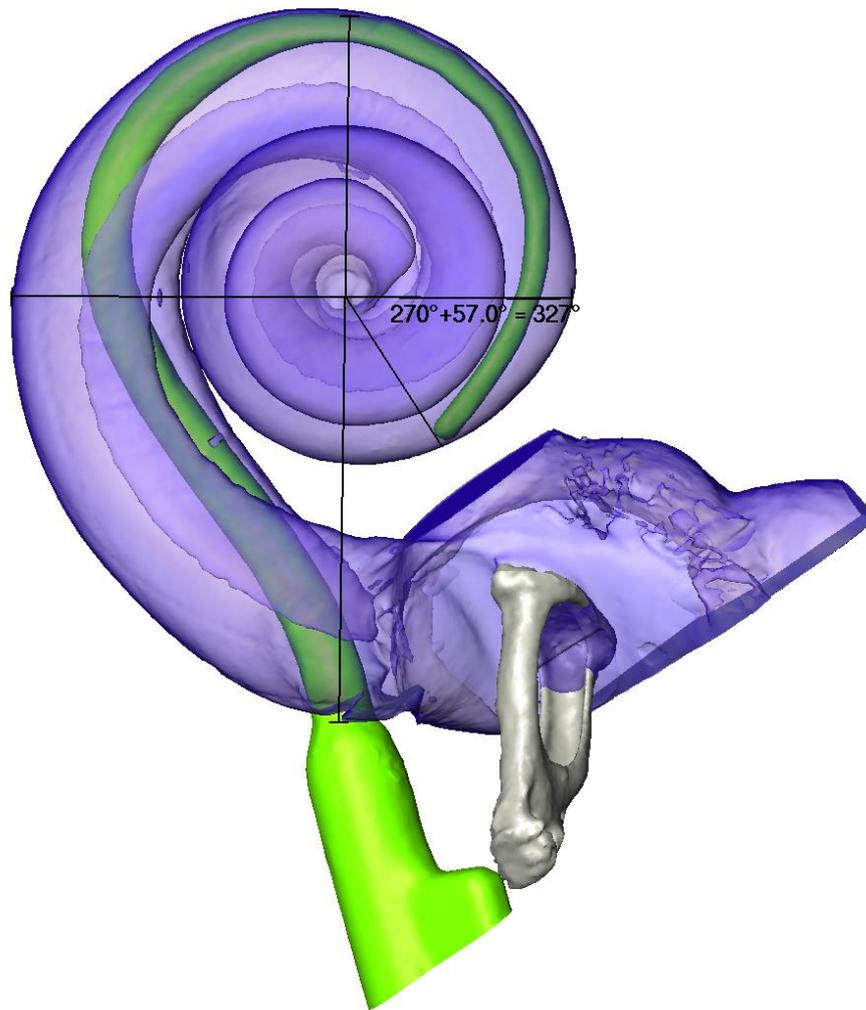


Abb. 161. Eindringtiefe der kurzen Flex EAS Elektrode gemessen in Grad.

Mithilfe eines Schnitts durch den Modiolus des FB 4 konnten die Höhen und Breiten der Scala tympani und Scala vestibuli vermessen werden (Abb. 159 und 160). Die Werte sind in Kapitel 5.2.2 (Tabelle 7 und 8) aufgelistet. In Abbildung 161 ist die Eindringtiefe von 327° der kurzen über das Runde Fenster implantierten Flex EAS Elektrode in das FB 4 zu sehen (Vgl. Tabelle 9).

4.2.3.2 Felsenbein 5: Zugang über die Cochleostomie

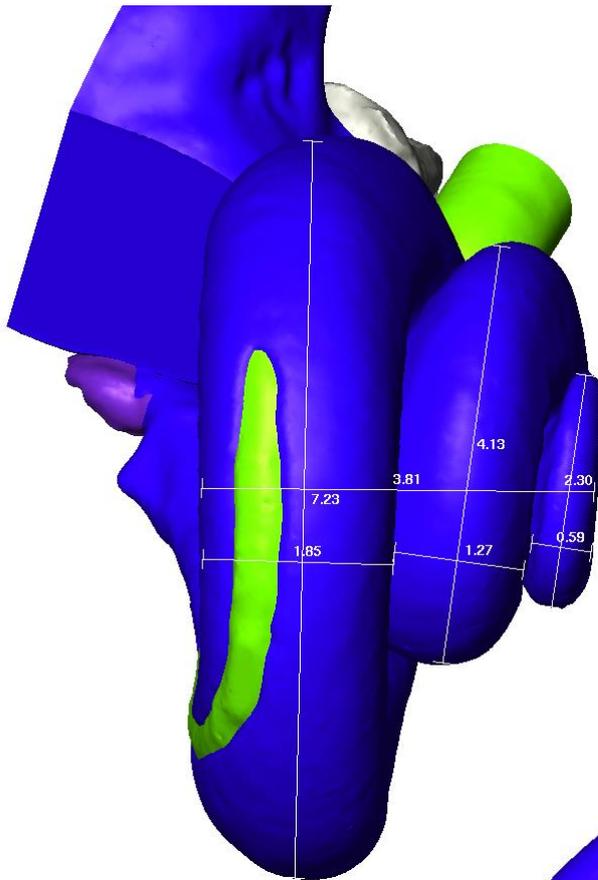


Abb. 162. Vermessung der Höhen und Weiten der apikalen, mittleren und basalen Windung des FB 5.

Bei der Implantation des rekonstruierten FB 5 (Auflösung $10,8 \mu\text{m}$) mithilfe der Cochleostomie wurde eine kurze Flex EAS Elektrode verwendet. Als Grundlage für die Vermessung der Cochlea von außen dienen die tiefblau dargestellten mit Lymphe gefüllten Schneckendrehungen. Die Werte aller Messdaten sind in Kapitel 5.2.1 den Tabellen 4 - 6 zu entnehmen. Die Elektrode ist auch hier wiederum grün markiert.

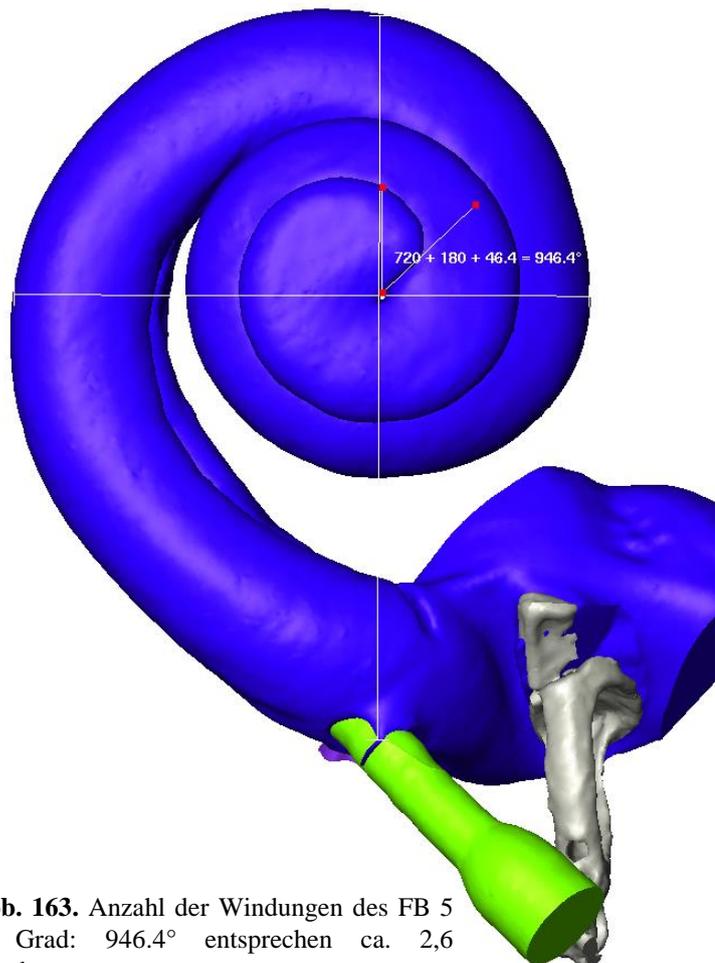


Abb. 163. Anzahl der Windungen des FB 5 in Grad: $946,4^\circ$ entsprechen ca. 2,6 Windungen.

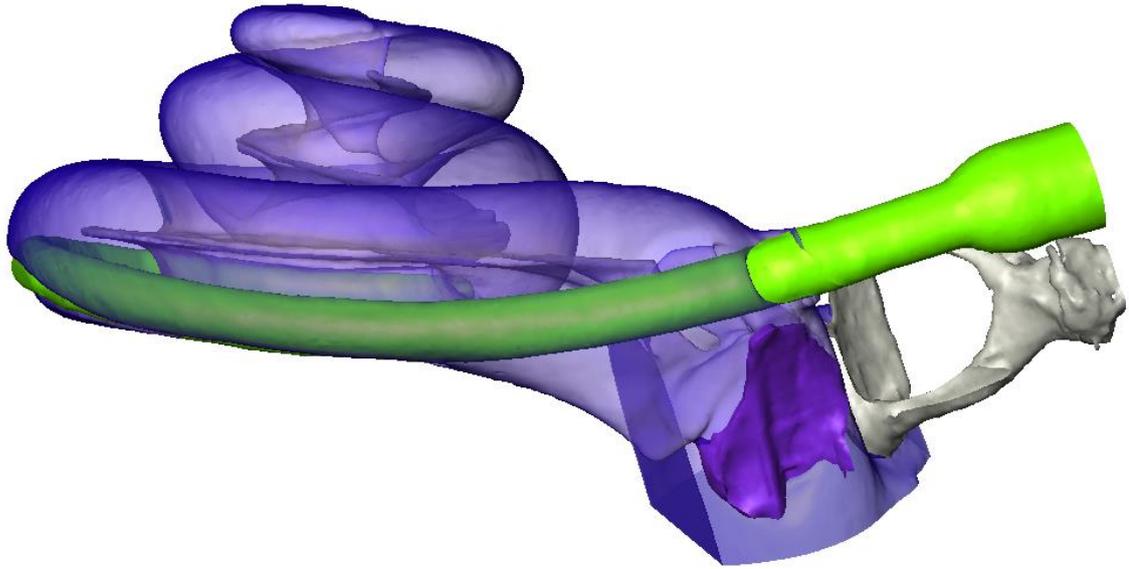


Abb. 164. 3D Rekonstruktion des FB 5. Die mit Lymphe gefüllten Hohlräume sind transparent blau dargestellt. Die Elektrode ist grün, das Runde Fenster violett und der Steigbügel grau markiert.

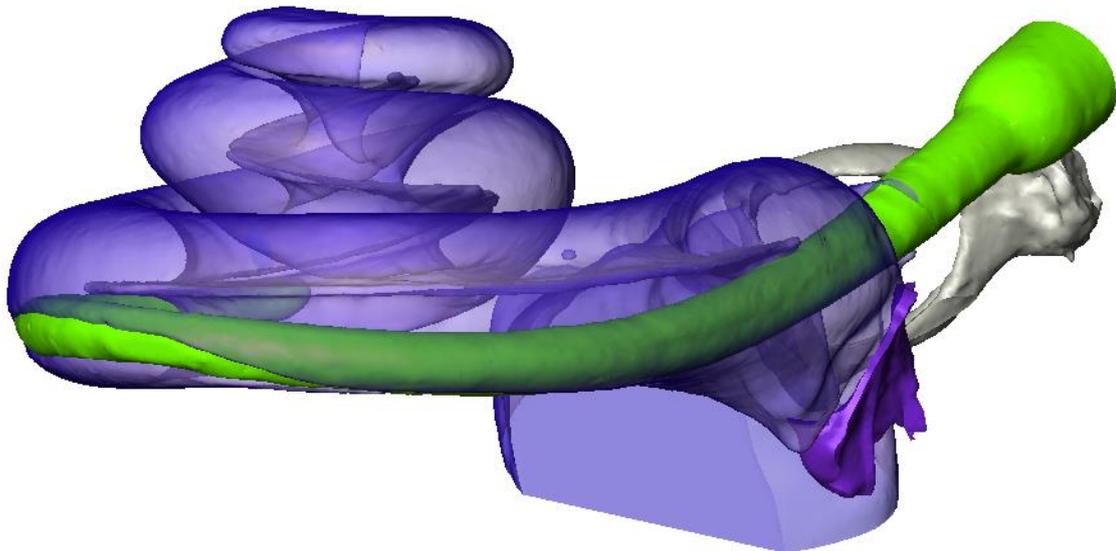


Abb. 165. 3D Rekonstruktion des FB 5. Die Elektrode liegt innerhalb der Cochlea stets unterhalb der Lamina spiralis ossea, somit verläuft sie innerhalb der Scala tympani.

