

Optische Kohärenztomographie in der Mittelohrchirurgie

Die optische Kohärenztomographie (OCT) ist eine relativ neue Bildgebung, die, ähnlich wie Ultraschall, Querschnitte vom Gewebe liefert. Diese Technologie basiert auf der Interferenz von niedrig kohärentem Licht und erreicht eine Auflösung zwischen 5 und 20 µm, ohne dass dabei Gewebekontakt erforderlich ist [28]. Die Ankopplung der OCT an ein Operations- (Op.-)Mikroskop [7, 4] hat wesentlich dazu beigetragen, die Einsatzgebiete dieses Verfahrens auch in der Otologie zu erweitern.

Dabei fand bereits ein im Strahlengang des Op.-Mikroskops 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 Abstand des Mikroskops zum Gewebe zur Folge. Zudem war die Messgeschwindigkeit des OCT-Geräts auf 200 A-Scans pro

Sekunde beschränkt. Dies und das Fehlen eines Ziellasers erschwerten besonders das Einstellen des Bildfelds. 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 Kameraport des Op.-Mikroskops angekopfelt werden.

Die von unserer Arbeitsgruppe verwendete Spectral-Domain-OCT (SD-OCT) hat gegenüber der Time-Domain-OCT (TD-OCT) den Vorteil, dass alle aus dem Gewebe austretenden Photonen simultan gemessen werden können und dadurch das Rausch-Signal-Verhältnis um bis zu 300-fach höher ist [15]. Der letztgenannte Aspekt und der Verzicht auf bewegte Teile ermöglichen bei gleicher verwendeter Lichtleistung eine 5-fach höhere Messgeschwindigkeit und eine bessere Bildqualität. Zu Beginn bestanden Bedenken, ob die SD-OCT aufgrund von

Nachteilen bei den verwendeten Zeilendetektoren auch bei stark streuenden Geweben der TD-OCT überlegen ist [16]. Vergleichende Untersuchungen mit dem von Beyer et al. [1] verwendeten 1,3-µm-TD-OCT-Gerät Sirius 713 (Fa. 4Optics, Lübeck) an Hirngewebe [2] und an Felsenbeinpräparaten [23, 24, 8] zeigten mit der SD-OCT höhere Messtiefen und eine bessere Auflösung. Erst die SD-OCT ermöglicht die im klinischen Rahmen gewünschte schnelle Bildgebung mit guter Auflösung und ausreichendem Messbereich.

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

Tab. 1 OCT-Systeme, die in der Mittelohrchirurgie klinisch einsetzbar sind

Hersteller, Literatur	Literatur	Aufbau/Anwendung	Anwendung	OCT-Typ, Wellenlänge	Laterale Auflösung
Medizinisches Laserzentrum Lübeck	Pau et al. 2007 [23]	Endoskop (0°, 3 mm Durchmesser), Kontaktverfahren	In situ; humanes Felsenbein	TD-OCT 1300 nm	4–15 µm
Fa. Möller-Wedel GmbH, Medizinisches Laserzentrum Lübeck	Just et al. 2009 [9], Just et al. 2009 [11], Giese et al. 2006 [5], Just et al. 2009 [10]	Integriert in Op.-Mikroskop Hi-R 1000, Nonkontaktverfahren	Ex vivo und in vivo; humanes Mittelohr, Kehlkopf, Gehirn	SD-OCT 830 nm	5–30 µm
Fa. Imalux, Cleveland, USA	Djalilian et al. 2008 [3]	Flexibles Endoskop (0°, 2 mm Durchmesser), Kontaktverfahren in vivo; humanes Trommelfell	TD-OCT 1300 nm	15 µm	



Abb. 1 ◀ Histologisches Präparat eines Felsenbeins. Die Kochleostomie wurde exakt über der Scala media (SM) ausgeführt

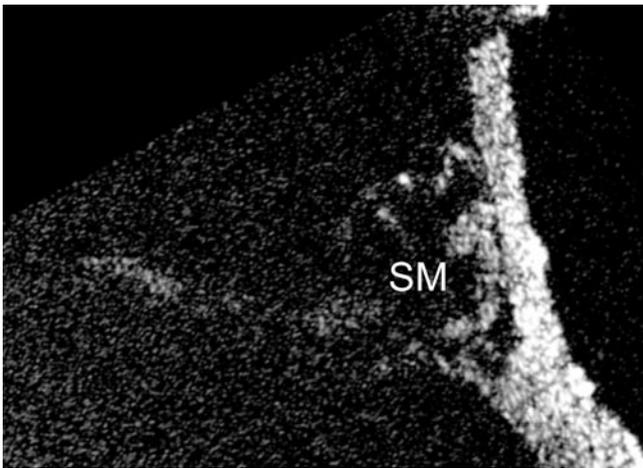


Abb. 2 ◀ Optische Kohärenztomographie. Ex-vivo-OCT-Aufnahme der Cochlea desselben Präparats (Abb. 1). Messtiefe: 2,5 mm (korrigiert); Breite: 3 mm. Die Scala media (SM) ist erkennbar

