

Darstellung cochleärer Binnenstrukturen durch Optische Kohärenz-Tomografie (OCT)

Experimente zur OCT-gesteuerten Cochleostomie

Imaging of Cochlear Structures by Optical Coherence Tomography (OCT)

Temporal Bone Experiments for an OCT-guided Cochleostomy Technique

Autoren

H. W. Pau¹, E. Lanke², T. Just¹, G. Hüttmann²

Institute

¹ Klinik und Poliklinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde, Kopf- und Halschirurgie „Otto Körner“ der Universität Rostock (Direktor: Prof. Dr. H. W. Pau)

² Institut für Biomedizinische Optik der Universität zu Lübeck (Leiter: Prof. Dr. R. Birngruber)

Schlüsselwörter

- Optische Kohärenz-tomografie
- Scala tympani
- Cochlea Implant
- Innenohr-Topografie
- Restgehör

Key words

- Optical coherence tomography
- scala tympani
- cochlear implant
- inner ear topography
- residual hearing

eingereicht 15. August 2007
akzeptiert 12. März 2008

Bibliografie

DOI 10.1055/s-2007-995725
Online-Publikation: 17. 4. 2008
Laryngo-Rhino-Otol 2008; 87:
641–646 © Georg Thieme
Verlag KG Stuttgart · New York
ISSN 0935-8943

Korrespondenzadresse

Prof. Dr. med. Hans Wilhelm Pau

Klinik und Poliklinik für
Hals-Nasen-Ohrenheilkunde,
Kopf- und Halschirurgie
Doberaner Straße 137 – 139
18057 Rostock
hans-wilhelm.pau@
med.uni-rostock.de

Zusammenfassung



Hintergrund: Um die anatomische Orientierung bei der Cochlea-Implantation zu verbessern, soll geprüft werden, ob die Optische Kohärenz-Tomografie (OCT) im Rahmen der Cochleostomie vor der eigentlichen Eröffnung der Perilymphräume die Innenohrstrukturen, insbesondere die Basilarmembran und die Scala tympani, darzustellen vermag.

Material und Methode: Die Pilotuntersuchung wurde an fünf speziell präparierten humanen Felsenbeinpräparaten durchgeführt, bei denen für die Cochleostomie die knöcherne Schneckenwand aufgebohrt, die Endostealmembran jedoch noch erhalten war. Hierzu wurde ein Operationsmikroskop verwendet, in das ein OCT-System (Spectral-Domäne OCT (SD OCT), zentrale Wellenlänge von 840 nm) integriert war. Ein Pilotstrahl erlaubt die Visualisierung der abgetasteten

Scanebene, die durch das noch häutig verschlossene Cochleostoma und quer zur basalen Schneckenwindung gelegt wurde.

Ergebnisse: Mit der OCT konnten die Innenohrstrukturen, wie der laterale Ansatz der Basilarmembran bzw. die dadurch getrennten Skalen, durch das intakte Ligamentum spirale dargestellt werden. Orientierungssonden, die auf die Membran aufgesetzt werden, können im Scan identifiziert werden, sodass eine gezielte Inzision der Membran möglich wird.

Schlussfolgerungen: Die OCT ermöglicht die zuverlässige Darstellung der Cochlea-Morphologie, ohne dass dabei das Endost eröffnet werden muss. Daher ist das Verfahren prinzipiell als Orientierungshilfe in der Cochlea-Implant-Chirurgie geeignet. Mit der OCT kann präzise die Scala tympani vor Eröffnung des Innenohres und der Elektrodeninsertion lokalisiert werden.

Einleitung



Elektrodenträger für ein Cochlea-Implant (CI) sollten – wenn irgend möglich – in der Scala tympani liegen. Dies ist für jeden Operateur eine Selbstverständlichkeit. Untersuchungen von Aschendorf u. a. jedoch zeigten, dass in einem relativ hohen Prozentsatz die tatsächliche Lage von der gewünschten abweicht: nicht selten wird versehentlich das Implantat in die Scala vestibuli eingeführt [1]. Finley et al. und Aschendorf et al. haben gezeigt, dass Patienten mit Elektrodeninsertion in die Scala tympani bessere Sprachverständlichkeitstests lieferten als Patienten mit Elektrodenlokalisationen in der Scala vestibuli oder in beiden Scalen [1, 2].

Eigene anatomische Untersuchungen zeigten, dass aufgrund der Schrägstellung der Schneckenachse und damit auch der Projektion der Basilarmembran auf das Promontorium eine Fehleröff-

nung der Scala vestibuli oder eine Verletzung der Basilarmembran leicht unterlaufen kann [3]. Selbst bei vorsichtiger Darstellung der noch intakten Endostealmembran und deren gezielte Eröffnung, wie sie für manche Techniken (soft surgery [4], Präparation für eine elektroakustische Stimulation (EAS) bei Resthörigkeit [5, 6]) empfohlen wird, kann die laterale „Anheftstelle“ der Basilarmembran als Trennung zwischen den Scalen nicht genau lokalisiert werden. Somit kann auch bei sehr schonender Technik eine Fehleröffnung der Scala vestibuli bzw. Zerstörung der Basilarmembran resultieren. Daher stellte sich uns die Frage, ob ein zusätzliches bildgebendes Verfahren, wie die Optische Kohärenz-Tomografie (OCT = Optical Coherence Tomography), bei noch erhaltenem membranösen Endost Informationen über die darunter liegende Schnecken-Topografie ermöglichen könnte.