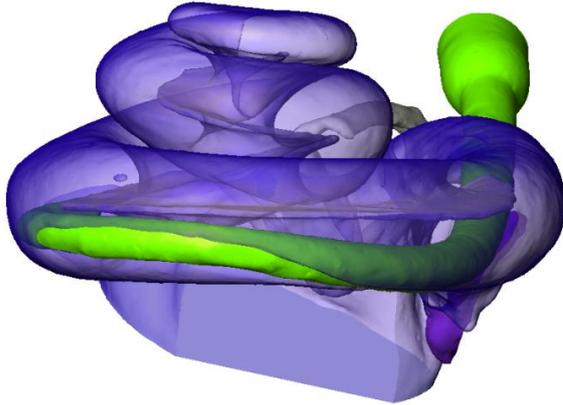


Abb. 166. 3D Rekonstruktion des FB 5.

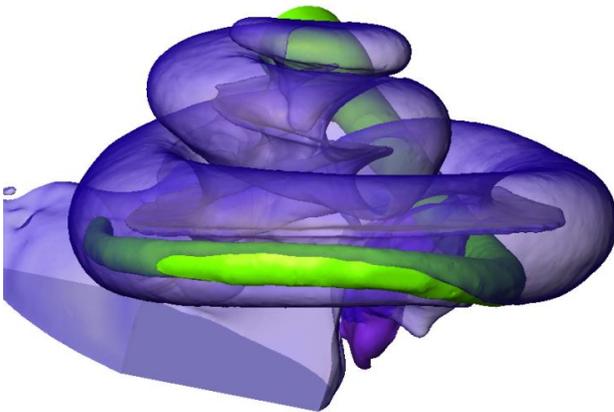


Abb. 167. Darstellung der 3D Rekonstruktion des FB 5. Sicht auf die dem Runden Fenster gegenüberliegende Seite.

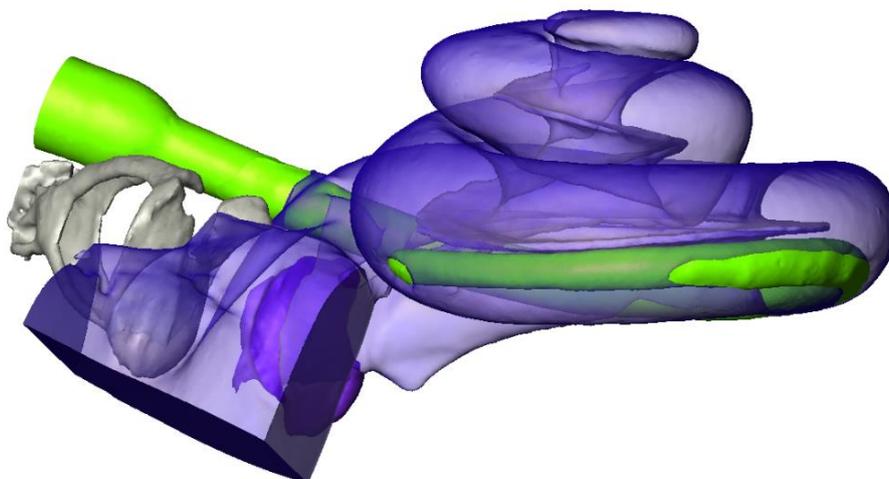


Abb. 168. 3D Rekonstruktion des FB 5. Sicht ungefähr 320° vom Runden Fenster aus gedreht. Der Steigbügel ist bei der Präparation gebrochen und leicht luxiert.

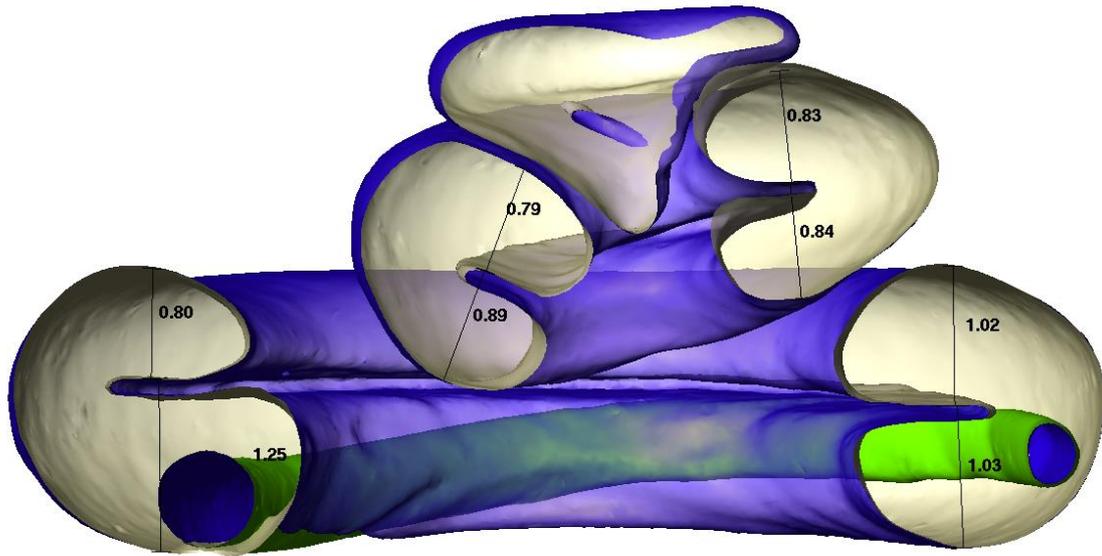


Abb. 169. Schnitt durch den Modiolus des 3D rekonstruierten FB 5. Vermessen wurden die Höhen der Scala tympani und Scala vestibuli (Kapitel 5.2.2 Tabelle 7). Gemessen wurde der Abstand senkrecht zur Lamina spiralis ossea bzw. der größte mögliche Abstand.

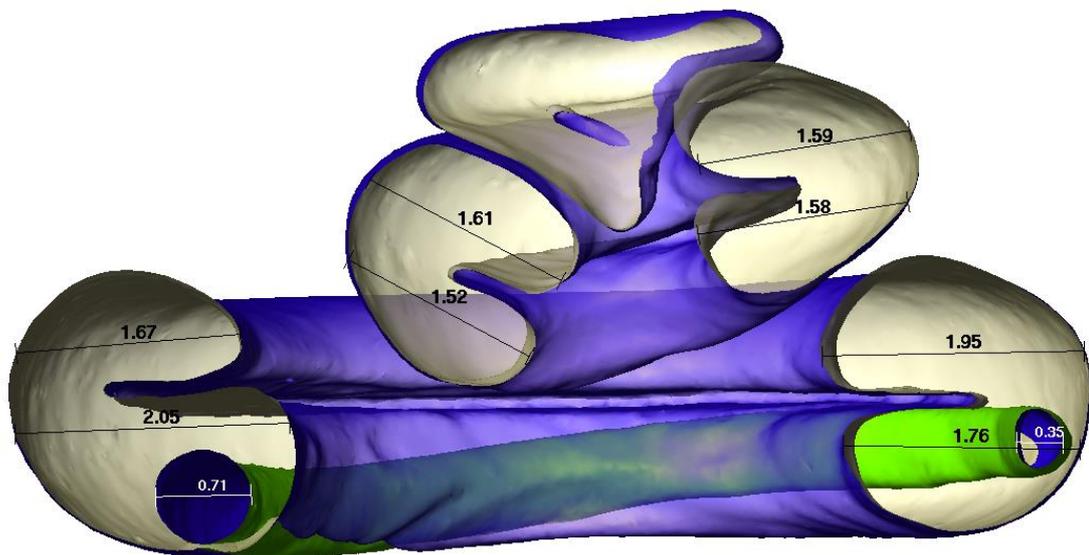


Abb. 170. Schnitt durch den Modiolus wie in Abb. 169. Vermessen wurden die Breiten der Scala vestibuli sowie der Scala tympani und der Elektrodenschnitte. Die Breiten der Scalae wurden parallel zur Lamina spiralis ossea gemessen. (Kapitel 5.2.2 Tabelle 8 und 10).

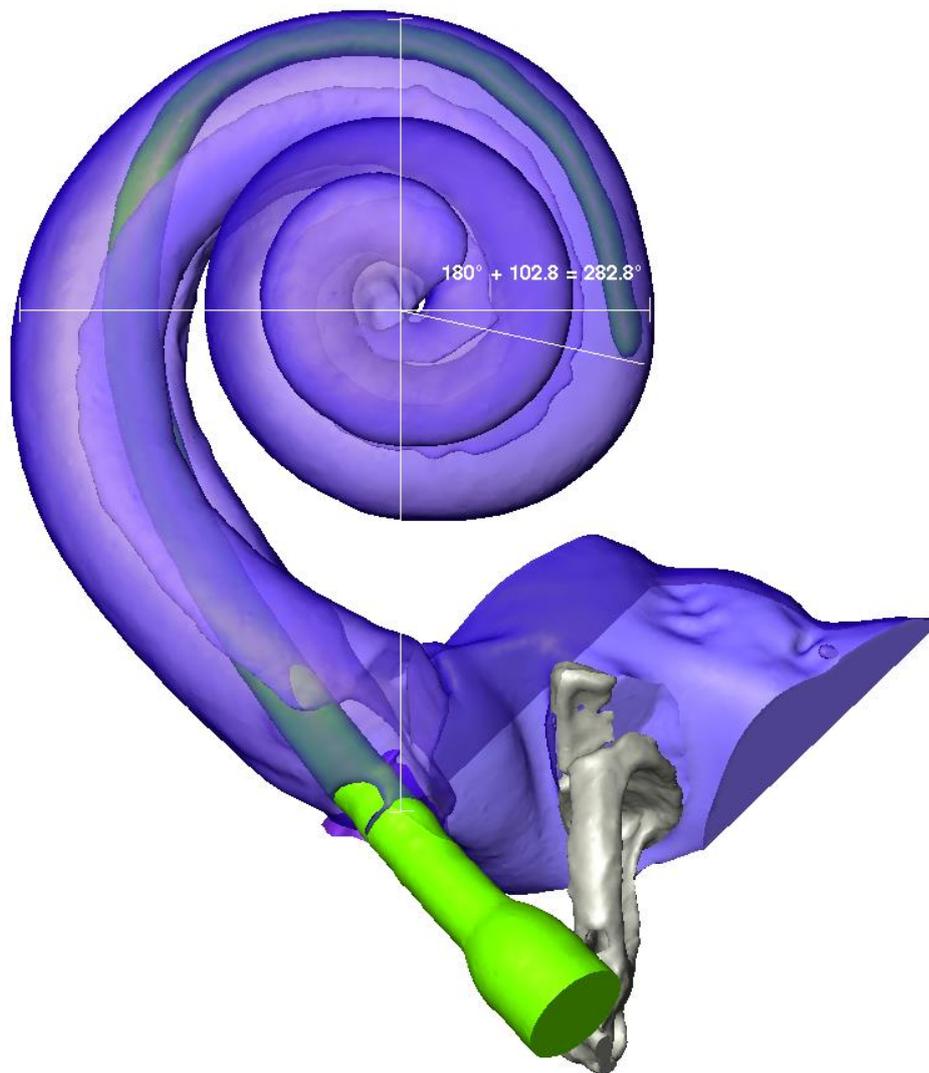


Abb. 171: Eindringtiefe der Elektrode in die Cochlea. Gemessen in Grad.