Das an das Op.-Mikroskop angekoppelte nicht echtzeitfähige OCT-System wurde bereits in experimentellen Studien und intraoperativ für verschiedene Fragestellungen, wie die Darstellbarkeit von Innen- und Mittelohrstrukturen [23, 24, 9, 11], eingesetzt. Es hat sich gezeigt, dass diese Technologie selbst knöcherne Strukturen, wie die Stapesfußplatte [9, 11], präzise darzustellen vermag.

Grundprinzip

Die OCT ist eine interferometrische Methode. Um ein OCT-A-Scan zu generieren, wird kurzkohärentes und somit spektral breitbandiges infrarotes Licht in einen Proben- und einen Referenzstrahl aufgeteilt. Nach Reflexion in einer Probe wird das Probenlicht wieder mit dem Referenzlicht zusammengeführt und zum Detek-

tor geleitet, der das Interferenzbild analysiert [28]. Interferenz von kurzkohärentem Licht tritt nur auf, wenn die optische Wegstrecke des Referenz- und Probenlichts zusammenpassen. Dies bedeutet, dass die Position des Referenzspiegels die Tiefe in der Probe definiert, von welcher die Reflexion registriert wird. Im Gegensatz zur TD-OCT, bei welcher der Referenzarm kontinuierlich variiert wird, bleibt bei der SD-OCT der Referenzarm unverändert. Stattdessen wird das Spektrum der interferierenden Strahlung direkt am Ausgang des Interferometers gemessen. Aus dem Spektrum wird durch mathematische Transformation Abstand und Streuintensität berechnet [6]. Durch Bewegen des Messstrahls über dem Gewebe werden optische Strukturübergänge in 2-Tiefen-Schnittbildern oder dreidimensionalen Volumenscans dargestellt.

Funktionsweise des OCT-Mikroskops

Die intraoperative Messung erfolgt im Gegensatz zu anderen Applikationen (Messkopf [27], Endoskop [23]) im Nonkontaktverfahren über das Op.-Mikroskop (für die OCT modifizierte Modellvariante des Möller Hi-R 1000, Fa. Möller Wedel GmbH, Wedel; [9, 11, 27, 5, 10, 13]; **Tab. 1**). Die in der HNO-Klinik Rostock eingesetzte SD-OCT arbeitet bei 3 mW Lichtleistung und 840 nm Wellenlänge und erreicht gegenüber dem TD-Modus eine bessere Auflösung, eine höhere Geschwindigkeit und eine höhere Sensitivität. Die gewählte Wellenlänge liegt dicht am sichtbaren Bereich und gewährleistet, dass das optische Zoom des Op.-Mikroskops voll genutzt werden kann. Dies ermöglichte, die OCT-Technologie (SpectralRadar, Fa. Thorlabs Inc., Newton/NJ, USA) an den Kameraport des Mikroskops zu koppeln. Die OCT-Messungen erfolgen im Zentrum des fokussierten Blickfeldes.

Der Arbeitsabstand kann zwischen 23 und 29 cm variiert werden. Ein grüner Pilotstrahl zeigt dabei exakt das OCT-Scanfeld an. Die OCT-Aufnahmen können direkt auf einem Monitor eingesehen und digital abgespeichert werden. Mit diesem System werden in Luft eine laterale und longitudinale Auflösung von 23 μm bzw. 12 μm und Eindringtiefen im Mittelohr bis 2 mm erreicht (zum Vergleich: die Auflösung von Ultraschallgeräten beträgt 100–200 μm ; [17]). Die Generierung eines OCT-B-Scans (1000 A-Scans) dauert etwa 1 s.

