

# Veränderungen der Abbildung akustischer Signale und Hörschwellen bei liegender Cochlea-Implant Elektrode im Modell und bei Patienten

Frank Böhnke, Jan Kiefer, Wolfgang Arnold

HNO-Klinik im Klinikum rechts der Isar der TU München, 81675 München, Deutschland

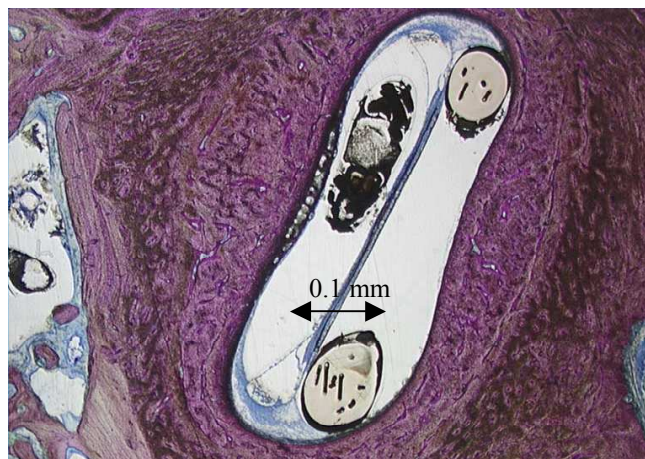
Email: frank.boehnke@lrz.tum.de

## Einleitung

Die Verbesserung des Sprachverständnis hochgradig schwerhöriger Patienten wird heute effektiv durch die direkte elektrische Stimulation der Hörnerven mittels Cochlea-Implantat (CI) erreicht. Da zumindest bei einigen Patienten ein Resthörvermögen bei tiefen Frequenzen vorhanden ist, eröffnet sich die Möglichkeit durch zusätzliche akustische Stimulation mit einem konventionellen Hörgerät einen weiteren Gewinn für das Sprachverständnis zu erzielen (elektro-akustische Stimulation, EAS) [1]. Es wird gezeigt, dass die gezielte Fixierung der Elektrode unter der Basilarmembran (BM) sogar eine Erhöhung der BM-Auslenkung in benachbarten Bereichen bewirken kann, sodass dort vorhandene intakte mechanoelektrische Sensoren (Haarzellen) mit höheren Amplituden angesteuert werden.

## Methode

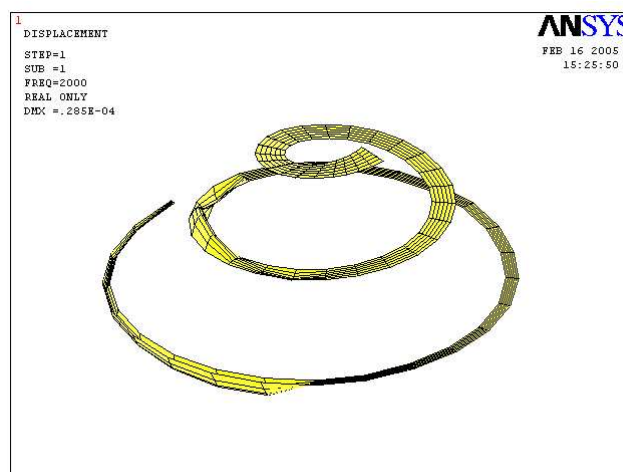
Zur Studie des Einfluß von implantierten CI Elektroden auf die Wellenausbreitung der BM wird ein zuvor entwickeltes [2] und nur geringfügig verändertes struktur-mechanisches Modell der Cochlea verwendet.



**Abbildung 1:** Der Schnitt durch einen apikalen Bogen der Cochlea zeigt 3 Querschnitte einer implantierten Elektrode. In der rechts gelegenen Scala tympani kontaktiert der obere Elektrodenabschnitt die BM, während der untere lediglich einen kleinen Abschnitt der Lamina spiralis ossea berührt, und damit weiterhin Auslenkungen der BM zuläßt.