Die Abbildungen 169 und 170 zeigen einen Schnitt durch den Modiolus des FB 5, mit dessen Hilfe die Höhen und Breiten der Scala tympani und Scala vestibuli vermessen werden konnten. Die Werte sind im Kapitel 5.2.2 (Tabelle 7 und 8) zusammengetragen. In Abbildung 171 ist die Eindringtiefe der Standard Elektrode in das FB 5 zu erkennen. Sie beträgt 282.8° im Vergleich zu 327° bei FB 4 (Tabelle 9).

4.3 Histologische Schnitte

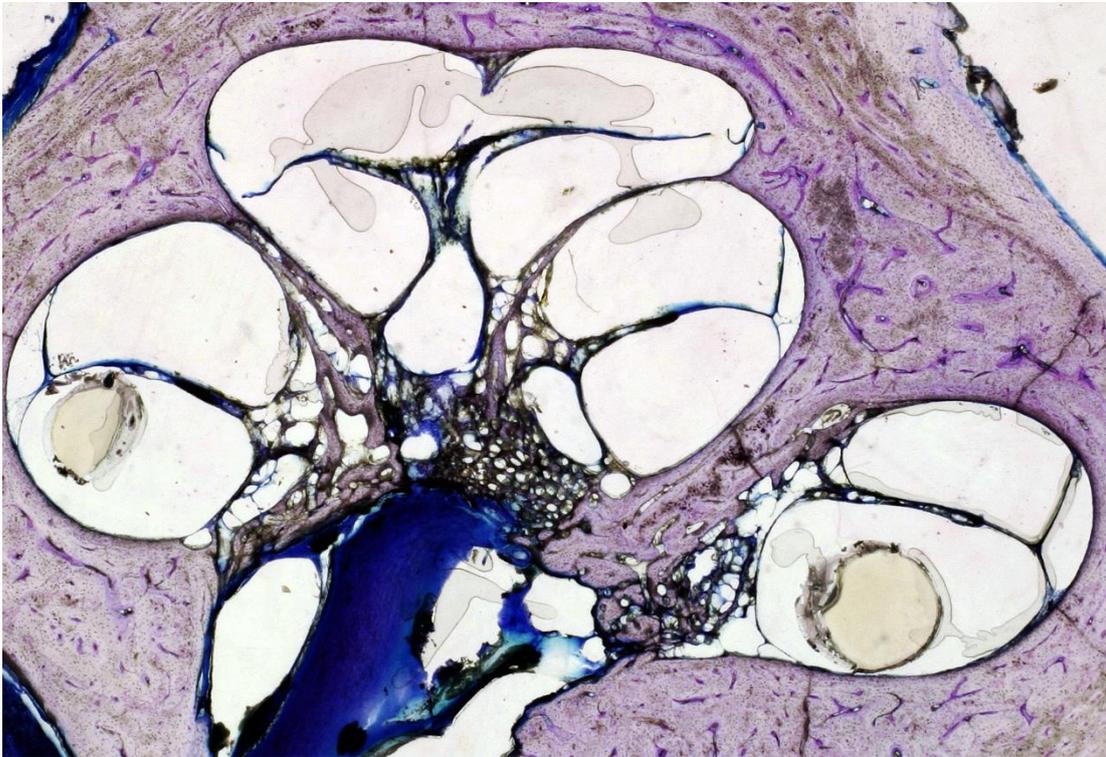


Abb. 172. Histologischer Schnitt durch das FB 4. Die Flex EAS Elektrode wurde über das Runde Fenster implantiert.

Die histologischen Schnitte geben die Anatomie insbesondere der Weichgewebestrukturen der zuvor mit dem μ CT gescannten Felsenbeine präziser wieder als die μ CT Aufnahmen. Abbildung 172 zeigt exemplarisch einen histologischen Schnitt durch das FB 4, das mit einer Flex EAS Elektrode über das Runde Fenster implantiert wurde. Dabei ist im Vergleich zu dessen μ CT Aufnahmen, die die Cochlear partition lediglich andeuten, diese hier deutlich zu erkennen. Die Basilarmembran und das Corti-Organ sind auch hier in den histologischen Schnitten nicht als eigenständige Strukturen abzugrenzen. Der Elektrodenträger ist deutlich innerhalb der Scala tympani zu erkennen. Er platziert sich in der Basalwindung am Boden der Scala tympani und berührt im weiteren Verlauf auf Höhe der mittleren Windung der Cochlea die Cochlear partition. In diesem histologischen Schnitt sind wie auch in den μ CT Aufnahmen keine Traumata der knöchernen oder der Weichgewebsstrukturen zu identifizieren.

5 Diskussion

5.1 Einordnung der dreidimensional rekonstruierten Felsenbeinen in den aktuellen Stand der Wissenschaft

Die Arbeit legt dreidimensionale, isotrope Rekonstruktionen der humanen Cochlea mit und ohne implantierten Elektroden in einer Auflösung von 5,9 μm bzw. 10,8 μm vor.

Die Rekonstruktion des Felsenbein 3, ohne implantierte Elektrode, erfasst die Anatomie der Cochlea, die aus der Cochlear Partition, der mit Lymphe gefüllten Scalae, dem sie umgebenden knöchernen Labyrinth, der Lamina spiralis ossea, dem Modiolus, dem Steigbügel und der Rund Fenster Membran, besteht.

Die Darstellung der Cochlear partition erschließt sich aus den μCT Aufnahmen sowie aus den histologischen Schnitten. So ist in den μCT Schichtbildern des FB 3 deutlich eine dünne, Röntgenstrahlen absorbierende, bandartige Struktur zu sehen, die sich von der Lamina spiralis ossea bis zur äußeren knöchernen Schneckenwand erstreckt. Die Cochlear partition ist als Weichgewebestrukturen definiert, die die Scala tympani von der Scala media trennen, damit umfasst sie die Basilarmembran mit aufliegendem Corti Organ und angrenzendem Ligamentum spirale und verkörpert die Gesamtheit aller schwingungsfähigen membranösen Strukturen innerhalb der Cochlea (Iurato, 1962). Frühere Auffassungen gingen lediglich von einer schwingungsfähigen Basilarmembran aus, die am Modiolus bzw. der Lamina spiralis ossea entspringt und am Ligamentum spirale endet (Neubert, 1950). Das Ligamentum spirale stellt einen keilförmigen Bindegewebskörper dar, der mit weit ausladender Basis in die Konkavität der äußeren Schneckenwand eingelassen ist. Das Gesamtvolumen des Keiles nimmt spitzenwärtst ständig ab, ebenso die Dichte seines Substrates. Beträgt sein größter radialer Durchmesser in unmittelbarer Vorhofnähe rund 0,55 mm, so verringert sich dieser Wert in der apikalen Windung auf 0,10 mm. Die gleichmäßige Abnahme erfolgt somit in einem Verhältnis 5:1 (Neubert, 1950). Die Weite der Cochlear partition beträgt in unmittelbarer Vorhofnähe 0,7 mm und verbreitert sich in der apikalen Windung auf 0,9 mm. Im Gegensatz zur Basilarmembran mit einer Aufweitung um den Faktor 5 ($w_{bm} \text{ apikal}/w_{bm} \text{ basal} = 5$), verbreitert sich die Cochlear partition nur gering mit einem Faktor von 1.29 ($w_{cp} \text{ apikal}/w_{cp} \text{ basal} \approx 1.29$) (Wever, 1949). Das Ligamentum spirale stellt für die Cochlear

partition eine Massenbelastung dar, sodass der effektive Schwingungsbereich innerhalb der Cochlea durch diese auf eine Weite von 0,15 mm in Vorhofnähe bis hin zu einer Weite von 0,8 mm in der apikalen Windung eingegrenzt wird. Die rekonstruierte Cochlear partition etabliert eine schwingungsfähige Struktur, die die sensorischen Haarzellen trägt, und somit die grundlegenden Eigenschaften als mechanisches Modell für die Berechnung der Fluid-Struktur Kopplung aufweist. Ein Grund dafür, dass sich die Weichgewebsstrukturen, Basilarmembran und Ligamentum Spirale, in den μ CT Aufnahmen in Form der Cochlear partition darstellen, könnte eine Atrophie der vulnerablen Weichgewebe sein, bedingt durch den Kontakt mit Luft oder die Gefrier- und Auftauprozesse. Wittmaack (1956) entdeckte in seinen Mikrofotografien der Cochlea eines 29-jährigen Mannes, der an einem Gehirnabszess verstarb, ähnliche Veränderungen der Weichgewebe wie in den Cochleae der vorliegenden Studie und sprach von einem hypotonischen Kollaps des Corti-Organs (Abb. 173). Der Vergleich zwischen den μ CT Aufnahmen und den histologischen Schnitten der in dieser Studie verwendeten Felsenbeine impliziert solche atrophischen Veränderungen der vitalen Weichgewebsstrukturen und spricht gegen das Vorliegen von technischen Artefakten in den μ CT Bildern.

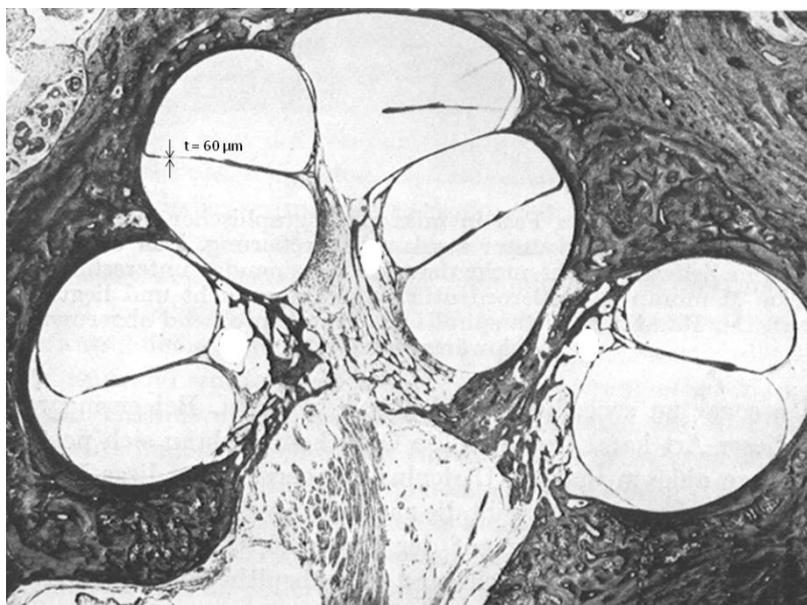


Abb. 173. Modifizierte Mikrofotografie der Cochlea eines 29-jährigen Mannes (Wittmaack, 1956). Das Ligamentum spirale erlitt eine ausgeprägte Atrophie in der mittleren Cochleawindung. Die Dicke der Cochlear partition ($60\ \mu\text{m}$) wurde nachträglich ergänzt.

Die Reißer-Membran war in diesen μ CT Aufnahmen in einer Auflösung von 5,9 μ m nicht zu erfassen, sodass es nicht möglich war, die Scala media von der Scala vestibuli abzugrenzen. Das Zeitfenster zwischen der Dissektion und dem Einfrieren ohne spezielle Fixierung der Felsenbeine könnte zu einer Zerstörung feiner Gewebe geführt haben. So ist die Reißer-Membran auch in den später angefertigten histologischen Schnitten nicht mehr zu sehen.