OCT-Untersuchungen am humanen Felsenbein

Bei allen Untersuchungen wurden die Grundsätze der Helsinki-Deklaration in ihrer aktuellen Fassung beachtet. Erste OCT-Untersuchungen erfolgten an Felsenbeinen [nichtfixierte, frische (Entnahme 24 h post mortem, tiefgefroren bis 3 h vor der Präparation) und formalinfixierte Felsenbeinpräparate], die aus dem Anatomischen Institut der Universität Rostock von Körperspendern stammten. Die Cochlea wurde anschließend aus 3 Felsenbeinpräparaten herausgesägt, in 10%

Formaldehyd fixiert, in EDTA für 6–10 Wochen dekalzifiziert und dann HE-gefärbt, sodass ein Vergleich von OCT-Aufnahmen mit denen der Histologie erfolgen konnte.

Um die Frage der Durchführbarkeit der OCT-Untersuchung zur Darstellung der Fußplatte und der Innenohrstrukturen zu beantworten, wurden Messungen über die Kochleostomie vorgenommen. Es konnte an humanen Felsenbeinen gezeigt werden, dass nach Freilegen des Endosts sich Innenohrstrukturen darstellen lassen. Das histopathologische Bild einer exponierten Cochlea mit darunterliegender Scala media zeigt **Abb. 1**. Der korrespondierende OCT-Scan bringt die trianguläre Struktur der Scala media zur Darstellung (**Abb. 2**). Ähnliche OCT-Scans wurden im Tierexperiment (Schwein und Ratte) von Wong et al. gezeigt [31, 32].

In neueren Untersuchungen, bei denen OCT-Aufnahmen mit der Histologie verglichen wurden, konnte erstmalig gezeigt werden, dass sich mit der OCT die Stapesfußplatte und das Ringband darstellen lassen [9, 11]. In der beweglichen Fußplatte ließen sich die verschiedenen Schichten von Knochen und Knorpel separieren. OCT-Aufnahmen, die während Stapesplastiken aufgenommen wurden, zeigten deutliche morphologische Veränderungen der fixierten Fußplatte. Diese erschienen unregelmäßig verdickt und inhomogen. Die typischen linearen Schichten der Fußplatten fehlten. Auch war das Ringband nicht mehr darstellbar.

Die Frage, ob die Methode prinzipiell geeignet ist, die Insertionstiefe der bei der Stapesplastik oder Maleovestibulopexie eingebrachten Prothese zu messen, war Gegenstand weiterer Untersuchungen an Felsenbeinpräparaten. In **Abb. 3** ist eine bereits eingesetzte Stapesprothese dargestellt. Zum besseren Vergleich der OCT-Aufnahmen mit dem Präparationssitus wurde das Felsenbein längs zur Fußplatte durchgesägt (**Abb. 3, 4**). Der Volumenscan zeigt die in das Vestibulum hineinragende Stapesprothese (**Abb. 5**). Zur Orientierung wurde der vordere Stapeschenkel stehengelassen. 3D-Rekonstruktionen lassen nunmehr die Ermittlung der Insertionstiefe zu. Auch kann der Sitz der Prothesen-

Zusammenfassung · Abstract

HNO 2009 · 57:421–427 DOI 10.1007/s00106-009-1907-2
© Springer Medizin Verlag 2009

T. Just · E. Lankenau · G. Hüttmann · H.W. Pau

Optische Kohärenztomographie in der Mittelohrchirurgie

Zusammenfassung

Die Anwendung der optischen Kohärenztomographie (OCT) in der Mittelohrchirurgie gilt als vielversprechendes Diagnostikum, insbesondere wenn es um die intraoperative Abklärung der Ursache einer Stapesfixation, die intraoperative Beurteilung der Stapesfußplatte bei Revisionsstapesplastik und zur Orientierung bei der Cochleaimplantation, vorwiegend bei Missbildungen, geht. Die OCT bildet Mittel- und Innenohrstrukturen präzise ab und ermöglicht, diese zur Therapiefestlegung zu nutzen. Aus den eigenen bisherigen Ex- und In-vivo-Untersuchungen mit einem OCT-System, das an ein Operati-

onsmikroskop gekoppelt ist, lassen sich derzeit – unter Berücksichtigung der bislang publizierten experimentellen Arbeiten – potenzielle Anwendungsgebiete definieren: Darstellung der ovalen Fenesternische bei Revisionsstapes- und rekonstruktiver Mittelohrchirurgie sowie bei der explorativen Tympanotomie zur Abklärung von Perilymphfisteln und Visualisierung von Strukturen des nicht eröffneten Innenohrs.