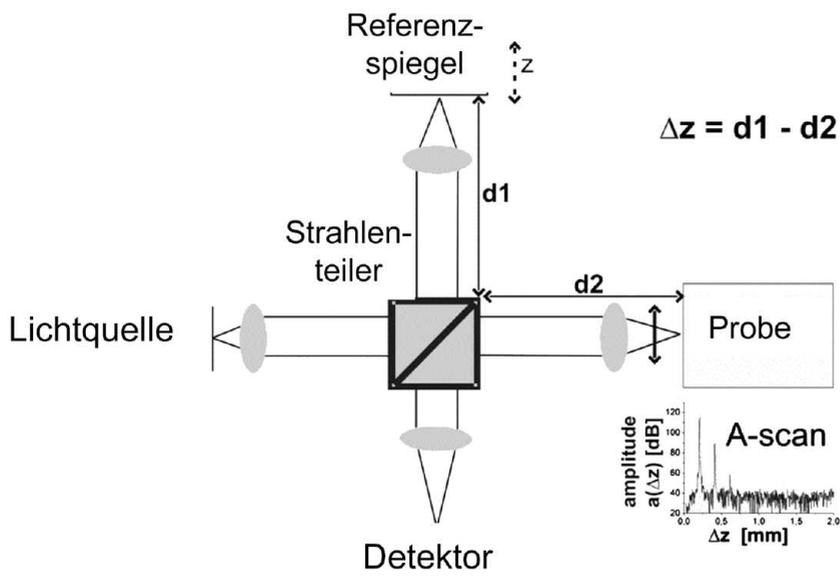


Abb. 1 Schema des Funktionsprinzips der Optischen Kohärenztomografie (Erläuterungen werden im Text gegeben).

Die OCT ist ein relativ neues bildgebendes Diagnoseverfahren zur Darstellung von Strukturen innerhalb biologischer Gewebe. Mit einem interferometrischen Messverfahren wird die Weglänge der aus dem Gewebe austretenden Photonen gemessen, um innere Strukturen des Gewebes ähnlich wie bei Ultraschall darzustellen. **Abb. 1** veranschaulicht das Grundprinzip. Kurzkohärentes und damit spektral breitbandiges infrarotes Licht wird an einem Strahlenteiler in zwei Strahlen – das Referenz- und Probenlicht – aufgeteilt. Das vom Referenzspiegel und von der Probe zurückkommende Licht gelangt über den Strahlenteiler zum Detektor und wird hinsichtlich seiner Interferenz analysiert [7]. Bei der älteren technischen Realisierung der OCT als „Time-Domain-OCT“ (TD-OCT) wird die Interferenz mit einem Photodetektor analysiert, während die Länge des Referenzarms kontinuierlich variiert wird [8]. Bei einer neueren Realisierung der OCT wird das Spektrum am Ausgang des Interferometers vermessen, ohne dass der Referenzarm verändert wird. Die verschiedenen reflektierenden Strukturen des Gewebes bewirken eine Modulation des Spektrums, deren Frequenz proportional zur Tiefe ist. Durch die mathematische Transformation, der Fouriertransformation, werden Abstand und Streuintensität (A-Scan) aus den Spektren berechnet [9]. Ähnlich wie akustische Strukturübergänge in der Ultraschalldiagnostik werden durch Bewegungen des Messstrahls über das Gewebe von der OCT optische Strukturübergänge nicht-invasiv in zweidimensionalen (B-Scan) Tiefenschnittbildern oder dreidimensionalen Volumenbildern (C-Scan) dargestellt. Dabei wird für die OCT im Gegensatz zur Ultraschalltechnik kein Gewebekontakt benötigt, und die Bildgebung kann auch durch luftgefüllte Hohlräume erfolgen. Die räumliche Auflösung ist lateral zur Blickrichtung durch die Wellenlänge der verwendeten Strahlung und den Fokussierungswinkel gegeben und beträgt typischerweise 5 bis 30 μm . Im Gegensatz zur konventionellen Bildgebung ist die Tiefenaufklärung von der lateralen Auflösung entkoppelt und hängt stattdessen von der zeitlichen Kohärenzlänge ab, die wiederum durch die Mittenwellenlänge und die spektrale Breite der verwendeten Strahlung gegeben ist. Heutzutage lassen sich für den klinischen Einsatz Tiefenaufklärungen von 5 μm realisieren, im Labor sogar noch darüber. Laterale und longitudinale Auflösung sind damit deutlich höher als die von klinisch eingesetzten Ultraschallgeräten (100–200 μm) [10].