Shibata et al. (2009) konnten die Reißer-Membran in ihren μ CT Aufnahmen in einer Auflösung von 6,8 μ m darstellen. Jedoch wurden hierfür Felsenbeine humaner Feten verwendet, die eine weniger kompakte Knochenstruktur um die Cochlea aufwiesen, sodass durch diese die Röntgenstrahlen weniger absorbiert wurden und es somit leichter war, feine Strukturen wie die Reißer-Membran abzubilden. In den μ CT Bildern des untersuchten Felsenbeines von Shibata et al. zeigte sich die Cochlear Partition in gleicher Form wie in den im Rahmen dieser Arbeit erstellten Aufnahmen. Die Anisotropie der von Shibata et al. erstellten Rekonstruktion resultierte aus einer μ CT Schichtbilddicke von 77,5 μ m bei einer Auflösung von 6,8 μ m. Damit kann diese für numerische Berechnungen nicht verwendet werden.

Poznykovskiy et al. (2008) präparierten Felsenbeine von Meerschweinchen mit Osmiumtetroxid, um Weichgewebestrukturen, wie die Reißer-Membran oder das Ligamentum spirale, im μ CT darstellen zu können. Es wurden aber nur die Scala tympani, vestibuli und media als Volumenkörper segmentiert und rekonstruiert, schwingungsfähige Strukturen, wie die Basilarmembran oder das Ligamentum spirale, jedoch nicht. Poznykovskiy et al. erstellten 2011 anhand μ CT Daten humaner Felsenbeine eine Rekonstruktion der Scala tympani in einer Auflösung von 8,41 μ m. Die Reißer-Membran war in diesen μ CT Bildaufnahmen ebenso wenig zu sehen wie in den vorliegenden, obwohl die Felsenbeine vor dem μ CT Scan mit 11 %-iger Iod Lösung behandelt wurden. Auch hier konnten wiederum die Basilarmembran und das Ligamentum spirale zwar dargestellt, aber nicht segmentiert und rekonstruiert werden.

Ziel der vorliegenden Studie ist nicht nur die dreidimensionale Rekonstruktion eines humanen Felsenbeines sondern auch die Erstellung dreidimensionaler Rekonstruktionen humaner Felsenbeine mit implantierten Elektroden bzw. Elektrodenträgern. Die Elektroden waren in den μ CT Schichtaufnahmen innerhalb der Scalae gut abzugrenzen. Jedoch konnte man in den Felsenbeinen mit implantierten CI-Elektroden die Cochlear partition nicht

deutlich genug zu erkennen, um sie zu segmentieren und zu rekonstruieren. Ursächlich hierfür ist eventuell der zusätzlich in die Cochlea eingebrachte strahlenabsorbierende Elektrodenkörper. Die beiden Scalae wurden somit zu einem mit Lymphe gefüllten Raum innerhalb der knöchernen Cochlea zusammengefasst. Die dreidimensionalen rekonstruierten Felsenbeine dienen als Grundlage für die Berechnung der Schallwellenausbreitung innerhalb des Innenohres, wobei nicht nur von Interesse ist, wie ein zusätzlich in die Cochlea eingebrachter Elektrodenkörper die Mikromechanik des Hörens beeinflusst, sondern auch wie der Elektrodentyp, Standard oder Flex EAS und die Elektrodenlage diese tangieren.

Der Ort der größten Auslenkung der Basilmembran bzw. die Bewegung der Haarzellen sind Gegenstand der Untersuchungen der Mikromechanik innerhalb der Cochlea. Deshalb ist prinzipiell die größt mögliche Auflösung von bis zu 1 μm anzustreben, wenn man mikroskopisch feine Strukturen, wie die Haarzellen, die im Rahmen einer Finite Elemente Berechnung von Bedeutung sind, darstellen und rekonstruieren möchte.

Die in dieser Studie anhand von μCT Aufnahmen in einer Auflösung von 5,9 μm erstellten dreidimensionalen und isotropen Rekonstruktionen humaner Felsenbeine sind derzeit unübertroffen.

Zwar konnten mithilfe der sTSLIM-Methode präzisere Abbildungen mit einer Auflösungen bis zu 1,5 μm (Buytaert et al., 2013) und mit histologischen Schnitten bis zu 1 μm erreicht werden, jedoch kam es anhand dieser Materialien nur zu anisotropen Rekonstruktionen. Bei der sTSLIM Methode sowie den histologischen Schnitten besteht zusätzlich zur Anisotropie der Rekonstruktionen die Problematik, dass die Präparationsmethoden, wie Fixierung, Dehydrierung und Dekalzifizierung, zu Schrumpfungartefakten führen. Darüber hinaus entstehen bei der Erstellung dreidimensionaler Rekonstruktionen anhand histologischer Schnitte auch durch die Aneinanderreihung der einzelnen Bilder Registrierungsartefakte und Verzerrungen (Rau et al., 2013).

Auch darf man die Relation zwischen Auflösung und Datenmenge nicht außer Acht lassen. Eine Verdopplung der Auflösung führt zu einer achtfachen Menge an Daten. Solch immense Datenmengen sind schwierig zu handhaben. So waren die 60 GB an Daten, die bei den μCT Aufnahmen des FB 3 in einer Auflösung von 5,9 μm entstanden, nur unter Zuhilfenahme der Hochleistungsrechner des Leibnitz-Rechen-Zentrums zu bearbeiten.

Die Fortschritte der μ CT Technik sowie die stetige Verbesserungen in der Bearbeitungssoftware und die manuelle Segmentation erlauben die Erstellung solch präziser realitätsgetreuen Cochlea Modelle. Automatische Segmentierungsprogramme, die anhand der Graustufen die Materialien innerhalb der μ CT Bilder abgrenzen, können nicht immer zwischen den Graunancen der Weichgewebestrukturen differenzieren. Auch stellen sich Weichgewebestrukturen nicht immer durchgehend homogen dar, sodass die manuelle Segmentierung der Felsenbeine notwendig ist. Dies setzt anatomisches Wissen voraus.

5.2 Messdaten der Cochleae

Die rekonstruierten Felsenbeinmodelle stellen die Basis für numerische Simulationen dar, die mathematische Lösungsansätze wie die Finite Elemente oder Volumina verwenden. Diese Berechnungen versprechen derzeit die beste Methode, physiologische und pathologische Prozesse innerhalb des Innenohres zu verstehen, die mit existierenden Messmethoden nicht festgehalten werden können. Dafür sind die Dimensionen der untersuchten Felsenbeine von Bedeutung, auch ist es von Interesse, wo diese innerhalb den bestehenden Normen liegen.

Die Cochlea an sich, als humanes Organ von raffinierter Schönheit, weist keine einheitliche Form und auch keine Symmetrie auf. Verbist et al. führten 2010 als Lösungsansatz für dieses Problem ein "Consensus Panel on a Cochlear Coordinate System" ein. Das Koordinatensystem ist definiert durch eine z-Achse mitten durch den Modiolus, eine Rotationsebene senkrecht zu dieser z-Achse durch die Basalwindung sowie einen 0° Referenzwinkels θ_{ref} durch die Mitte des Runden Fensters. Gemessen wird der Rotationswinkel θ sowie die Entfernung vom Modiolus. Leider war es mit der Amira® Software nicht möglich, solch ein Koordinatensystem für die segmentierten und rekonstruierten Cochleae einzufügen. Die Messungen erfolgten in Anlehnung an dieses Consens Panel. Ausgehend von der Mitte des Runden Fensters sowie einer gedachten Achse durch den Modiolus erfolgen die Angaben in Grad.

5.2.1 Höhen und Weiten der Cochleae - Anzahl der Cochleawindungen

Erixon et al. (2009) untersuchten die Anatomie der Cochlea anhand von 73 Plastikausgüssen. Die Cochlea Abdrücke wurden in Standard Blickwinkeln (Stenvers und

axial-pyramidal) fotografiert und anschließend Computer-gestützt vermessen. In der vorliegenden Arbeit wurden die Messungen aus demselben Blickwinkel durchgeführt und es dienten die gleichen Referenzpunkte für die Vermessung der Höhe, Weite und der Anzahl der Windungen. In der Stenvers-Aufsicht wurde eine Linie durch den Mittelpunkt des langen Durchmessers des Runden Fensters und die Zentral-Achse der Cochlea gelegt. Anschließend wurde eine weitere Gerade im rechten Winkel dazu durch die Zentral-Achse der Cochlea eingezeichnet. Erixon et al. zeigen erhebliche Unterschiede und Variationen in der Anatomie der menschlichen Cochleae auf, die sie als individuellen ‚fingerprint‘ bezeichnen. Die entstandenen Messwerte und die daraus berechneten Mittelwerte sind im Vergleich zu denen aus der vorliegenden Studie in den Tabellen 4 - 6 aufgelistet. Die gemessenen Höhen und Weiten der einzelnen Windungen sowie deren Anzahl aller in dieser Studie vermessenen Felsenbeine liegen alle innerhalb des Messbereichs von Erixon et al. (2009). Dies impliziert, dass es sich bei den in dieser Studie verwendeten Felsenbeinen um Normvarianten humaner Cochleae handelt.

Tabelle 4. Vergleich der Gesamthöhe sowie der Höhe der einzelnen Windungen der FB 1 - 5 mit den Referenzwerten von Erixon et al. Vgl. Abb. 121, 130, 142, 153, und 162.

Höhe der Cochlea in mm -Sicht von außen	FB 1	FB 2	FB 3	FB 4	FB 5	Erixon et al. (2009)
1. Windung	2.17	2.19	1.90	1.92	1.85	2.1 (1.6-2.6)
2. Windung	1.25	1.35	1.33	1.15	1.27	1.2 (0.8-1.6)
3. Windung	0.73	0.86	0.80	0.82	0.59	0.6 (0.3-1.1)
Gesamt	4.17	4.33	4.06	3.90	3.81	3.9 (3.3-4.8)

Tabelle 5. Vergleich der Weite der Cochleawindungen der FB 1 - 5 mit den Referenzwertern von Erixon et al. Vgl. Abb. 121, 130, 142, 153, und 162.

Breite der Cochlea in mm -Aufsicht von außen	FB 1	FB 2	FB 3	FB 4	FB 5	Erixon et al. (2009)
1. Windung	6.66	6.94	7.77	6.98	7.23	6.8 (5.6-8.2)
2. Windung	3.77	4.02	4.35	4.06	4.13	3.8 (3.3-4.3)
3. Windung	2.51	3.06	2.94	2.28	2.30	2.1 (0.6-3.6)

Tabelle 6. Anzahl der Windungen der FB 1 - 5 gemessen in Grad verglichen mit den Referenzwerten von Erixon et al. Vgl. auch Abb. 122, 131, 154 und 163.