Schlüsselwörter

Optische Kohärenztomographie · Cochlea · Stapesfußplatte · Mittelohr · Morphologie

Optical coherence tomography in middle ear surgery

Abstract

The application of optical coherence tomography (OCT) in middle ear surgery has a high diagnostic potential, especially for intraoperative evaluation of the cause of stapes fixation, intraoperative assessment of the morphology of the stapes footplate in revision stapes surgery, and as an orientation guide in cochlear implantation in congenital anomalies. OCT displays the middle and inner ear structures precisely. This technology enables the surgeon to use this information for further specification of the intraoperative modus operandi. Considering our own in vi-

vo and ex vivo investigations and animal experiments, potential areas of application can be defined: visualization of the oval window niche in revision stapesplasty and reconstructive middle ear surgery, as well as during explorative tympanotomy for intraoperative assessment of perilymph fistula, and demonstration of structures of the exposed but not opened inner ear.

Keywords

Optical coherence tomography · Cochlea · Stapes footplate · Middle ear · Morphology

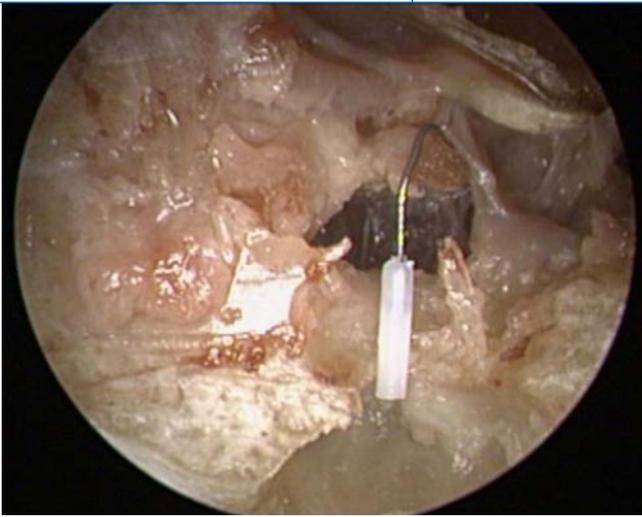


Abb. 3 ◀ Das Felsenbein mit inserierter Stapesprothese wurde längs zur Fußplatte durchgesägt. Der vordere Stapeschenkel wurde stehengelassen

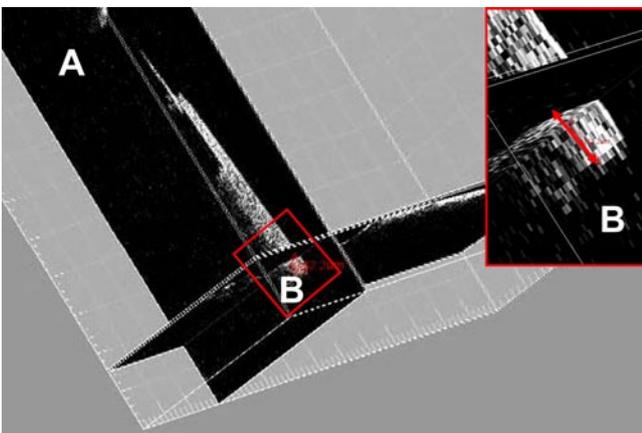


Abb. 5 ◀ Die OCT-Aufnahme zeigt den Prothesenschaft (a). Die Insertionstiefe (Vergr., b) der Prothese kann direkt ausgemessen werden

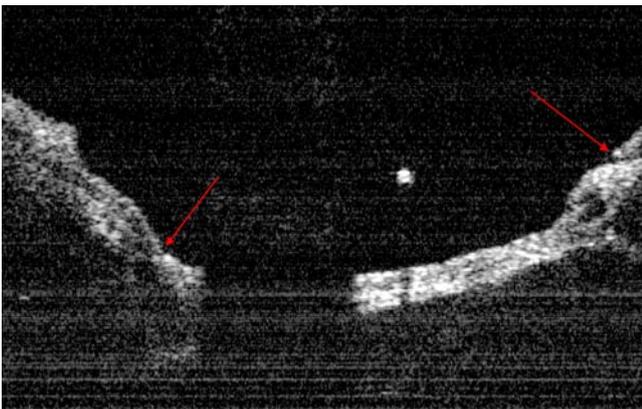


Abb. 6 ◀ Intraoperative OCT-Aufnahme einer gut beweglichen Stapesfußplatte (Längsscan). Die Auslöschung ist durch den hinteren Stapeschenkel bedingt. Der weiße Fleck wird durch einen Fußplattenheber hervorgerufen; dieser diente als Markierung; rote Pfeile Ringband

schlinge am Amboss mit der OCT dargestellt werden.

