

Netzwerkmodell des peripheren Gehörs - Nachbildung von menschenbezogenen Daten

Sebastian Becker, Herbert Hudde

Institut für Kommunikationsakustik, Ruhr-Universität Bochum
Sebastian.Becker-2@rub.de, herbert.hudde@rub.de

Einleitung

In den meisten auditorischen Modellen werden "auditorische Filter" verwendet, denen die Vorstellung einer Spektralanalyse durch Bandpassfilterung zugrunde liegt. In dieser Arbeit wird hingegen der Ansatz verfolgt, dass nur eine eng an den physiologischen Grundlagen orientierte Modellbildung die dynamischen, nichtlinearen Vorgänge für beliebige Eingangssignale richtig beschreiben kann.

Das Modell setzt sich aus Teilmodellen des Gehörgangs, des Mittelohrs und der Cochlea zusammen. In diesem Paper wird nur das Teilmodell der Cochlea betrachtet. Im dem hier beschriebenen ersten Schritt wird das hydroakustisch-mechanische Grundmodell, also ein lineares, passives Modell ohne äußere und innere Haarzellen, parametrisiert.

Modell

Bei dem Grundmodell handelt es sich um ein reines Netzwerkmodell. Das Modell der Cochlea ist "zweikanalig", d.h. neben der als Impedanz beschriebenen Basilarmembran werden zwei fluidgefüllte Kanäle (oberer Kanal U: scala vestibuli und scala media, unterer Kanal L: scala tympani) getrennt erfasst. Damit wird nicht nur die gemischte mechanisch-akustische Wanderwelle entlang der Basilarmembran berechenbar sondern auch die akustische Welle im Fluid beider Kanäle.

Für eine Repräsentation als Netzwerkmodell muss eine örtliche Diskretisierung vorgenommen werden. Ein mittlerer Abschnitt (n) der Cochlea wird durch das in Abb. 1 angegebene Netzwerk beschrieben. Es enthält nicht nur die akustischen Fluidmassen und -verluste (m_U, w_U, m_L, w_L), die auch in einkanaligen Modellen berücksichtigt werden, sondern auch die Fluidsteifen (s_U, s_L). Dadurch wird eine rein akustische Welle ausbreitungsfähig, allerdings nur im Gesamtkanal, also der Zusammenfassung der beiden Kanäle U und L. In jedem Einzelkanal ist eine akustische Ausbreitung nicht möglich, weil die elastische Basilarmembran die Fluidsteife unwirksam werden lässt. Die Basilarmembranimpedanz wird zwischen den beiden Kanälen angeschlossen. Sie wird also durch den Differenzdruck zwischen Ober- und Unterseite angetrieben.

Eine ähnliche Formulierung wurde bereits 1950 von Peterson und Bogert [1] angegeben. Später wurden jedoch meist vereinfachte "einkanalige" Modelle verwendet, die auf einer Symmetrieannahme zwischen unterem und oberem Kanal beruhen. In derartigen Modellen ist keine akustische Wellenausbreitung im Fluid möglich. Dies schränkt die Brauchbarkeit des Modells erheblich ein. Zum Beispiel kann die kontrovers diskutierte Frage, ob sich bestimmte

otoakustische Emissionen über die Basilarmembran oder das Fluid in Richtung Mittelohr ausbreiten, prinzipiell nicht mit einem einkanaligen Modell untersucht werden.

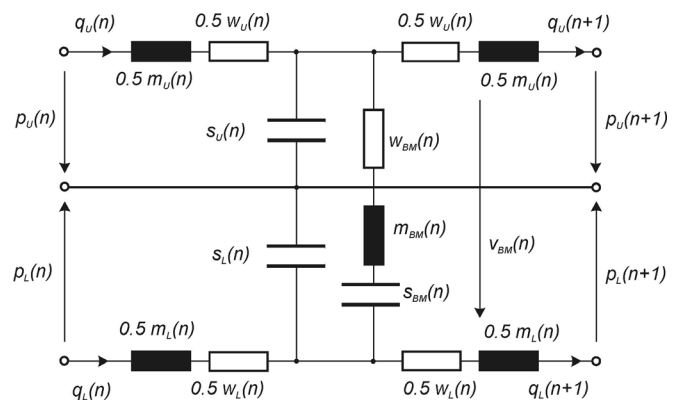


Abbildung 1: Netzwerkmodell eines mittleren Abschnitts (n) der Cochlea. Das Modell enthält Fluidmassen, -verluste und -steifen im oberen (U) und unteren (L) Kanal und eine Impedanz, die die Basilarmembran (inklusive Cortiorgan) repräsentiert. Damit werden Schalldrücke p , Schallflüsse q und Basilarmembranschnellen v_{BM} berechenbar.