Aufsicht von außen	FB 1	FB 2	FB 3	FB 4	FB 5	Erixon et al. (2009)
Anzahl der Windungen der Cochlea in Grad °	1005.2	996.2	956.8	949.4	946.4	929.0 (774-1,037)

5.2.2 Dimensionen der Scala tympani und der Scala vestibuli

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 perilymphatischen Räume mit einer Latexmasse ausgegossen und jedes der Gummimodelle in 1 mm dicke Schichten geschnitten worden waren. In diesen Schnitten bestimmte er unter Vergrößerung und Verwendung eines stereoskopischen Mikroskops die Weiten und Höhen der beiden Skalen. Er zeigte, dass die Scala tympani hinsichtlich ihrer Größe in der basalen und mittleren Windung der Cochlea dominiert, wohingegen in der apikalen Windung die Scala vestibuli im Vergleich zur Scala tympani größentechnisch an Bedeutung gewinnt. Diese Ergebnisse von Wysocki bestätigen sich auch in der vorliegenden Studie. Im Gegensatz zu Wysocki, der in 1 mm Abständen die Scalen vermaß, erfolgten die im Rahmen dieser Arbeit getätigten Messungen der

Scalae anhand eines Schnittbildes durch die Zentralachse (Modiolus) und den Aquaeductus cochlearis in 180° Abständen (vgl. Abb. 128, 129, 130, 140, 150, 151, 159, 160, 169, 170). Infolgedessen ist der exakte Vergleich der Werte Wysocki's mit denen dieser Studie schwierig. Dennoch ist eine ähnliche Tendenz der Messwerte der Höhen und Weiten der Scalae zu erkennen. Wysocki maß in der Basalwindung zu Beginn der Scala vestibuli eine mittlere Höhe von 1,2 mm und eine mittlere Weite von 1,75 mm, im Vergleich dazu ergaben sich hier in der 1. Windung basalwärts in der Scala vestibuli eine Höhe von 0,74 – 1,20 mm und eine Weite von 1,65 – 1,90 mm und in der Scala tympani eine Höhe von 1,25 – 1,57 mm und eine Weite von 2,05 – 2,52 mm. Wysocki vermaß die Scala tympani nach 2 mm Entfernung vom Runden Fenster mit einer mittleren Höhe von 1,3 mm und einer mittleren Weite von 2,1 mm. In Richtung Apex nach 37 mm maß Wysocki eine mittlere Höhe der Scala vestibuli von 0,4 mm und eine mittlere Weite von 1 mm. Die Vermessung der mittleren Höhe der Scala tympani nach 36 mm ergab einen Wert von 0,3 mm und die der mittleren Weite von 1,5 mm. Die Ergebnisse der in dieser Studie vermessenen rekonstruierten Felsenbeine 1 - 5, zeigen in der letzten Windung in der Scala vestibuli eine Höhe von 0,61 - 0,78 mm sowie eine Weite von 1,51 - 1,60 mm, und in der Scala tympani eine Höhe von 0,56 - 0,69 mm und eine Weite von 1,41 - 1,62 mm (siehe Tabelle 7 und 8).

Tabelle 7. Entwicklung der Höhen der einzelnen Scalae im Verlauf der Windungen (Vergleich: FB 1: Abb. 139; FB 2: Abb. 150; FB 3: Abb. 128; FB 4: Abb. 159; FB 5: Abb. 169)

Höhe der Scalae in mm von basal in Richtung apikal	FB 1	FB 2	FB 3	FB 4	FB 5
1. Windung (basalwärts)					
Scala vestibuli	0.98	1.09	1.20	0.74	0.80
Scala tympani	1.57	1.26	1.39	1.40	1.25
1. Windung (apikalwärts)					
Scala vestibuli	1.22	1.11	0.89	0.99	1.02
Scala tympani	1.03	1.11	1.15	0.94	1.03
2. Windung (basalwärts)					
Scala vestibuli	0.91	1.04	0.89	0.91	0.79
Scala tympani	0.99	0.92	0.78	0.87	0.89
2. Windung (apikalwärts)					
Scala vestibuli	0.85	0.93	0.87	0.88	0.83
Scala tympani	0.87	0.76	0.79	0.86	0.84
3. Windung (basalwärts)					
Scala vestibuli	0.87	0.80	0.71		
Scala tympani	0.69	0.56	0.57		
3. Windung (apikalwärts)					
Scala vestibuli	0.78		0.61		

Tabelle 8. Entwicklung der Weiten der einzelnen Scalae im Verlauf der Windungen (Vergleich FB 1: Abb. 140; FB 2: Abb. 151; FB 3: Abb. 129; FB 4: Abb. 160, FB 5: Abb. 170)

Breite der Cochlea in mm von basal in Richtung apikal	FB 1	FB 2	FB 3	FB 4	FB 5
1. Windung (basalwärts)					
Scala vestibuli	1.65	1.90	1.78	1.76	1.67
Scala tympani	2.15	2.52	2.47	2.22	2.05
1. Windung (apikalwärts)					
Scala vestibuli	1.86	1.91	1.51	1.97	1.95
Scala tympani	1.71	1.75	2.03	1.84	1.76
2. Windung (basalwärts)					
Scala vestibuli	1.57	1.84	1.77	1.71	1.61
Scala tympani	1.38	1.47	1.60	1.38	1.52
2. Windung (apikalwärts)					
Scala vestibuli	1.48	1.64	1.71	1.67	1.59
Scala tympani	1.27	1.46	1.40	1.51	1.58
3. Windung (basalwärts)					
Scala vestibuli		1.51	1.60		
Scala tympani	1.41	1.42	1.62		

5.2.3 Lage der Elektroden innerhalb der Cochlea

Die Eindringtiefe der beiden langen Standard Elektroden (Tabelle 9) unterscheiden sich ungefähr um 100°, wobei die Elektrode, die über die Cochleostomie eingeführt wurde (FB 1), tiefer in der Cochlea positioniert ist. Die Eindringtiefe der beiden kurzen Flex EAS Elektroden (Tabelle 9) unterscheiden sich um ca. 50°, wobei auch hier wiederum die Elektrode, die über eine Cochleostomie implantiert wurde (FB 4), tiefer im Lumen der Cochlea liegt.

Adunka und Kiefer (2006) untersuchten das intracochleäre Trauma innerhalb der Cochlea in Abhängigkeit von der Einführtiefe der Elektrode und der dazu nötigen Kraft. Dabei verwendeten sie einerseits den langen Standard Elektrodenarray sowie den gleichlangen Flex Soft Elektrodenarray der Firma MED-EL. Dabei wurde mit dem langen Standard Elektrodenarray eine mittlere Einführtiefe von 305° bei durchgeführter Soft Surgery erreicht, wohingegen mit einer kraftvollen Implantationstechnik eine mittlere Eindringtiefe von 535 ° (Einführtiefen von min 180° bis max. 740°) erreicht wurde. Beide Einführtiefen sind, unabhängig von den Implantationstechniken, wesentlich geringer als die in dieser Studie erreichten. Aus den μ CT Scans der Felsenbeine ist es nicht ersichtlich, ob sich in den Scalae noch Lymphe befand oder ob diese während bzw. vor der Präparation (zuschneiden auf 17 mm, eröffnen des Vestibulums) entwichen ist und ob somit Luft die Scalae füllte, sodass das Einführen der Elektrodenarray durch den geringeren Widerstand einfacher durchzuführen war.

Im Rahmen der elektroakustischen Stimulation wird für eine optimale Tonhöhenwahrnehmung und ein gutes Sprachverständnis eine Einführtiefe der Elektrode von 360 ° (ca. 18-20 mm) empfohlen, um einerseits entsprechend der Tonotopie entlang der Basilarmembran den 1 kHz Bereich abzudecken und andererseits eine möglichst atraumatische CI Implantation zu gewährleisten (Greenwood, 1961; Adunka et Kiefer, 2006; von Ilberg et al., 2010). Prinzipiell wurden in der vorliegenden Studie die Elektroden nur soweit in die Cochlea eingeführt bis der erste Widerstand zu spüren war. Einschränkend muss hier darauf hingewiesen werden, dass die von in dieser Studie verwendeten Elektrodenarray keine Platindrähte enthielten und somit deutlich veränderte Eigenschaften in der Handhabung bei der Insertion aufwiesen. Die aus der Cochlea herausragenden Elektrodenüberstände wurden mit Wachs am Knochen fixiert. Trotzdem ist es nicht auszuschließen, dass sich die Positionen der Elektroden durch den Transport und die Scans verändert haben könnten. Zudem besteht die Möglichkeit einerseits eines natürlichen Hindernisses innerhalb der Cochlea, andererseits könnten noch nicht komplett aufgetauten Flüssigkeitsrückstände, die Einführung der Elektrode beeinflusst haben.

Tabelle 9. Positionierung der Elektroden innerhalb der Cochlea. FB 1 und FB 2: Standard Elektrodenarray. FB 4 und FB 5: Flex EAS Elektrodenarray. FB 1 und 4: Implantation über das Runde Fenster. FB 2 und FB 5: Cochleostomie.

Aufsicht von apikal	FB 1	FB 2	FB 3	FB 4	FB 5
Eindringtiefe der Elektrode in die Cochlea in Grad °	758,9	663,1	-	327,0	282,8

Tabelle 10. Vermessen des Elektrodendurchmessers beim Schnitt durch den Modiolus. Variation der Messwerte mit verschiedenen Schnittwinkeln vereinbar.

Elektrodendurchmesser in mm	FB 1	FB 2	FB 4	FB 5
von basal	1.24	1.06	0.69	0.71
in Richtung	0.65	0.73	0.33	0.35
apikal	0.61	0.66		
	0.53	0.53		
	0.49			

Die Evaluation der Elektrodenlage innerhalb der Cochlea erfolgt anhand der knöchernen Lamina spiralis ossea, da in den μ CT Bildern mit implantierten Elektrodenarray die Weichgewebe, die Cochlear partition mit der Basilarmembran und dem Ligamentum spirale, nicht zu erkennen sind. Anhand der μ CT Schichtbilder und der dreidimensionalen Rekonstruktionen sind keine schweren Traumata, wie eine Fraktur der Lamina spiralis ossea oder des Modiolus, durch die Implantation langer Standard oder kurzer Flex EAS Elektrodenträger zu sehen. Ob sich die Elektrode innerhalb der Scala tympani befindet oder sie die Lage in die Scala vestibuli wechselt, wird anhand der Lamina spiralis ossea dokumentiert. Genaue Aussagen, ob die Basilarmembran angehoben oder rupturiert wird, sind anhand der vorliegenden Rekonstruktionen nicht zu treffen. Die nachträglich angefertigten histologischen Schnitte der FB 1 – 5 geben jedoch einen Einblick.

In FB 1 und 2, die beide mit einer langen Standard Elektrode der Firma MED-EL implantiert wurden, wechselt die Elektrode ihre Lage von der Scala tympani in die Scala

vestibuli. Die Überschreitung der Höhe der Lamina spiralis ossea findet in FB 1 (Rund Fenster Implantation) bereits in der Basalwindung bei 118° und in FB 2 (Cochleostomie) ebenfalls innerhalb der Basalwindung aber schon bei 90° statt. Des Weiteren ist die Elektrode in ihrem Verlauf mehrfach auf Höhe der Lamina spiralis ossea zu finden, sodass davon ausgegangen werden kann, dass sie an der Cochlear partition anliegt bzw. diese anhebt (vgl. Abb. 138 und Abb. 149 sowie Tabelle 11). Adunka und Kiefer (2006) beschrieben bei ihren forcierten Cochlea Implantationen in frische Felsenbeine mit der langen Standard Elektrode hochgradige Traumata der Cochlea. Unter anderem beobachteten sie häufig eine Fraktur der Lamina spiralis ossea in der Basalwindung, leichte Anhebungen der Basilarmembran in den mittleren Schneckenwindungen sowie Rupturen der Basilarmembran in der apikalen Windung mit einer Dislokation der Elektrode in die Scala vestibuli jenseits von 360°. Adunka und Kiefer verwendeten Felsenbeine in vitro. Die Basilarmembran bzw. alle durchbluteten Weichgewebsstrukturen verändern post mortem ihre Eigenschaften und verlieren dadurch an Elastizität und Festigkeit, sodass sich diese avitalen Strukturen vulnerabler präsentieren. Um zukünftig realistische in vivo Bedingungen zu simulieren und intracochleare Traumata zu vermeiden, wären Schmier- bzw. Gleitmittel bei der CI-Implantation im Rahmen von in vitro Felsenbeinstudien von Vorteil. In einer weiteren Studie von Adunka et al. (2004) wurde bereits Healon als Gleitmittel verwendet. Dabei lag das Augenmerk auf dem basalen Bereich der Cochlea. In 33 histologisch untersuchten Felsenbeinen wurden die beiden Elektrodenträger Standard und Flex EAS entweder über eine Cochleostomie oder alternativ über das Runde Fenster implantiert. Der Rund Fenster Zugang verursachte dabei in etwa 15 % aller Fälle schwere Schäden innerhalb der Basalwindung, wohingegen bei der Cochleostomie in 50 % aller Fälle Cochlea Traumata in dem basalen Bereich der Hörschnecke zu sehen waren. Die Cochleostomie wird wegen ihres direkten, geraden Zugangs in die Basalwindung favorisiert, sodass dieser Zugangsweg für steifere Elektrodenträger von Vorteil ist. Der Rund Fenster Zugang gestaltetet sich mit flexiblen und weichen Elektrodenträgern besonders atraumatisch. So erklärten Adunka et al. (2004), dass sich der Flex EAS Elektrodenträger an sich relativ atraumatisch einführen lässt. Trotzdem entstanden auch bei diesen Elektrodenträgern Schäden im basalen Bereich der Cochlea.