OCT-Verfahren wurden bereits auf die prinzipielle Eignung für den Einsatz in der Mittelohrchirurgie geprüft [11,12]. Es konnte unter anderem gezeigt werden, dass Abstandsmessungen, etwa die Bestimmung der Prothesenlänge, mit der Methode möglich sind [12]. Im Tierversuch am Meerschweinchen konnten Hong et al. zeigen [13], dass auch Weichteil-Binnenstrukturen der Cochlea ohne Eröffnung des Schneckeninneren darstellbar sind. Mit der vorliegenden Studie sollte der Frage nachgegangen werden, ob die OCT die Lage der Scala tympani auch an der humanen Cochlea darzustellen vermag. Die Untersuchungen wurden am Felsenbeinpräparat ex vivo vorgenommen. Während jedoch beim Meerschweinchen die knöcherne Schneckenkapsel dünn und teilweise fast transparent ist, stellt beim Menschen der Knochen des Promontorium eine Grenze für den Einsatz eines optischen Messverfahrens dar. Für erste Versuche wurde daher der Knochen vorsichtig abgetragen, ohne jedoch das flüssigkeitsgefüllte Innenohr zu eröffnen.

Material und Methoden

OCT-Technik

Die OCT-Technik kann über verschiedene Applikatoren auf das Zielgebiet gerichtet werden: über Sonden, Handstücke, über Endoskope oder über Operationsmikroskope. Da die CI-Operation unter operationsmikroskopischer Sicht erfolgt, war es nahe liegend, die Technik an dieses optische Hilfsmittel zu binden. Dazu wurde für den interoperativen Einsatz der OCT in der Mittelohrchirurgie ein kommerziell erhältliches OCT-Gerät (SpectralRadar, Thorlabs Inc., Newton, NJ, USA) modifiziert und in ein MÖLLER WEDEL Hi-R 1000-Operationsmikroskop über den Kameraport eingekoppelt (**Abb. 2**). Die Akquisition der OCT-Bilder erfolgt automatisch und parallel zur Auflichtmikroskopie. Der OCT-Abtastbereich wird dabei mit grünem Pilotlicht durch das Operationsmikroskop angezeigt (**Abb. 3**). Ein OCT-B-Scan, bestehend aus 1000 einzelnen A-Scans, wird in 1 Sekunde aufgenommen. Dabei wird eine Messtiefe von bis zu 3,5 mm dargestellt. Die meisten biologischen Strukturen sind allerdings so stark lichtstreuend, dass die Messtiefe im Gewebe deutlich geringer ist. Die Auflösung beträgt in Luft 23 μm lateral und

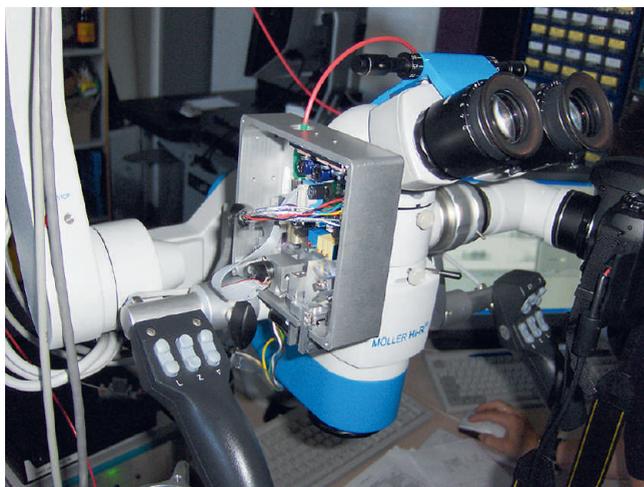


Abb. 2 Operationsmikroskop (Hi Res, Möller Wedel GmbH, Wedel) mit integriertem OCT-System.



Abb. 3 Laser-Pilotstrahl neben der Cochleostomie-Öffnung. Zum Abtasten wird der Strahl periodisch quer über die zu untersuchende Stelle geführt.

12 μ m longitudinal. Das Gerät arbeitet bei 840 nm mit ca. 3 mW Lichtleistung auf dem Gewebe.

Felsenbeinpräparation

Die Untersuchungen wurden an fünf speziell präparierten Felsenbeinen (3 nicht fixierte, frische [Entnahme 24 h post mortem, tief gefroren bis 3 h vor der Präparation] und 2 formalinfixierte Felsenbeinpräparate), die aus dem Anatomischen Institut der Universität Rostock von Körperspendern stammten, vorgenommen.

Um die Machbarkeit der Darstellung des membranösen Labyrinths zu demonstrieren, wurden bei den ersten 3 Felsenbeinen (Präparat 1 + 2 fixiert, Präparat 3 unfixiert) Gehörgang und Mittelohrstrukturen entfernt. Dabei wurden bis auf den Stapes Gehörgang, Trommelfell und Gehörknöchelchenkette entfernt. Auf einer Fläche von 1,5 \times 1,5 mm wurde der Knochen in Höhe der basalen Schneckenwindung abgeschliffen, ohne dabei das membranöse Labyrinth zu eröffnen (**Abb. 4**).

Zum direkten Vergleich der Cochlea-Anatomie mit der OCT-Aufnahme wurde bei Präparat 1 unmittelbar vor der Cochleostomie- bzw. „Fenestrations“-Stelle die basale Schneckenwindung durch einen vertikalen Sägeschnitt quer durchtrennt, sodass die Schnittfläche mit dem OCT-Scan korreliert werden konnte (**Abb. 4**).