Die Abbildung 1 zeigt einen Querschnitt durch einen Bogen der Cochlea und der darin liegenden Elektrode. Die gezielte Positionierung der Elektrode in der Scala tympani zeigt wie sich die Elektrodenoberfläche in unmittelbarer Umgebung

der Nervenendungen innerer Haarzellen des Corti-Organ befndet. In der vorläufigen vereinfachten Anordnung wird lediglich der von der Elektrode kontaktierte Bereich festgesetzt, oder auch mit erhöhten Elastizitätsmoduln ausgestattet. Das Elektrodenvolumen verdrängt natürlich eine entsprechende Flüssigkeitsmenge und hat damit einen Einfluß auf die Schallausbreitung in der Lymphe, dies wird jedoch erst in einer folgenden Studie berücksichtigt. So zeigt die Abb. 2 die finiten Schalenelemente der BM eines dreidimensionalen numerischen Modells der Cochlea, das die Fluid-Struktur-Kopplung beinhaltet [2]. Das hier verwendete Modell unterscheidet sich von dem früheren lediglich in der unterschiedlich gewählten Randbedingung der BM am äußeren Schneckenrand (*aufgelegt* anstelle der *freien* Lagerung) und den um den Faktor 5 auf 20 MPa reduzierten radialen Elastizitätsmodul  $E_x$  der orthotropen BM. An der Steigbügelfußplatte (nicht abgebildet) wird über ein Piston ein Schalldruck von 94 dB(SPL) (1 Pa) der Frequenz 2 kHz aufgebracht. Es ist eine Momentaufnahme der ausgelenkten BM dargestellt. Deutlich ist der Bereich zwischen 8,5 mm Entfernung vom Schneckeneingang und 17,7 mm (Länge 9,2 mm) erkennbar, der durch die implantierte Elektrode festgesetzt ist. Die daneben gelegenen Bereiche erhalten ihre ursprünglichen mechanischen Eigenschaften.



**Abbildung 2:** Bei Stimulation an der Stapesfußplatte kann sich das Schalenmodell der Basilarmembran abschnittsweise nicht auslenken, da hier eine Fixierung durch die Elektrode vorliegt.

## Ergebnisse

In den Abbildungen 3 und 4 sind die berechneten Auslenkungen der BM für die normale Cochlea und für den Fall einer Cochlea mit implantierter Elektrode gegenübergestellt. Für die normale Cochlea befndet sich das Auslenkungsma-

ximum gemäß den Messungen von G. v. Bekesy in etwa in der Mitte der Schneckenlänge bei 17 mm. Der zugehörige Phasenverlauf ist unterhalb des Betrags eingezeichnet.

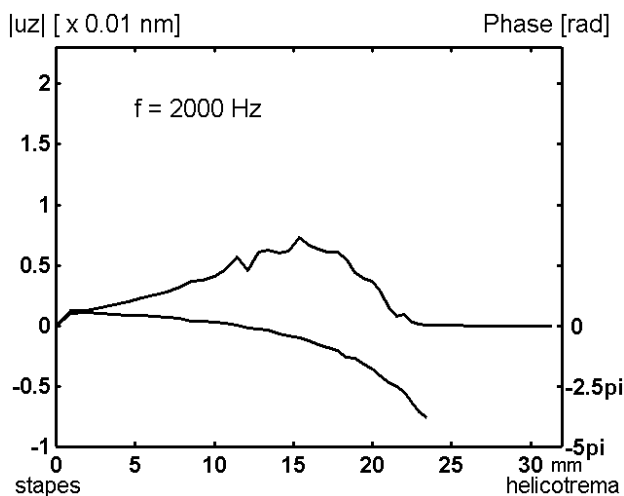


Abbildung 3: Normale Auslenkung der BM bei Stimulation an der Stapesfußplatte mit dem Schalldruck 1 Pa der Frequenz 2000 Hz.

Die Abbildung 4 zeigt den Betrag der Auslenkung der BM bei gleichen Anregungsbedingungen, wobei die BM jedoch im Bereich der anliegenden CI-Elektrode nicht ausgelenkt werden kann. In den davor und dahinter gelegenen Abschnitten kommt es zu einer Erhöhung der Auslenkung von etwa 6 dB, das entspricht einer Verdoppelung der Amplituden.