In der hier vorliegenden Felsenbeinstudie kann keine Dislokation der kurzen Flex EAS Elektroden in FB 4 und 5 beobachtet werden. Sowohl der Rund Fenster Zugang als auch

die Cochleostomie stellen einen sicheren Zugangsweg in die Scala tympani dar. In beiden Felsenbeinen positioniert sich die Elektrode deutlich unterhalb der Lamina spiralis ossea, also in der Scala tympani und nähert sich in ihrem Verlauf immer mehr der Höhe der Lamina spiralis ossea an (siehe Abb.158 (FB 4) und Abb.169 (FB 5)). Ob bei der Implantation im basalen Bereich in Nähe des Runden Fensters die Cochlear partition Schäden erlitten hat, kann hier leider nicht näher beurteilt werden.

Für die elektro-akustische Stimulation der Hörnerven ist eine möglichst atraumatische CI-Implantation essentiell, um das restliche Hörvermögen zu schützen und so akustisches Hören zu gewährleisten. In der vorliegenden Studie kann dies mithilfe eines Flex EAS Elektrodenarrays sowohl über die anterior-inferiore Cochleostomie als auch über den Rund Fenster Zugang erreicht werden. In Anbetracht der Elektrodenlage innerhalb der Scala tympani und den möglicherweise dadurch entstehenden Schäden entlang des Modiolus und der Spiralganglienzellen, favorisierten Li et al. (2007) eine anteriore-inferiore Cochleostomie. Denn dieser Zugangsweg führte zu einer Elektrodenlage direkt parallel zur langen Achse der Scala tympani und wies somit weniger Kontakt zu den Cochleawänden auf und half dadurch die Spiralganglienzellen zu schützen.

Beim Vergleich der beiden in dieser Studie angewandten Implantationstechniken kommt es bei der Cochleostomie zu einer geraderen Position der Elektrode innerhalb der basalen Windung der Cochlea und zu einem späteren Kontakt mit der Modioluswand (Abb. 171). Der Rund Fenster Zugang hingegen lässt die Elektrode eher die mediale Wand des Modiolus und im Verlauf dann auch eher die äußere Cochleawand berühren und zeigt somit einen gewundeneren Verlauf (Abb. 171). Die verwendeten Elektrodenträger enthalten keine Platindrähte und haben dadurch eine verminderte Steifigkeit. Inwieweit dies die Lage der Elektroden beeinflusst lässt, sich aus der vorliegenden Studie nicht ableiten.

Tabelle 11. Position der beiden langen Standard Elektrodenarrays in FB 1 und FB 2. Die Messungen der Entfernungen erfolgten ausgehend vom Runden Fenster.

	Art	FB 1: Entfernung		FB 2: Entfernung	
		in °	in mm	in °	in mm
A	Tiefpunkt	35	3,3	26	3,0
B	Kantenhöhe	77	5,9	50	4,8
C	Hochpunkt	118	8,4	90	7,5
D	Kantenhöhe	158	11,0	123	9,7
E	Tiefpunkt	231	14,5	180	12,9
F	Kantenhöhe	330	18,9	309	19,1
G	Hochpunkt	410	21,3	616	29,6

5.2.4 Rundes Fenster und Steigbügel

Die Ausmaße der Rund Fenster Membran, des Stapes und der Lamina spiralis ossea des Felsenbein 3 liegen innerhalb der in der Literatur beschriebenen Referenzwerte. Der kurze Durchmesser des Runden Fensters misst 1,37 mm und der lange 2,22 mm. Beck und Bader (1963) schätzten den kurzen Durchmesser des Runden Fensters auf 1,9 - 2,0 mm und den langen Fensters auf 2,3 mm. Nomura (1984) maß für den kurzen Durchmesser Werte zwischen 1,43 mm und 2,38 mm mit einem Mittelwert von 1,87 mm, und für den langen Durchmesser Werte zwischen 1,83 und 3,25 mm mit einem Mittelwert von 2,3 mm. Die geringfügige Abweichung des kurzen Durchmessers ergibt sich aller Wahrscheinlichkeit nach aus der variablen Anatomie des humanen Innenohres.

Die Vermessung des Steigbügels bzw. der Steigbügelfußplatte ergibt eine Weite von 1,37 mm und eine Länge von 2,76 mm. Beide Werte liegen innerhalb des von Anson und Donaldson (1973) gemessenen Referenzbereichs, der eine Länge zwischen 2,64 mm und 3,36 mm mit einer mittleren Länge von 2,99 mm sowie eine Breite zwischen 1,08 mm und 1,66 mm mit einer mittleren Breite von 1,41 mm vorsieht.

Die radiale Breite der Lamina spiralis ossea vom Modiolus aus wurde von Beck und Bader (1963) mit 1,4 mm gemessen. Die Lamina spiralis ossea ist in Abbildung 122 mit ihren Messwerten dargestellt. Ihre Breite variiert von 1,6 mm bis 0,6 mm.

5.3 Ausblick

Die vorliegende Arbeit stellt anatomisch präzise dreidimensionale Rekonstruktionen humaner Felsenbeine mit und ohne implantierten Elektroden dar. Diese Modelle dienen der anschließenden Berechnung der Schallwellenausbreitung innerhalb des menschlichen Innenohres unter Verwendung numerischer Methoden, wie beispielsweise der Finite-Elemente-Methode.

Primär ist die Schallwellenausbreitung innerhalb der Cochlea ohne Fremdkörper, d.h. ohne implantierter Elektrode, zwischen festen und flüssigen Strukturen von Interesse. Dabei soll die Wechselwirkung der Fluid-Struktur-Kopplung zwischen der Lymphe und der Cochlear Partition berechnet werden. Die von der Lamina spiralis ossea ausgehende bandförmige Struktur, die Cochlear partition, wird zum einen als orthotroper Festkörper mit den bereits bekannten Maßen der humanen Basilarmembran modelliert und zum anderen wird der fortlaufende Rest als isotroper elastischer Körper gebildet, der dann das Ligamentum spirale repräsentiert. Für konstitutive Gleichungen eines mathematischen Modells benötigt man die mechanischen Parameter der einzelnen Materialien. Fleischer et al. (2010) bestimmten die Compliance Profile der Basilarmembran einer Meerschweinchen-Cochlea, die auch für die effektive schwingungsfähige Fläche innerhalb der menschlichen Cochlea verwendbar ist.

Sekundär besteht die Intention, eine Finite-Elemente-Modellierung der CI-Elektrode durchzuführen und so die mechanischen Wechselwirkungen mit dem Innenohr zu berechnen. Für Patienten mit verbleibendem Resthörvermögen der tiefen Frequenzen gewinnt die elektro-akustische Stimulation des Innenohres zunehmend an Bedeutung. Jedoch sind die Auswirkungen der implantierten Elektrode auf die biomechanischen Eigenschaften des Innenohres und die daraus resultierende akustische Tonwahrnehmung nicht geklärt. Skarzynski et al. (2002) berichteten im Rahmen einer CI-Studie über den Erhalt des Resthörvermögens, dass 5 ihrer 26 untersuchten Patienten eine Verbesserung des Resthörvermögens in den tiefen Frequenzen zwischen 125 und 500 Hz nach der CI-Implantation aufwiesen. Kiefer et al. (2006) simulierten in einem Cochlea Modell (Böhnke und Arnold, 1999) die Elektrode, indem sie die ideal rekonstruierte Basilarmembran an den Stellen versteiften, an denen sie den Elektrodenkontakt annahmen. Anhand dieses Modells wurde die Auswirkung der Elektrode auf die Schallwellenausbreitung entlang der Basilarmembran prognostiziert. Die Versteifung der Basilarmembran an diesen Stellen

fürte zu einer Bündelung der akustischen Energie und konnte dadurch möglicherweise die Tonwahrnehmung angrenzend an die versteiften Partien erhöhen. Numerische Cochlea Modelle anhand dreidimensionalen Rekonstruktionen, die mithilfe realer anatomischer Daten erstellt worden sind, sind die Voraussetzung für die exakte Simulation der Mikromechanik des Innenohres. Von besonderem Interesse sind dabei die Auswirkungen, der verschiedenen Elektrodentypen und deren Implantationstechniken mit daraus resultierender Lage, auf die Mikromechanik des Innenohres.

Für präzisere dreidimensionale Rekonstruktionen des menschlichen Innenohres wäre es wünschenswert die Basilarmembran, das Ligamentum spirale und das Corti Organ mit seinen Haarzellen genauer zu differenzieren. In der vorliegenden Arbeit konnten diese Strukturen nur innerhalb der Cochlear partition und dann auch nur in den μ CT Scans des Felsenbeins ohne implantierte Elektrode dargestellt werden. Dies wirft nun die Frage auf wie in Zukunft eine exaktere Differenzierung im Rahmen weiterer Felsenbeinuntersuchungen realisiert werden kann. Zum einen wäre eine höhere Auflösung der Bilddatensätze wünschenswert. Die hängt allerdings unter anderem stark von der Größe des zu untersuchenden Objekts ab. So limitiert die Größe des Felsenbeines mit der sich darin befindlichen Cochlea und den Bogengängen die Auflösung. Da in der vorliegenden Arbeit der Schwerpunkt auf der Cochlea liegt und ein vorgegebenes Größenlimit eingehalten werden musste, konnten die Bogengänge bei der Felsenbeinpräparation nicht geschont werden. Es wäre aber zu empfehlen, die Bogengänge zu erhalten, damit weder diese noch das Vestibulum geöffnet werden müssen und somit sichergestellt ist, dass keine Lymphe der Cochlea entweichen kann. Daneben wäre es von Vorteil, die Felsenbeine unmittelbar post mortem zu präparieren und zu scannen, sodass eine Atrophie der Zellen aller vitalen Gewebestrukturen innerhalb der Cochlea möglichst vermieden wird. Alternativ bestünde die Möglichkeit, die Felsenbeine post mortem zu fixieren. Allerdings ist es schwierig, die dabei entstehenden Schrumpfungartefakte zu quantifizieren. Dieses grundlegende Problem ergäbe sich auch bei der Präparation der Cochlea mit Schwermetallsalzen, wie beispielsweise mit Osmiumtetroxid, um damit Weichgewebe im μ CT besser darstellen zu können.

Alternativ zum μ CT etablieren sich immer mehr die sTSLIM Methoden. Sie bieten eine hohe Auflösung von bis zu $1,5 \mu\text{m}$ und eine präzise Abbildung sämtlicher Weichgewebsstrukturen. Sogar die Darstellung von Haarzellen ist damit möglich. Jedoch sind die Rekonstruktionen aus den mit der sTSLIM Methode erstellten Schichtbildern

anisotrop und für die numerische Cochleamodellierung dadurch problematisch. Die quantitative Bestimmung der Schrumpfungartefakte der sTSLIM Methode von bis zu 8 % könnte es erlauben, diese Fehler aus den dreidimensionalen Rekonstruktionen herauszurechnen, und damit der Realität näher zu kommen, wenn die Problematik der Anisotropie gelöst ist (Buytaert et al., 2013).