Bei den Präparaten 2 und 3 wurde nur die Fenestration durchgeführt, sodass mit der OCT die noch erhaltene Endostealmembran abgetastet werden konnte. Bei den restlichen beiden Felsenbeinpräparaten (4 und 5) wurde eine posteriore Tympanotomie ausgeführt und eine Cochleostomie anterior inferior des runden Fensters vorgenommen (reale CI-Situation). In allen Versuchen

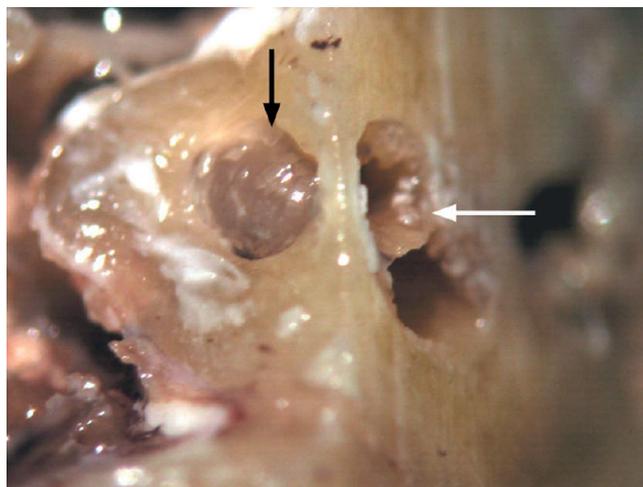


Abb. 4 Formalin-fixiertes Felsenbeinpräparat mit Exposition des häufigen Labyrinths auf einer Fläche von 1,5 \times 1,5 mm (schwarzer Pfeil). Unmittelbar vor der Fenestrationsstelle (weißer Pfeil) erfolgte ein Querschnitt durch das Felsenbein.

wurde die Scan-Achse der OCT via Operationsmikroskop senkrecht zur Achse der basalen Schneckenwindung und quer zur Basalmembran gelegt. Die OCT-Aufnahmen wurden digital gespeichert.

Ergebnisse

Die OCT-Aufnahmen aller Präparate lassen die Fenestration bzw. die noch erhaltene Weichteilbedeckung der flüssigkeitsgefüllten Schnecke erkennen. **Abb. 5** zeigt einen typischen SD-OCT-Scan (Präparat 1). Zwischen den „Echos“ der knöchernen Bereiche lässt sich die Projektion der Basilmembran auf die laterale Cochleawand darstellen. Diese ist als Leiste zu erkennen, die zwischen den beiden Konkavitäten, der Scala vestibuli und der Scala tympani, in die Tiefe zieht (Vergleich mit dem anatomischen Präparat: **Abb. 4**). Die Leiste repräsentiert sowohl die Basilmembran als auch die Scala media.

Auch am frischen Felsenbein können cochleäre Strukturen mit der OCT abgebildet werden. Besonders gut gelang dies bei Präparat 3, wo noch subtilere Strukturanalysen möglich waren. **Abb. 6** zeigt die Reissner'sche Membran, Scala media und die Basilmembran. Eine gegenüberstellende Abbildung von OCT-Aufnahme und dem korrespondierendem Präparat gelang hier jedoch nicht, da infolge des Zusägens des Präparates die Reissner'sche Membran zerstört wurde.

An Präparat 2 wurde eine Zusatzuntersuchung durchgeführt: Nach OCT-Darstellung der cochleären Strukturen wurde mit Ohr-Mikroinstrumenten (Präpariernadeln) auf den jeweils oberen bzw. unteren Rand des Cochleostomas gedeutet. In entsprechenden Scans (**Abb. 7** und **Abb. 8**) ist die Lage der Nadel durch einen hellen Punkt mit „dorsaler Auslöschzone“ (analog zum Sonografie-Scan) erkennbar. Somit ist eine Orientierung innerhalb des abgetasteten Bereiches möglich.

Im vierten und fünften Felsenbeinpräparat wurde die posteriore Tympanotomie als Simulation für reale CI-Bedingungen gewählt. **Abb. 9** zeigt das freigelegte Endost nach erfolgter Cochleostomie. Im Vergleich zu den für die OCT-Untersuchungen optimal geschaffenen Bedingungen sind die Bildqualität und die Beurteilung der Aufnahmen etwas eingeschränkt. Weitere Ent-

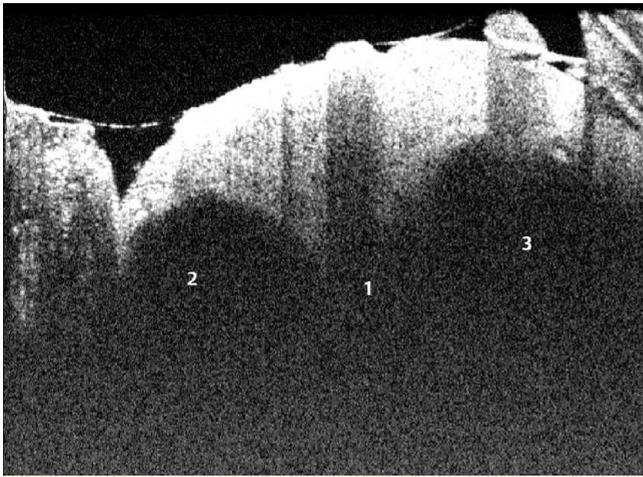


Abb. 5 Die OCT-Aufnahme zeigt einen Vertikalschnitt durch den lateralen Anteil der Cochlea eines formalin-fixierten Felsenbeins. Zu erkennen sind die Scala vestibuli (2) und die Scala tympani (3). Zwischen beiden Scalen grenzt sich die Basilarmembran (1) ab.