Intraoperative Applikation

Die Anwendung der OCT während mittelohrchirurgischer Eingriffe ist einfach und kann ohne technische Assistenz vorgenommen werden. Die intraoperativen Messungen verlängern die Operationsdauer maximal um 5–10 min. Die generierten OCT-Aufnahmen können di-

rekt vom Operateur eingesehen werden. In Abhängigkeit von den untersuchten Strukturen des Ohres (Trommelfell, Stapes, Kochlea) und unter Berücksichtigung unterschiedlicher Brechungsindizes von Luft (etwa 1) und Wasser (1,33) müssen zur maßstabsgetreuen Abbildung der OCT-Aufnahmen Korrekturen des Längen- und Breitenverhältnisses vorgenommen werden.

In **Abb. 6** ist ein OCT-Querscan durch den hinteren Anteil einer gut be-



Abb. 4 ▲ Die Aufnahme zeigt einen OCT-Volumenscan durch die Fußplatte; Messtiefe: 2,5 mm (korrigiert). Zu erkennen sind eingesetzte Prothese und vorderer Stapeschenkel

weglichen Fußplatte dargestellt. Zu erkennen sind Ringband und Stapesfußplatte. Die Auslöschungen in der Fußplatte sind durch den hinteren Stapeschenkel und durch ein Messinstrument (weißer Fleck oberhalb der Fußplatte) bedingt. Derartige OCT-Aufnahmen, d. h. Längs- und Querscans der Fußplatte, sind über den transmeatalen Zugang möglich. Es lassen sich winzige Fissuren in der Fußplatte mit der OCT darstellen. Die **Abb. 7** zeigt den Querscan einer Fußplatte, die eine Fissur parallel zum N. facialis aufweist. Auch lassen sich Prothesen verschiedener Materialien mit der OCT darstellen. Gezeigt ist eine eingesetzte Stapesprothese (**Abb. 8**).

Anforderungen an die Technologie

Die Weiterentwicklung der OCT ist ein stetig fortschreitender Prozess. Neuerungen, wie 3D-Rekonstruktionen der Volumenscans, sind experimentell umgesetzt worden. Allerdings sind diese für den klinischen Einsatz noch nicht verfü-

Hier steht eine Anzeige.

 Springer

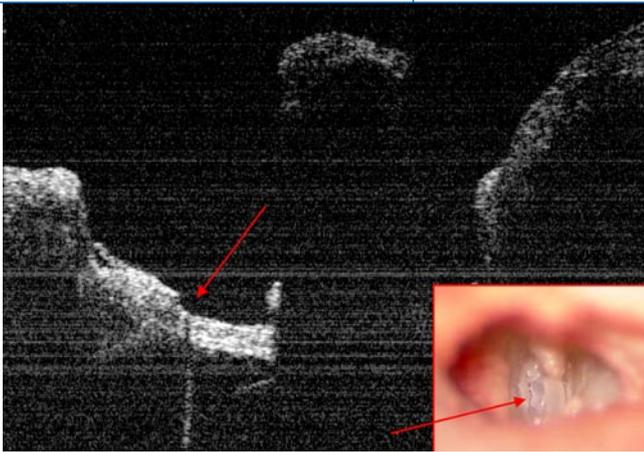


Abb. 7 ◀ Longitudinaler Scan durch den hinteren Anteil einer Fußplatte. Messtiefe: 2,0 mm (korrigiert). Der Pfeil kennzeichnet eine Längsfissur der Stapesfußplatte

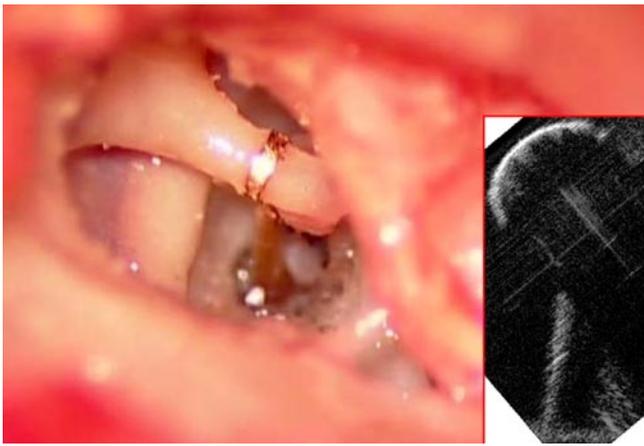


Abb. 8 ◀ Eingesetzte Stapesprothese. Der OCT-Scan erfolgte transmeatal längs zur Prothese. Ein Teil der Schlinge und Schaft der Prothese sind abgebildet