Die Präzisionsbildgebung und die dreidimensionale Modellierung des Innenohres auf der Basis von μ CT Schnittbildern, dienen nicht nur der numerischen Modellierung und Simulation der Mikromechanik des Innenohres, sondern können auch Verfahren der computer-assistierten Chirurgie (CAS) nutzen. Die CAS wird entwickelt, um die Präzision und Sicherheit operativer Eingriffe, insbesondere an der lateralen Schädelbasis, zu erhöhen. Dazu zählen der Einsatz intraoperativer Navigationstechnik, mechatronischer Assistenzsysteme und Verfahren der computergestützten Simulation und präoperativen Planung. Diese Denkansätze der CAS basieren auf dreidimensionalen Rekonstruktionen von Patienten spezifischer Anatomie und sind für die präoperative Planung und die intraoperative Anwendung notwendig. In vitro μ CT Studien könnten durch die detaillierte Darstellung der Anatomie der Entwicklung und Evaluation der CAS in Rahmen von Felsenbeinstudien dienen.

6 Zusammenfassung

Die Mikromechanik des Hörens, das heißt die genauen physiologischen und auch pathologischen Vorgänge innerhalb des Innenohres zu verstehen, spielt zunehmend eine Rolle. Besonders in Anbetracht der sich immer mehr etablierenden kombinierten Therapiemethode der elektroakustische Stimulation für Patienten mit einer hochgradigen Schwerhörigkeit in hohen und einem verbleibenden Resthörvermögen in tiefen Frequenzen, ist es wichtig zu wissen, wie die beiden Methoden, akustische Amplifizierung und elektrische Stimulation, miteinander interagieren.

In der vorliegenden Arbeit sind neue reale Grundlagenmodelle der menschlichen Cochlea mit und ohne implantierten CI-Elektrodoträgern erstellt worden.

Anhand dieser präzisen Modelle ist es nun möglich, mithilfe numerischer Methoden, wie beispielsweise der Finite-Elemente-Methode, die Schallwellenausbreitung innerhalb des menschlichen Innenohres sowie die Auswirkungen der implantierten Elektroden auf dessen biomechanische Eigenschaften und die wiederum daraus resultierenden akustischen Veränderungen der Tonwahrnehmung zu berechnen.

Bisher gab es keine realen dreidimensionalen isotropen Rekonstruktionen des menschlichen Innenohres, weder ohne noch mit implantierten Elektroden, die die exakte Anatomie der Cochlea inklusive ihrer Weichgewebsstrukturen, wie beispielsweise der Cochlear partition, wiedergeben. Die vorliegende Studie präsentiert insgesamt fünf präzise dreidimensionale Rekonstruktionen des menschlichen Innenohrs, die anhand hochauflösender μ CT Schichtbilder erstellt worden sind. Dafür wurden zwei humane Felsenbeine mit einer Standard Elektrodenarray (MED-EL), jeweils über zwei verschiedene Implantationstechniken, nämlich einmal über die Cochleostomie und einmal über das Runde Fenster, implantiert. Zwei Felsenbeine sind mit einer kurzen Flex EAS Elektrode, die von der Firma MED-EL speziell für die elektro-akustische Stimulation entwickelt wurde, wiederum einmal über die Cochleostomie und einmal über den Rund Fenster Zugang, versorgt worden. Ein Felsenbein blieb zu Referenzzwecken ohne Implantat.

Die fünf nach der Obduktion tiefgefrorenen Felsenbeine taute man für die Präparation und die CI-Implantation auf und scannte sie für die Bilderstellung mit einem kommerziellen MicroCT, (SCANCO AG). Zur Kontrolle der exakten Zuordnung der

Weichgewebsstrukturen wurde von diesen histologische Schnitte angefertigt. Die erhaltenen DICOM Datensätze der μ CT Schichtbilder in einer Auflösung von 5,9 μ m bzw. 10,8 μ m wurden mithilfe der Amira Software manuell segmentiert und rekonstruiert.

Die anhand hochauflösender μ CT Schichtbilder und manuell segmentierten dreidimensionalen Rekonstruktionen geben das die Cochlea umgebende Labyrinth, den Modiolus, die Lamina spiralis ossea, die mit Lymphe gefüllten Scalae sowie die Cochlear partition und die CI-Elektroden in ihrer Geometrie wieder. Die regulären Standard Elektroden von 31 mm Länge wechseln innerhalb der Cochlea ihre Lage. Dagegen platziert sich die Flex EAS Elektroden mit 18 mm ohne Traumatata in der Scala tympani und führt dort bei der Implantation über das Runde Fenster im Vergleich zur anterior-inferiore Cochleostomie zu einem gewundeneren Verlauf. Die Elektrode berührt zu Beginn der Basalwindung die mediale Cochleawand und nach einem Drittel die äußere Cochleawand. Wohingegen die Elektrode, die über die Cochleostomie implantiert wurde, erst tiefer apikal Kontakt zur medialen und auch zur äußeren Wand aufnimmt. Anhand der in der vorliegenden Arbeit erstellten realen, isotropen, dreidimensionalen Rekonstruktionen werden nun numerische Simulationen durchgeführt, in deren Zentrum die Auswirkungen der unterschiedlichen Lagen der Elektrode, je nach Implantationstechnik und verschiedenen Elektrodenträgern, auf die Mikromechanik des Hörens stehen. Interessant ist, welche Ergebnisse diese Berechnungen der Schallwellenausbreitung innerhalb der Cochlea mit und ohne die implantierten Elektrodenträger bringen werden.

Glossar

Anisotropie. (von griechisch ἀν- Alpha privativum un-; griechisch ἴσος isos gleich; und griechisch τρόπος tropos Drehung, Richtung) bezeichnet die Richtungsabhängigkeit einer Eigenschaft oder eines Vorgangs. Anisotropie ist das Gegenteil der Isotropie. Der Begriff wird in der Physik (z. B. Strahlung, Magnetismus, Ausbreitungsgeschwindigkeit von Erdbebenwellen), in der Materialwissenschaft, in der Kristallographie und in der Mathematik auf die jeweils unterschiedliche Eigenschaften der betrachteten Systeme angewandt.

Cochlea Implantat. Das Cochlea-Implantat (CI, Innenohrprothese) ermöglicht mit Hilfe elektrischer Reizung des noch funktionsfähigen Hörnerves auditive Wahrnehmung, also Hörempfindungen und Sprachverstehen. Über ein Mikrofon werden Signale aufgenommen, im Sprachprozessor verarbeitet und drahtlos transkutan zum Implantat (Empfänger und Stimulator) gesendet. Das dort decodierte Signal bewirkt über eine definierte Elektrostimulation die Reizung unterschiedlicher Hörnervenabschnitte.

Cochlear partition. Die Cochlear partition ist als Weichgewebestrukturen definiert, die die Scala tympani von der Scala media trennen. Damit umfasst sie die Basilarmembran mit aufliegendem Corti Organ und angrenzendem Ligamentum spirale und verkörpert die Gesamtheit aller schwingungsfähigen membranösen Strukturen innerhalb der Cochlea.

Elektro-akustische Stimulation (EAS). Die EAS ist ein Verfahren für schwerhörige Patienten mit einem Resthörvermögen im Tieftonbereich und kombiniert dabei die elektrische Stimulation des Hochtonbereichs durch eine CI-Elektrodeninsertion < 20 mm und eine akustische Stimulation der tiefen Frequenzen durch ein konventionelles Hörgerät.

Finite-Elemente-Methode (FEM). Die FEM ist ein numerisches Verfahren zur Berechnung komplexer Strukturen und der näherungsweise Lösung partieller Differentialgleichungen mit Randbedingungen. Sie basiert darauf, dass die Oberfläche des komplexen Objektes in kleinste polygone Elemente zerlegt und die Struktur des Objekts

dabei in Stab-, Schalen- oder Volumenelemente aufgeteilt wird. Die einzelnen finiten Elemente sind an den Eckpunkten miteinander verbunden und bilden wiederum die dreidimensionale Form des Objekts nach. Mit der FEM können Eigenschaften von Objekten ermittelt werden, die komplexe geometrische Strukturen haben.

Isotropie. (von griechisch ἴσος isos gleich; und griechisch τρόπος tropos Drehung, Richtung) bezeichnet als Eigenschaft aller amorphen Stoffe (Gase, Flüssigkeiten, Gläser) die Unabhängigkeit der Größe der vektoriellen Eigenschaften (z.B. Lichtbrechung, Wärmeleitung, elektr. Leitfähigkeit) von der Richtung im Körper.

Mikrotom. Ein Mikrotom ist ein Schneidegerät, mit dem sehr dünne Schnittpräparate erstellen werden können. Es dient unter anderem zur Herstellung mikroskopischer Präparate, die später durchstrahlt werden sollen.

Numerische Methoden. Die Numerische Mathematik (die Numerik) befasst sich als Teilgebiet der Mathematik mit der Konstruktion und Analyse von Algorithmen zur Lösung mathematischer Probleme.

Orthotropie. (von griechisch ὀρθός orthos „richtig, korrekt, recht“ und τρόπος tropos „Weg, Richtung, Art und Weise“) oder „rhombische Anisotropie“, bedeutet, das anisotrope Material hat rechtwinklig (orthogonal) aufeinander stehende Hauptrichtungen. Die Orthotropie stellt somit eine Sonderform der Anisotropie dar. Dabei handelt es sich um Stoffe, deren Elastizitätseigenschaften mit wechselnder Richtung unterschiedlich sind.

Segmentierung. Die Segmentierung ist ein Teilgebiet der digitalen Bildverarbeitung und des maschinellen Sehens. Dabei werden inhaltlich zusammenhängenden Regionen durch Zusammenfassung benachbarter Pixel oder Voxel entsprechend einem bestimmten Homogenitätskriterium erzeugt.

Literaturverzeichnis

Adunka, O., Gstoettner, W., Hambek, M., Unkelbach, M. H., Radeloff, A., Kiefer, J. Preservation of basal inner ear structures in cochlear implantation. *ORL*. 66 (2004) 306 - 312

Adunka, O., Kiefer, J. Impact of electrode insertion depth on intracochlear trauma. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 135 (2006) 374 - 382

Anson, B. J., Donaldson, J. A. *Surgical Anatomy of the Temporal Bone and Ear*. W. B. Saunders Company, Philadelphia, London, Toronto, 2. Auflage, 1973, 1 - 734

Badea, A., Johnson, G.A. Magnetic Resonance Microscopy. *Anal Cell Pathol*. 35 2012 205 - 227

Bartling, S. H., Gupta, R., Torkos, A., Dullin, C., Eckhardt, G., Lenarz, T., Becker, H., Stöver, T. Flat-panel volume computed tomography for cochlear implant electrode array examination in isolated temporal bone specimens. *Otol Neurotol*. 27 (2006) 491 - 498

Beck, C., Bader, J. Ein Beitrag zur feineren Anatomie des menschlichen Innenohres. *Archiv Ohren- usw. Heilk. u. Z. Hals- usw. Heilk*. 181 (1963) 245 - 267

Békésy, G. v. Direct Observation of the Vibrations of the Cochlear Partition Under a Microscope. *Acta Otolaryngol*. 42 (1952) 197 - 201

Békésy, G. v. *Experiments in hearing*. Mcgraw Hill, New York, 1960, 1 - 745

Böhnke, F., Arnold, W. 3D-finite element model of the human cochlea including fluid-structure couplings. *ORL J. Otorhinolaryngol. Relat.* 61 (1999) 305 - 310

Braus, H., Elze, C. Sinnesorgane. In "Anatomie des Menschen". Bd. 2. Springer Verlag, Berlin, Göttingen, Heidelberg, 1960, 2. Auflage

Buytaert, J.A., Johnson, S.B., Dierick, M., Salih, W.H., Santi, P.A. MicroCT versus sTSLIM 3D imaging of the mouse cochlea. *J Histochem Cytochem.* 61 (2013) 382 - 95

Buytaert, J.A., Salih, W.H., Dierick, M., Jacobs, P., Dirckx, J.J. Realistic 3D computer model of the gerbil middle ear, featuring accurate morphology of bone and soft tissue structures. *J Assoc Res Otolaryngol.* 12 (2011) 681 - 96