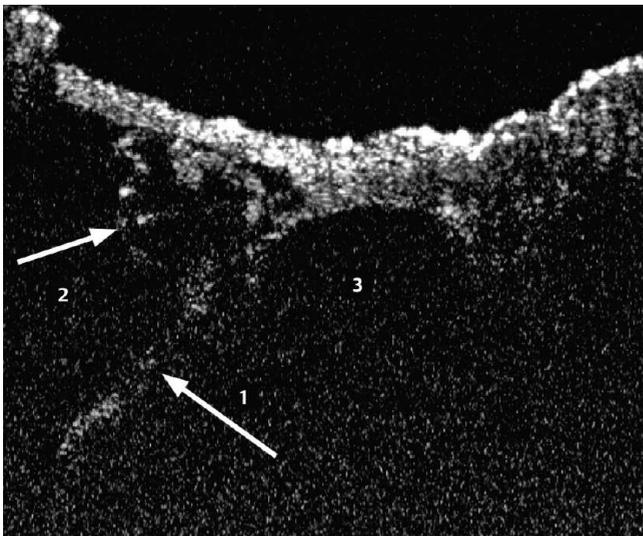


Abb. 6 OCT-Aufnahme der exponierten Cochlea des frischen Felsenbeinpräparates. Es können die trianguläre Struktur der Scala media, die Reissner'sche Membran (2) und die Basalmembran (1) identifiziert werden (3 = Scala tympani).

wicklungen am OCT-Prototyp sind erforderlich, um die Bildqualität zu verbessern und letztlich einen intraoperativen Einsatz zu ermöglichen.

Intracochleäre Strukturen ließen sich in allen fünf Felsenbeinpräparaten nachweisen. Trotz der relativ geringen Zahl untersuchter Felsenbeine lässt sich konstatieren, dass die prinzipielle Eignung für die Darstellung cochleärer Strukturen bei noch erhaltener Weichteilbedeckung des flüssigkeitsgefüllten Innenohres gegeben ist.

Diskussion

Die chirurgischen Techniken für eine CI-Operation sind weitgehend standardisiert und gelten als sicher. In den frühen Jahren der CI-Chirurgie brauchten diese Standards nicht besonders hoch zu sein, da in vollkommen taube Ohren implantiert wurde,



Abb. 7 Darstellung einer auf das exponierte Endost zeigenden Präpariernadel im OCT-Scan: das Instrument wird als heller Punkt mit „dorsaler Auslöschung“ (Analogie Sonografie-Scan) erkennbar (1 = weichteilbedeckte Schnecke, 2 = „optisches Echo“ des eingeführten Instruments, Pfeil = „dorsale Auslöschung des optischen Signals“). Das chirurgische Instrument deutet auf die intakte Membran hin. Nadelspitze am oberen Rand der Cochleostomie.

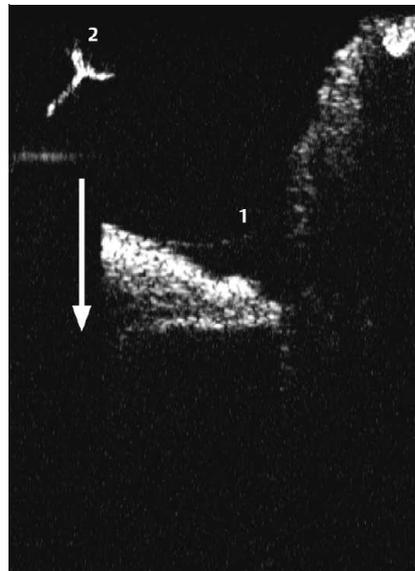


Abb. 8 Wie [Abb. 7](#), Nadel am unteren Rand der Cochleostomie (1 = weichteilbedeckte Schnecke, 2 = „optisches Echo“ des eingeführten Instruments, Pfeil = „dorsale Auslöschung des optischen Signals“).

bei denen die Cochlea mehr oder weniger nur eine Führungsröhre für den Elektrodenträger war. Dabei war es weniger kritisch, in welcher Scala die Elektrode letztlich lag, wenngleich natürlich nur die Positionierung in der Scala tympani lege artis war. Allerdings ließ sich der Anspruch jeden Operateurs, das Implantat ausschließlich in die korrekte Scala einzuschieben, kaum objektivieren. Erst moderne bildgebende Methoden deckten auf, dass ein großer Prozentsatz von Elektroden tatsächlich in der Scala vestibuli lag [1]. Solange „nur“ taube Ohren operiert wurden, muss die Fehlinsertion nicht unbedingt eine deutliche Funktionseinbuße bedeuten, obwohl eine größere Distanz der Elektroden zum Hörnerven zu einem höheren Stimulationsstrom zu anderen aber auch schlechter auf den Nerven fokussierte elektrische Felder zur Folge hat. In den letzten Jahren jedoch wird die Indikation zur CI-Versorgung zunehmend auf Patienten mit noch erhaltenem Restgehör ausgedehnt, welches unbedingt zu erhalten ist. Dabei gewinnt die Frage des korrekten und atrau-