bar. Die bisherigen In-vivo-OCT-Untersuchungen zeigten, dass die OCT prinzipiell in der Mittelohrchirurgie einsetzbar ist. Mit den zweidimensionalen OCT-Aufnahmen gelingt eine Darstellung von Mittel- und Innenohrstrukturen. Für den Operateur können Informationen über die Beschaffenheit der Stapesfußplatte bei der Wahl der Prothesenlänge und bei der Lasereinstellung in der Otosklerosechirurgie hilfreich sein. Allerdings sollte die gleichzeitige Anwendung von OCT und Laser über dasselbe Op.-Mikroskop realisiert werden. Ein Mikroskopwechsel während der Operation erscheint nicht sinnvoll.

Die Möglichkeit, Innenohrstrukturen zur Darstellung zu bringen, ohne dabei das flüssigkeitsgefüllte Innenohr eröffnen zu müssen, ist von besonderem Interesse, v. a. wenn es das Restgehör zu erhalten gilt. Anatomische Studien haben gezeigt, dass diese Vorgehensweise technisch umsetzbar ist [21, 22, 14]. Die OCT liefert präzise Informationen über die kochleären Strukturen. Pulsationen der Innenohrflüssigkeit und Bewegungs-

artefakte jedweder Ursache führen allerdings zu Artefakten bei der intraoperativen Messung. Eine Erhöhung der Messgeschwindigkeit und die Entwicklung eines echtzeitfähigen Systems würden eine weitere Verbesserung der Bildqualität bewirken. Für den Operateur sind intraoperative 3D-Rekonstruktionen sicher wünschenswert. Das derzeit verfügbare OCT-System lässt intraoperative Volumenscans noch nicht zu.

Fernab dieser Überlegungen lassen sich aus den bisherigen Untersuchungen Einsatzmöglichkeiten der OCT in der Mittelohrchirurgie definieren. Diese sind auf Fragestellungen beschränkt, die es intraoperativ zu klären gilt und nur unzureichend in der präoperativen Bildgebung, wie Magnetresonanztomographie, hochauflösender Computertomographie (CT; [30]) und Röntgentomographie [19, 18], abgeklärt werden können. Untersuchungen mit hochauflösender CT ergaben, dass Titan-Stapesprothesen und hier insbesondere die Prothesenschlinge nur unvollständig zur Darstellung kommen [26]. Die fiberoptische Endoskopie

des Mittelohrs ist beschränkt auf die Betrachtung der Gewebeoberflächen und oberflächlichen Veränderungen [12, 29], wohingegen die OCT optische Schnittbilder des Mittelohrs bis etwa 2 mm Tiefe liefert.

Einsatzgebiete in der Mittelohrchirurgie

Mit den derzeit zur Verfügung stehenden Systemen sind verschiedene Einsatzgebiete in der Mittelohrchirurgie möglich (▣ Tab. 2).

Ausblick

Die Generierung von Volumenscans wird die 3D-Darstellung des gesamten Mittelohrs, also die intraoperative 3D-Rekonstruktion, ermöglichen. Mit dieser Neuerung ist dann die OCT als Methode zur Qualitätskontrolle in der rekonstruktiven Mittelohrchirurgie einsetzbar. Neben der Kontrolle der Protheseninsertionstiefe in der Stapeschirurgie wird auch die Ankopplung der Prothesenschlinge darstellbar sein.

Weitere Entwicklungen und Modifikationen der OCT, wie die weitere Erhöhung der Messgeschwindigkeit und zusätzliche Ankopplung von Lasersystemen an das Op.-Mikroskop, werden die Einsatzgebiete in der Mittelohrchirurgie erweitern. Mit diesen Änderungen wird es möglich sein, während der Laserapplikation OCT-Messungen vorzunehmen und Gewebeveränderungen zu quantifizieren.