Erixon, E., Högstorp, H., Wadin, K., Rask-Andersen, H. Variational anatomy of the human cochlea: implications for cochlear implantation. *Otol Neurotol.* 30 (2009) 14 - 21

Escudé, B., James, C., Deguine, O., Cochard, N., Eter, E., Fraysse, B. The size of the cochlea and predictions of insertion depth angles for cochlear implant electrodes. *Audiol Neurotol.* 11 (2006) 27 - 33

Eshraghi, A. A., Yang, N. W., Balkany, T. J. Comparative Study of Cochlear Damage With Three Perimodiolar Electrode Designs. *Laryngoscope.* 113 (2003) 415 - 419

Fleischer, M., Schmidt, R., Gummer, T. Compliance profiles derived from a three-dimensional finite-element model of the basilar membrane. *J Acoust Soc Am.* 127 (2010) 2973 - 2991

Ghiz, A.F., Salt, A.N., DeMott, J.E., Henson, M.M., Henson Jr., O.W., Gewalt, S.L. Quantitative anatomy of the round window and cochlear aqueduct in guinea pigs. *Hear Res.* 162 (2001) 105 - 112

Gulya, A. J., Schuknecht, H. F. *Anatomy of the Temporal Bone with Surgical Implications.* The Parthenon Publishing Group Ltd., New York, London, 1995, 2. Auflage, 1 - 350

Helbig, S., Settevendemie, C., Mack, M., Baumann, U., Helbig, M., Stöver, T. Evaluation of an electrode prototype for atraumatic cochlear implantation in hearing preservation candidates: preliminary results from a temporal bone study. *Otol Neurotol.* 32 (2011) 419 - 23

Iurato, S. Functional Implications of the Nature and Submicroscopic Structure of the Tectorial and Basilar Membranes. *J Acoust Soc Am.* 34 (1962) 1386 - 1395

Kiefer, J., Böhnke, F., Adunka, O., Arnold, W. Representation of acoustic signals in the human cochlea in presence of a cochlear implant electrode. *Hear Res.* 221 (2006) 36 - 43

Lang, J. *Klinische Anatomie des Ohres.* Springer Verlag, Wien, New York, 1992, 1 - 152

Lenhardt, E. Physiologie und Pathophysiologie des Innenohres. In: „Praxis der Audiometrie“, Lenhardt, E., Laszig, R. (Hrsg.), Thieme, Stuttgart, 1996, 7. Auflage, 44 - 53

Li, P.M., Wang, H., Northrop, C., Merchant, S.N., Nadol, J.B. Jr. Anatomy of the round window and hook region of the cochlea with implications for cochlear implantation and other endocochlear surgical procedures. *Otol Neurotol.* 28 (2007) 641 - 648

Li, S.-F., Zhang, T.-Y., Wang, Z.-M. An Approach for Precise Three-Dimensional Modeling of the Human Inner Ear. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec.* 68 (2006) 302 - 310.

Majdani, O., Thews, K., Bartling, S., Leinung, M., Dalchow, C., Labadie, R., Lenarz, T., Heidrich, G. Temporal bone imaging: comparison of flat panel volume CT and multisection CT. *AJNR Am J Neuroradiol.* 30 (2009) 419 – 24

Naganawa, S., Komada, T., Fukatsu, H., Ishigaki, T., Takizawa, O. Observation of contrast enhancement in the cochlear fluid space of healthy subjects using a 3D-FLAIR sequence at 3 Tesla. *Eur Radiol.* 16 (2006) 733 - 7

Neubert, K. Die Basilarmembran des Menschen und ihr Verankerungssystem. *Anat Embryol.*, 114 (1950) 539 - 588

Nomura, Y. *Otological Significance of the Round Window.* S. Karger, Basel, München, Paris, 1984, 1- 162

Oliver, D. Fakler, B. Auditorisches System. In: “Physiologie”, Deetjen, P., Speckmann, E.-J., Hescheler, J. (Hrsg.), Elsevier, Urban & Fischer Verlag, München, 2005, 4. Auflage, 135 - 158

Poznyakovskiy, A., Zahnert, T., Kalaidzidis, Y., Schmidt, R., Fischer, B., Baumgart, J., Yarin, Y. M. The creation of geometric three-dimensional models of the inner ear based on micro computer tomography data. *Hear Res.* 243 (2008) 95 – 104

Poznyakovskiy, A.A., Zahnert, T., Kalaidzidis, Y., Lazurashvili, N., Schmidt, R., Hardtke, H.J., Fischer, B., Yarin, Y.M. A segmentation method to obtain a complete geometry model of the hearing organ. *Hear Res.* 282 (2011) 25 - 34

Rau, T.,S., Würfel, W., Lenarz, T., Majdani, O. Three-dimensional histological specimen preparation for accurate imaging and spatial reconstruction of the middle and inner ear. *Int J Comput Assist Radiol Surg.* 8 (2013) 481 - 509

Shibata, T., Matsumoto, S., Agishi, T., Nagano, T. Visualization of Reissner membrane and the spiral ganglion in human fetal cochlea by micro-computed tomography. *Am. J Otolaryngol.* 30 (2009) 112 - 120

Skarzynski, H., Lorens, A., D'Haese, P., Walkowiak, A., Piotrowska, A., Sliwa, L., Anderson, I. Preservation of residual hearing in children and post-lingually deafened adults after cochlear implantation: an initial study. *ORL* 64 (2002) 247 - 253

Sørensen, M. S., Dobrzeniecki, A. B., Larsen, P., Frisch, T., Spørring, J., Darvann, T. A. The Visible Ear: A Digital Image Library of the Temporal Bone. *ORL.* 64 (2002) 378 - 381

Stark, T., Helbig, S. Cochlear implantation: a changing indication. *HNO.* 6 (2011) 605 - 614

Steffens, T. Hörgeräteversorgung. In: „Praxis der HNO-Heilkunde, Kopf- und Halschirurgie“, Strutz, J., Mann, W. (Hrsg.), Thieme Verlag, Stuttgart, 2010, 4. Auflage, 965 - 986

Struffert, T., Hertel, V., Kyriakou, Y., Krause, J., Engelhorn, T., Schick, B., Iro, H., Hornung, J., Doerfler, A. Imaging of cochlear implant electrode array with flat-detector CT and conventional multislice CT: comparison of image quality and radiation dose. *Acta Otolaryngol.* 130 (2010) 443 - 452

Strutz, J. Innenohr. In: „Praxis der HNO-Heilkunde, Kopf- und Halschirurgie“, Strutz, J., Mann, W. (Hrsg.), Thieme Verlag, Stuttgart, 2010, 4. Auflage, 286 - 314

Tinz, L. (19.10.2005): Drei-dimensionale Rekonstruktion des menschlichen Mittel- und Innenohres. Dissertation. München. TU München, HNO.

van Postnov, A., Zarowski, A., Clerck, N., Vanpoucke, F., Offeciers, F. E., Dyck, D., Peeters, S. High resolution micro-CT scanning as an innovatory tool for evaluation of the surgical positioning of cochlear implant electrodes. *Acta Otolaryngol.* 126 (2006) 467 - 474

Verbist, B. M., Joemai, R. M. S., Teeuwisse, W. M., Vedkamp, W. J. H., Geleijns, J., Frijns, J. H. Evaluation of 4 Multisection CT Systems in Evaluation of 4 Multisection CT Systems in Postoperative Imaging of a Cochlear Implant: A Human Cadaver and Phantom Study. *Am J Neuroradiol.* 29 (2008) 1382 - 1388

Verbist, B. M., Skinner, M. W., Cohen, L. T., Leake, P. A., James, C., Boëx, C., Holden, T. A., Finley, C. C., Roland, P. S., Roland, J. T. Jr., Haller, M., Patrick, J.F., Jolly, C.N., Faltys, M.A., Briaire, J.J., Frijns, J.H. Consensus panel on a cochlear coordinate system applicable in histologic, physiologic, and radiologic studies of the human cochlea.. *Otol Neurotol.* 31 (2010) 722 - 730

Verbist, B. M., Ferrarini, L., Briaire, J. J., Zarowski, A., Admiraal-Behloul, F., Olofsen, H., Reiber, J. H. C., Frijns, J. H. Anatomic considerations of cochlear morphology and its implications for insertion trauma in cochlear implant surgery. *Otol Neurotol.* 30 (2009) 471 - 477

Vogel, U. New Approach for 3D Imaging and Geometry Modeling of the Human Inner Ear. *ORL.* 61 (1999) 259 - 267

Voie, A. H. Imaging the intact guinea pig tympanic bulla by orthogonal-plane fluorescence optical sectioning microscopy. *Hear Res.* 171 (2002) 119 - 128

von Ilberg, C., Kiefer, J., Tillein, J., Pfenningdorff, T., Hartmann, R., Stürzebecher, E., Klinke, R. Electric-acoustic stimulation of the auditory system. New technology for severe hearing loss. *ORL.* 61 (1999) 334 - 340

Wang, H., Merchant, S. N., Sorensen, M. S. A Downloadable Three-Dimensional Virtual Model of the Visible Ear. *ORL.* 69 (2007) 63 - 67

Wang, H., Northrop, C., Burgess, B., Liberman, M. C., Merchant, S. N. Three-Dimensional Virtual Model of the Human Temporal Bone: A Stand-Alone, Downloadable Teaching Tool. *Otol Neurotol.* 27 (2006) 452 - 457

Wever. 1949. *Theory of hearing.* Wiley, New York, 1949, 1 - 484

Wittmaack, K. *Die Ortho- und Pathobiologie des Labyrinths- Als Grundlage der dystonischen und dystrophischen Erkrankungsprozesse des Innenohres.* Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 1956, 1 – 294

Whiting, B. R., Holden, T. A., Brunsten, B. S., Finley, C. C., Skinner, M. W. Use of Computed Tomography Scans for Cochlear Implants. *J Digit Imaging.* 21 (2008) 323 - 328

Wysocki, J. Dimensions of the human vestibular and tympanic scalae. *Hear Res.* 135 (1999) 39 - 46

Danksagung

Eine wissenschaftliche Arbeit ist nie das Werk einer einzelnen Person, deshalb möchte ich mich bei allen Menschen bedanken, die mir die Erstellung meiner Dissertation ermöglicht und die mich in dieser spannenden Phase meiner akademischen Laufbahn begleitet haben.

Herr Professor Dr. H. Bier möchte ich für die freundliche Überlassung des hochinteressanten Themas und die Bereitstellung des Arbeitsplatzes herzlich danken.

Besonders bedanken möchte ich mich bei den Herrn Privatdozenten PD Dr. Thomas Stark und PD Dr.-Ing Frank Böhnke, die mich stets mit ihren Anregungen unterstützt, und mich zu jeder Zeit mit ihrem unerschöpflichen Fundus an thematischen und wissenschaftlichen Hinweisen in neue Sphären gelenkt haben, sowie mir jederzeit für konstruktive Gespräche zur Verfügung standen. Ohne ihren wertvollen akademischen Rat wäre diese Arbeit nicht entstanden. Jede Phase wurde von Ihnen intensiv, professionell und warmherzig begleitet. Besonders bedanken möchte ich mich auch für die Freiheit, die mir während des gesamten Forschungsprojektes gewährte, was maßgeblich zum Gelingen dieser Arbeit beitrug.

Bei der Firma MED-EL bedanke ich mich für die spezielle Fertigung und Bereitstellung der Elektrodenträger ohne Platinkontakte, und bei dem Leibniz Rechenzentrum der Bayrischen Akademie der Wissenschaft möchte ich mich für die Nutzung des Remote Visualisation Systems bedanken.

Danken möchte ich auch von Herzen meiner Familie und Frau Christiane Götz-Schweiger, die mir während der Anfertigung der Dissertation immerwährend unterstützend und liebevoll zur Seite standen.