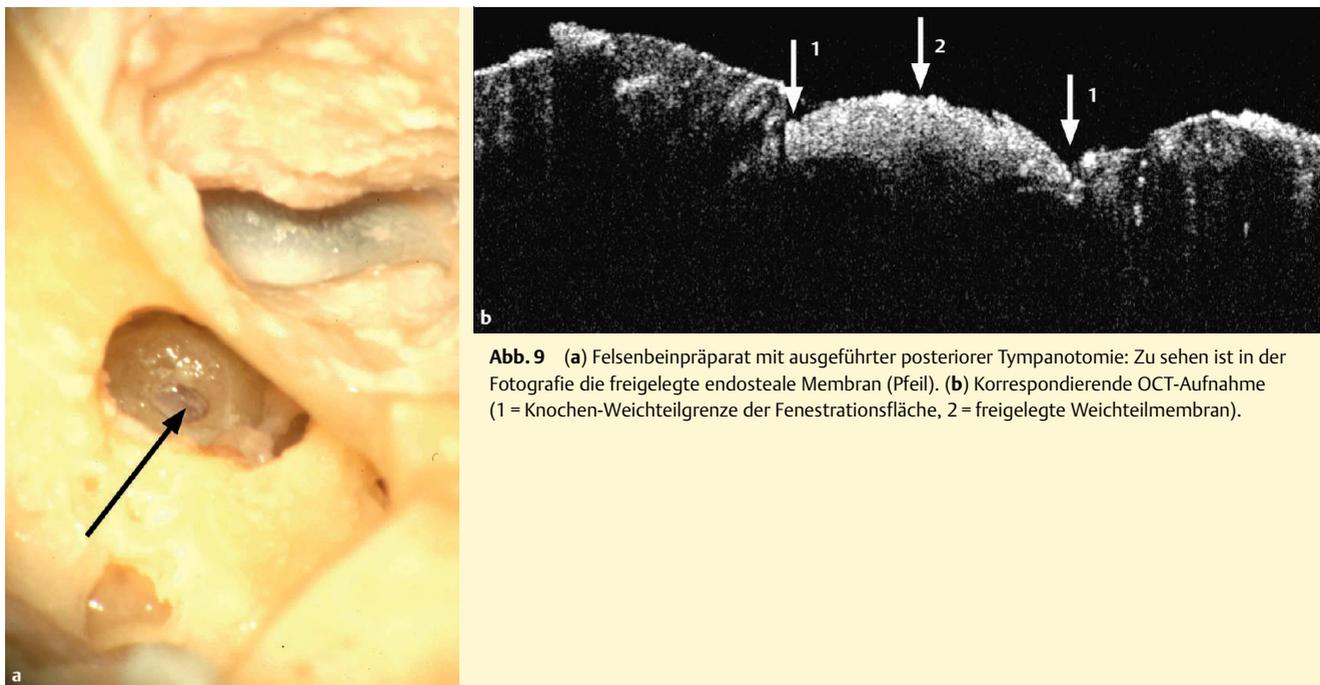


Abb. 9 (a) Felsenbeinpräparat mit ausgeführter posteriorer Tympanotomie: Zu sehen ist in der Fotografie die freigelegte endostale Membran (Pfeil). (b) Korrespondierende OCT-Aufnahme (1 = Knochen-Weichteilgrenze der Fenestrationsfläche, 2 = freigelegte Weichteilmembran).

matischen Elektrodenvorschiebens eine neue Dimension. Gerade für ein atraumatisches Vorgehen gibt es unterschiedliche Ansichten. So halten es beispielsweise Helms und Müller für günstig, möglichst direkt und rasch die basale Schneckenwindung aufzubohren [14], während andere Chirurgen empfehlen, zunächst den Knochen unter Erhalt des Endost „schonend“ abzu bohren, um letzteres dann gezielt mit Mikromessern zu eröffnen, um die Elektrode einzuschieben [6,15]. In jedem Fall ist eine gute anatomische Orientierung zur Cochleostomie nötig: Die Bohrung sollte vor und leicht unterhalb des Niveaus der Rundfenstermembran liegen [3]. Briggs et al. propagieren gar einen Zugang unterhalb des runden Fensters [16].

Aus eigener Erfahrung muss festgestellt werden, dass auch bei guter Orientierung mitunter zumindest eine Traumatisierung des lateralen Anteils der Basalmembran entstehen kann, wenn die Cochlea nicht ausreichend von kaudal her eröffnet wurde. Unser neu entwickeltes Verfahren soll hilfreich sein für Fälle, in denen es nach Aufbohrung der Schneckenkapsel zu entscheiden gilt, an welcher Stelle die freigelegte Weichteilhöhle inzidiert werden soll, um den Elektrodenträger einzuschieben.