Fazit für die Praxis

Die optische Kohärenztomographie ermöglicht durch Ankopplung an ein Op.-Mikroskop intraoperative Messungen im Nonkontaktverfahren. Wenige OCT-Systeme sind bislang auf ihre Eignung für einen Einsatz in der Mittelohrchirurgie geprüft worden. Es handelt sich bis auf wenige Ausnahmen (▣ Tab. 1) um experimentelle Geräte. Mit den bereits klinisch eingesetzten OCT-Systemen lassen sich Mittelohr- und Innenohrstrukturen präzise darstellen. Sowohl Bildqualität, Messgenauigkeit als auch Messgeschwindigkeit sind überzeugend. Die Technologie schränkt die Anwenderfreundlichkeit

Tab. 2 Aktuelle Einsatzgebiete der OCT in der Mittelohrchirurgie mit den derzeit für die Klinik zur Verfügung stehenden Systemen

Struktur	Literatur	Anwendung
Trommelfellmessungen	Djalilian et al. 2008 [3], Pitris et al. 2001 [25]	Dicke und Aufbau des gesunden und pathologischen Trommelfells
Ovale Fensternische	Just et al. 2009 [9], Just et al. 2009 [11]	Form und Dicke der Fußplatte (Knorpel- und Knochenschichten), Ringband, „Schwachstellen“ und Frakturen der Fußplatte [20], otosklerotische Herde, Perilymphfistel
Gesamtes Mittelohr	Pitris et al. 2001 [25]	3D-Rekonstruktion der Volumensansicht des Mittelohrs mit Darstellung von Trommelfell und Gehörknöchelchen (ex vivo)
Kochlea	Pau et al. 2007 [23], Pau et al. 2008 [24], Just et al. 2008 [8]	Membranöses Innenohr (Scala media, Scala vestibuli, Scala tympani)

keit moderner Op.-Mikroskope nicht ein. Die Messungen erfolgen im Zentrum des Blickfelds. Ein Pilotlaser zeigt die Scanfläche exakt an. Die OCT-Messungen können auch ohne technische Assistenz vorgenommen werden. Die Messdauer liegt zwischen 5 und 10 min.

Korrespondenzadresse

PD Dr. T. Just

Klinik und Poliklinik für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Halschirurgie, „Otto Körner“ der Universität Rostock
Doberaner Straße 137-139, 18057 Rostock
tino.just@med.uni-rostock.de

Danksagung. Wir danken A. Gebert von der Universität zu Lübeck für die Nutzung der Imaris Software.

Interessenkonflikt. Der korrespondierende Autor weist auf folgende Beziehung/en hin: Dr. Gereon Hüttmann ist Mitglied des Beratungsausschusses der Fa. Thorlabs HL AG. Er erhält allerdings kein Beraterhonorar. Es besteht kein weiterer Interessenkonflikt.