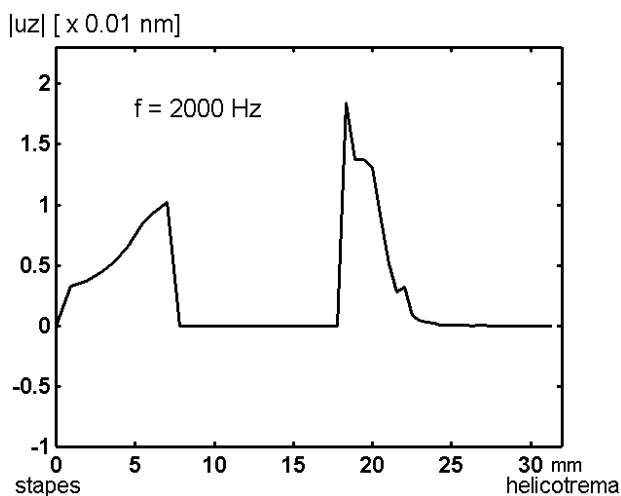


Abbildung 4: Auslenkung bei eingeführter CI-Elektrode. Der Bereich zwischen den beiden Maxima ist der fixierte Bereich. Die davor und dahinter gelegenen Abschnitte werden gegenüber der normalen Cochlea um etwa 6 dB höher ausgelenkt.

Weitere numerische Studien, wie z.B. die Erhöhung der Elastizitätsmoduln der BM  $E_x$  und  $E_y$  im Bereich der CI-Elektrode auf 100 MPa ergaben vergleichbare Erhöhungen der Amplituden von BM Auslenkungen in benachbarten Bereichen.

In der Abbildung 5 sind Differenzen zwischen prä- und postoperativen Tonschwellen bei 13 Patienten 3 Monate und 1 Jahr nach der CI Operation dargestellt. Während bei zwei Patienten im tieffrequenten Bereich Schwellenerhöhungen von über 65 dB erkennbar sind, zeigt sich insbesondere bei

der Frequenz 1500 Hz bei einigen Patienten eine Verminderung der Tonschwellen bei abgeschalteter CI Elektrode, die bis zu 20 dB betragen kann.

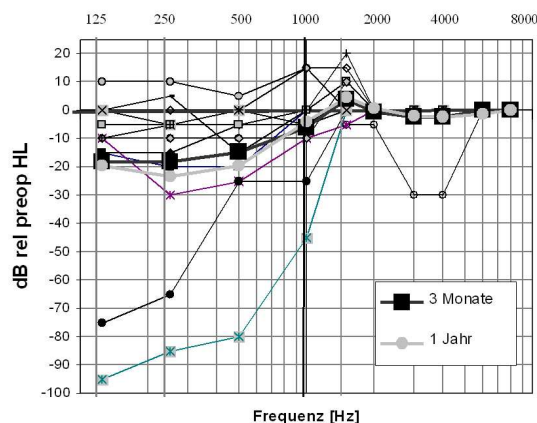


Abbildung 5: Differenz zwischen prä- und postoperativen Schwellen bei 13 Patienten mit Cochlea-Implantat (CI).

### Diskussion

Durch numerische Studien von Auslenkungen der BM konnte eine Erklärung für die Verbesserung der Tonschwellenaudiogramme bei Patienten mit implantierter CI Elektrode gefunden werden. Physikalisch betrachtet, ist dies durch eine Verteilung erhöhter akustischer Energie auf noch schwingungsfähige Bereiche der BM begründet. In Abhängigkeit von der Länge des festgesetzten Bereichs und der Stimulationsfrequenz ergibt sich eine Auslenkungsverstärkung von typischerweise etwa 6 dB. Somit ist es möglich Patienten mit einem Resthörvermögen im Tieftonbereich durch elektro-akustische Stimulation (EAS) effektiver, d.h. mit verbesserter Sprachverständlichkeit, zu versorgen.

### Ausblick

Die Studie legt es nahe, durch eine differenzierte Diagnostik zunächst diejenigen Abschnitte der BM mit geschädigten Bereichen des Corti-Organs zu lokalisieren. Im zweiten Schritt sind diese Abschnitte dann gezielt zu fixieren, um so die eingebrachte akustische Energie effektiv für noch nutzbare intakte elektro-akustische Sensoren (Haarzellen) in benachbarten Bereichen verfügbar zu machen. Dies setzt allerdings sowohl eine präzise tonotopische Diagnostik, wie auch eine verfeinerte Operationstechnik zur gezielten Positionierung der Elektrode voraus.

### Literatur

[1] Von Ilberg C, Kiefer J, Tillein J, Pfennigdorff T, Hartmann R, Stürzebecher E et al., Electric-acoustic stimulation of the auditory system. 1999, ORL, 61, 334-340  
 [2] Böhnke F, Arnold W, 3D-Finite Element Model of the Human Cochlea Including Fluid-Structure Couplings, 1999, ORL, 61, 305-310