Eine besondere Bedeutung kann die Methode auch für das von Lehnhardt vorgestellte Konzept einer endostealen Elektrode zu bimodalen Stimulation bei noch vorhandener Resthörigkeit erlangen [17–19]. Die Idee dabei ist, unter Schonung des Schneckeninneren einen flachen Elektrodenträger zwischen Weichteilmembran und Knochen zu platzieren. Dies ist – wie eigene Untersuchungen zeigen [17,18] – nur über dem Teil der Cochlea möglich, an dem die Weichteilmembran ausreichend dick ist (Ligamentum spirale).

Der Einsatz der OCT-Technik in der Mittelohrchirurgie wurde erstmals 2001 von Beyer et al. [11] und später von Heermann et al. [12] am Menschen beschrieben. In der zweiten Arbeit fand bereits ein im Strahlengang des Operationsmikroskops integriertes OCT-System Anwendung, bei dem die 975 nm Messstrahlung vor der Frontlinse des OP-Mikroskops in das Operationsfeld eingespiegelt wurde. Dieser Aufbau hat gewisse Einschränkungen für den minimalen Abstandes des Mikroskops zum Gewebe zur Folge und die Messgeschwindigkeit war auf

200 A-Scans pro Sekunde beschränkt. Dies und das Fehlen eines Ziellasers machten besonders das Einstellen des Bildfeldes mühsam. Im Gegensatz dazu konnte durch die Verwendung einer dem sichtbaren Spektralbereich näheren Wellenlänge von 830 nm, bei der die Optik des OP-Mikroskops ohne große Umbauten mitgenutzt werden kann, das OCT-Gerät an einen Kamerareport des OP-Mikroskops angekoppelt werden [20]. Das von uns verwendete SD-OCT besitzt zudem den Vorteil, dass durch das SD-OCT-Prinzip alle aus dem Gewebe austretenden Photonen simultan gemessen werden können und dadurch das Signal-Rauschverhältnis bis 300-fach höher ist als bei einem entsprechendem TD-OCT-Gerät [21]. Dies und der Verzicht auf bewegte Teile ermöglicht bei gleicher verwendeter Lichtleistung eine fünffach höhere Messgeschwindigkeit und eine bessere Bildqualität. Gewisse Nachteile bei den notwendigen Zeilendetektoren haben Bedenken hervorgerufen, ob SD-OCT nicht nur am Auge, sondern auch bei stark streuenden Geweben der TD-OCT überlegen ist [22]. Eigene Vergleiche der SD-OCT mit dem von Beyer et al. [11] verwendeten 1,3 μm TD-OCT Sirius 713 (4Optics, Lübeck, Germany) an Gehirngewebe [23] und Felsenbeinpräparaten [20] zeigten mit der SD-OCT eine höhere Messtiefe und eine bessere Auflösung. Erst SD-OCT ermöglicht die für eine im klinischen Rahmen gewünschte schnelle Bildgebung mit guter Auflösung und ausreichendem Messbereich.

Bei prinzipiell ähnlichen Darstellungsmöglichkeiten muss daher das von uns verwendete System als leistungsstärker und höher auflösend als das bisher mit einem OP-Mikroskop verwendete System angesehen werden. Eine hohe Bildqualität und hohe Messgeschwindigkeit sind bei der Feinheit der von uns untersuchten Strukturen und der schwierigen Anatomie der Zielstrukturen unbedingte Voraussetzung.

Die bisherigen Untersuchungen wurden ausschließlich an Felsenbeinpräparaten durchgeführt. Dabei wurde jedoch bereits ein Operationsmikroskop benutzt, in welches der Prototyp eines OCT-Systems eingespiegelt wurde. Die von Heermann et al. [12] geforderten technischen Verbesserungen (Zielstrahl, variable Brennweite und bessere Bildqualität) wurden in dem Gerät umgesetzt. Die Präzision der Messung ist dabei schon sehr befriedi-

gend. Zusätzlich ermöglicht der jetzt eingebaute Pilot-Laserstrahl ein exaktes Einstellen des zu scannenden Areals. Dabei lässt sich auch der Zoom des Operationsmikroskops in vollem Umfang nutzen.

Eine klinische Anwendung des hier verwendeten OCT-System im Operationssaal steht unmittelbar bevor.

Abstract

Imaging of Cochlear Structures by Optical Coherence Tomography (OCT)

Background: Optical Coherence Tomography (OCT) is a relatively new imaging technique, which provides scans similar to sonography on an optical base. We questioned whether OCT may be helpful in optimizing anatomical orientation in cochlear implant (CI) surgery. In a study on temporal bone specimens we tested, whether OCT provides information about the cochlear topography, particularly in situations, when for cochleostomy the bony otic capsule is already opened but the membranous endosteal layer is still intact.

Material and Methods: OCT was performed on five human temporal bone preparations, in which the cochleostomy was carried out still leaving the endosteum covering the fluid-filled inner ear intact. A prototype of operating microscope was used, in which a spectral-domain OCT (SD-OCT) with a central wavelength of 840 nm was integrated.

Results: On all scans, OCT supplies information about inner ear structures, such as the lateral attachment of the basilar membrane dividing the scalae. Even delicate structures like the Reissner's membrane could be identified in one case.