Literatur

- Beyer W, Tauber S, Kubasiak S et al (2001) Optical coherence tomography of middle ear structure. *Med Laser Appl* 16:135
- Böhringer HJ, Boller D, Leppert J et al (2006) Time-domain and spectral-domain optical coherence tomography in the analysis of brain tumor tissue. *Lasers Surg Med* 38:588–597
- Djalilian HR, Ridgway J, Tam M et al (2008) Imaging the human tympanic membrane using optical coherence tomography in vivo. *Otol Neurotol* 29:1091–1094
- Geerling G, Müller M, Winter C et al (2005) Intraoperative 2-dimensional optical coherence tomography as a new tool for anterior segment surgery. *Arch Ophthalmol* 123:253–257
- Giese A, Böhringer HJ, Leppert J et al (2006) Non-invasive intraoperative optical coherence tomography of the resection cavity during surgery of intrinsic brain tumors. In: Kollias N, Zeng H, Choi B, Malek RS, Wong BJ, Ilgner JFR (eds) *Photonic and therapeutics and diagnosis II*. SPIE 2006, Proc SPIE, pp 495–502
- Häusler G, Lindner MW (1998) „Coherence radar“ and „spectral radar“ - new tools for dermatological diagnosis. *J Biomed Opt* 3:21–31
- Heermann R, Hauger C, Issing PR et al (2002) Erste Anwendung der optischen Kohärenztomographie (OCT) in der Mittelohrchirurgie. *Laryngorhinootologie* 81:400–405
- Just T, Lankenau E, Hüttmann G et al (2008) Optical coherence tomography as a guide for cochlear implant surgery? In: Wong BJ, Ilgner JFR (eds) *Photonic and therapeutics and diagnosis IV*. SPIE 2008, San José, pp 68421F
- Just T, Lankenau E, Hüttmann G et al (2009) Intraoperative Anwendung der Optischen Kohärenz-Tomografie (OCT) zur Darstellung der ovalen Fensternische. *Laryngorhinootologie* 88:168–173
- Just T, Lankenau E, Hüttmann G et al (2009) Intraoperative application of optical coherence tomography with an operating microscope. *J Laryngol Otol Feb*. 26: 1–4
- Just T, Lankenau E, Hüttmann G et al (2009) Optical coherence tomography (OCT) of the oval window niche. *J Laryngol Otol Jan* 13:1–6
- Klug C, Fabinyi B, Tschabitscher M (1999) Endoscopy of the middle ear through the eustachian tube: anatomic possibilities and limitations. *Am J Otol* 20:299–303
- Lankenau E, Klinger D, Winter C et al (2007) Combining optical coherence tomography (OCT) with an operating microscope. In: Buzug TM, Holz D, Weber S, Bongartz J, Kohl-Bareis M, Hartmann U (eds) *Advances in medical engineering*. Springer, Berlin Heidelberg, pp 343–348
- Lehnhardt E (1993) Intracochleäre Platzierung der Cochlear Implant-Elektroden in soft surgery techniques. *HNO* 41:356–359
- Leitgeb RA, Hitzberger CK, Fercher AF (2003) Performance of fourier domain vs. time domain optical coherence tomography. *Opt Express* 11:889–894
- Liu B, Brezinski ME (2007) Theoretical and practical considerations on detection performance of time domain, fourier domain and swept source optical coherence tomography. *J Biomed Opt* 12:044007
- Mansotti L (1987) Basic principle and advanced technical aspects of ultrasound imaging. In: Guzzardi R (eds) *Physics and engineering of medical imaging*. Martinus Nijhoff Publisher, Boston, pp 263–317
- Offergeld C, Kromeier J, Aschendorff A et al (2007) Rotational tomography of the normal and reconstructed middle ear in temporal bones: an experimental study. *Eur Arch Otorhinolaryngol* 264:345–351
- Offergeld C, Pilling E, Lazurashvili N et al (2007) Röntgentomografische Untersuchungen des rekonstruierten Mittelohres am Felsenbeinpräparat. *Laryngorhinootologie* 86:501–506
- Pau HW, Hüttenbrink KB (1988) Experimentelle Untersuchungen zur statischen Belastung der Fußplatte bei Rekonstruktion des Schalleitungsapparates. *Laryngol Rhinol Otol (Stuttg)* 67:331–334
- Pau HW, Just T, Dommerich S et al (2005) Konzept eines „endostealen“ Cochlear Implant-Elektroden-trägers für Patienten mit Restgehör und Machbarkeitsstudie aus anatomischer Sicht. *Laryngorhinootologie* 84:402–407
- Pau HW, Just T, Lehnhardt E et al (2005) An „endosteal electrode“ for cochlear implantation in cases with residual hearing? Feasibility study: preliminary temporal bone experiments. *Otol Neurotol* 26:448–454
- Pau HW, Lankenau E, Just T et al (2007) Optical coherence tomography as an orientation guide in cochlear implant surgery? *Acta Otolaryngol* 127:907–913
- Pau HW, Lankenau E, Just T et al (2008) Darstellung cochleärer Binnenstrukturen durch Optische Kohärenz-Tomografie (OCT). *Laryngorhinootologie* 87:641–646
- Pitris C, Saunders KT, Fujimoto JG et al (2001) High-resolution imaging of the middle ear with optical coherence tomography: a feasibility study. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 127:637–642
- Röösli C, Hoffmann A, Treumann T et al (2008) Stellenwert der CT-Diagnostik vor Revisionsstapedotomien. *HNO* 56:895–900
- Sepehr A, Djalilian HR, Chang JE et al (2008) Optical coherence tomography of the cochlea in the porcine model. *Laryngoscope* 118:1449–1451
- Tomlins PH, Wang RK (2005) Theory, developments and applications of optical coherence tomography. *Journal of Applied Physics D:Appl Phys* 38:2519–2535
- Tschabitscher M, Klug C (1999) Two-port endoscopy of the middle ear: endoscopic anatomy. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 125:433–437
- Veillon F, Riehm S, Emachescu B et al (2001) Imaging of the windows of the temporal bone. *Semin Ultrasound CT MR* 22:271–280
- Wong BJ, Zhao Y, Yamaguchi M et al (2004) Imaging the internal structure of the rat cochlea using optical coherence tomography at 0.827 microm and 1.3 microm. *Otolaryngol Head Neck Surg* 130:334–338
- Wong BJF, de Boer JF, Park BH et al (2000) Optical coherence tomography of the rat cochlea. *J Biomed Opt* 5:367–370