Conclusions: This pilot study clearly documents the possibility to identify inner ear structures, especially the site of the scala tympani while its enveloping membranes are still intact. These findings may have an impact on cochlear implant surgery, especially as an orientation guide to localize the scala tympani precisely before opening the fluid-filled inner ear.

Literatur

- 1 Aschendorff A, Kubalek R, Turowski B, Zanella F, Hochmuth A, Schumacher M, Klenzner T, Laszig R. Quality control after cochlear implant surgery by means of rotational tomography. *Otol Neurotol* 2005; 26: 34–37
- 2 Finley C, Holden L, Holden T, Whiting B, Skinner M. Peripheral physiological factors influence CI outcomes. 9th international conference on cochlear implants and related sciences. Wien, New York: Springer, 2006
- 3 Pau HW, Just T, Dommerich S, Behrend D. Temporal bone investigations on landmarks for conventional or endosteal insertion of cochlear electrodes. *Acta Otolaryngol* 2007; 127: 920–926
- 4 Lehnhardt E. Intracochleäre Platzierung der Cochlear Implant-Elektroden in soft surgery techniques. *HNO* 1993; 41: 356–359
- 5 Roland PS, Gstoettner W, Adunka O. Method for hearing preservation in cochlear implant surgery. *Operat Tech Otolaryngol Head Neck Surg* 2005; 16: 93–100
- 6 Kiefer J, Gstoettner W, Baumgartner W, Pok SM, Tillein J, Ye Q, von Ilberg C. Conservation of low-frequency hearing in cochlear implantation. *Acta Otolaryngol* 2004; 124: 272–280
- 7 Tomlins PH, Wang RK. Theory, developments and applications of optical coherence tomography. *Journal of Applied Physics D: Applied Physics* 2005; 38: 2519–2535
- 8 Huang D, Swanson EA, Lin CP, Schuman JS, Stinson WG, Chang W, Hee MR, Flotte T, Gregory K, Puliafito CA, Fujimoto JG. Optical coherence tomography. *Science* 1991; 254: 1178–1181
- 9 Häusler G, Lindner MW. "Coherence radar" and "spectral radar" – new tools for dermatological diagnosis. *J Biomed Opt* 1998; 3: 21–31
- 10 Mansotti L. Basic principle and advanced technical aspects of ultrasound imaging. In: Guzzardi R (Hrsg). *Physics and Engineering of Medical Imaging*. Martinus Nijhoff Publisher, 1987: 263–317
- 11 Beyer W, Tauber S, Kubasiak S, Lankenau E, Engelhardt R, Baumgartner W. Optical coherence tomography of middle ear structure. *Med Laser Appl* 2001; 16: 135
- 12 Heermann R, Hauger C, Issing PR, Lenarz T. Erste Anwendung der optischen Kohärenztomographie (OCT) in der Mittelohrchirurgie. *Laryngorhinootologie* 2002; 81: 400–405
- 13 Hong SS, Freeman DM. Doppler optical coherence microscopy for studies of cochlear mechanics. *J Biomed Opt* 2006; 11: 054014
- 14 Helms J, Müller J. Persönliche Mitteilung. 2006
- 15 Pau HW, Just T, Bornitz M, Lasurashvili N, Zahnert T. Noise exposure of the inner ear during drilling a cochleostomy for cochlear implantation. *Laryngoscope* 2007; 117: 535–540
- 16 Briggs RJ, Tykocinski M, Stidham K, Roberson JB. Cochleostomy site: implications for electrode placement and hearing preservation. *Acta Otolaryngol* 2005; 125: 870–876
- 17 Pau HW, Just T, Dommerich S, Lehnhardt E, Behrend D. Concept and anatomical feasibility study of an "endosteal electrode" for bimodal stimulation in severely deaf ears. *Laryngo-Rhino-Otologie* 2005; 84: 402–407
- 18 Pau HW, Just T, Lehnhardt E, Hessel H, Behrend D. An "endosteal electrode" for cochlear implantation in cases with residual hearing? Feasibility study: preliminary temporal bone experiments. *Otol Neurotol* 2005; 26: 448–454
- 19 Lehnhardt E, Wagner H, Kabelka Z. Are we confident about operating on – or even inside – an inner ear that is still functional without having to fear that the patient will lose his residual hearing? *Otolaryngol Pol* 2004; 58: 45–49
- 20 Pau HW, Lankenau E, Just T, Behrend D, Hüttmann G. Optical coherence tomography as an orientation guide in cochlear implant surgery? *Acta Otolaryngol* 2007; 127: 907–913
- 21 Leitgeb RA, Hitzinger CK, Fercher AF. Performance of fourier domain vs. time domain optical coherence tomography. *Opt Express* 2003; 11: 889–894
- 22 Liu B, Brezinski ME. Theoretical and practical considerations on detection performance of time domain, Fourier domain, and swept source optical coherence tomography. *J Biomed Opt* 2007; 12: 044007
- 23 Böhringer HJ, Boller D, Leppert J, Knopp U, Lankenau E, Reusche E, Hüttmann G, Giese A. Time-domain and spectral-domain optical coherence tomography in the analysis of brain tumor tissue. *Lasers Surg Med* 2006; 38: 588–597