Das Cochlea-Modell, bestehend aus N Abschnitten, ist an seinem Ende (Apex) durch eine Helicotremaimpedanz abgeschlossen, die die beiden fluidgefüllten Kanäle miteinander verbindet. Am Anfang des Modells (Basis) ist der untere Kanal mit einer Impedanz abgeschlossen, die die Rundfenstermembran repräsentiert. Die Impedanz am Eingang des oberen Kanals ist die Eingangsimpedanz Z_C der Cochlea, die gleichzeitig die Lastimpedanz des Mittelohres ist.

Parameterbestimmung und Eigenschaften

Für die Weiterentwicklung des Modells ist entscheidend, dass die Modellparameter so eingestellt werden, dass eine gute Übereinstimmung mit *am Menschen* gewonnenen Messdaten erzielt wird. Besonders wichtig ist die Nachbildung von Tuningkurven. Sie werden primär durch die mechanische Abstimmung der Basilarmembran, jedoch auch durch den ortsabhängigen Verlauf ihrer Breite bestimmt. In üblichen Modellen wird häufig die Breite der Einfachheit halber konstant angenommen und die Abstimmung nur über die Steife und die Verluste der Basilarmembran eingestellt, während meist ein exponentielles Wachstumsmaß zur Beschreibung der Ortsabhängigkeit angenommen wird. Damit erhält man zwar typische Tuningkurven, jedoch keineswegs eine Nachbildung der Verhältnisse beim Menschen. In dem hier beschriebenen Modell ist daher eine an der Anatomie orientierte Verbreiterung der Basilarmembran von der Basis zum Apex implementiert, die die Flanken der

Erregungsverteilungen hinter den charakteristischen Orten steiler macht. Die Abstimmung der Resonanzfrequenzen erfolgt so, dass die Bandbreiten psychoakustisch bestimmter auditorischer Filter als Funktion der Mittenfrequenz [2] nachgebildet werden. Es stellt sich heraus, dass die mechanischen Resonanzfrequenzen der Basilarmembran mit den resultierenden Bestfrequenzen nahezu identisch sind. Die (passiven) Erregungsverteilungen zeigt Abb. 2.

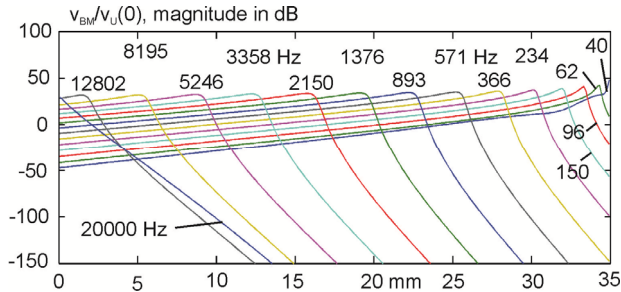


Abbildung 2: Erregungsverteilungen (Beträge) entlang der Basilarmembran (0 mm: Basis, 35 mm: Apex) bei mono-frequenter Anregung mit verschiedenen Frequenzen. Die Verteilung ist auf die Fluidschnelle am Eingang des oberen Kanals bezogen.

Die Resonanzfrequenzen der Basilarmembran lassen sich durch verschiedene Kombinationen von Massen m_{BM} und Steifen s_{BM} einstellen. Die Wahl wird eindeutig, wenn man zusätzlich die Wellenlängen der Wanderwelle heranzieht, die durch die Kombination von Basilarmembransteife und Fluidmasse bestimmt sind. Aus verschiedenen Untersuchungen ist bekannt, dass beim Menschen die Wellenlängen an den charakteristischen Orten im gesamten Frequenzbereich etwa 1 mm betragen. Abb. 3 zeigt die eingestellten Verläufe. Die Wellenlängen an den charakteristischen Orten entsprechen den Minima der Kurven. Hinter diesen Orten verliert die Berechnungsmethode ihre Gültigkeit (der Wiederanstieg ist also zu ignorieren). Den gezeigten Verläufen liegt eine ortsunabhängig gewählte Masse m_{BM} zu Grunde, mit einer ortsabhängigen Masse könnte überall genau 1 mm einstellen. Dies wurde aber nicht durchgeführt, weil keine genügend genauen Messdaten vorliegen.

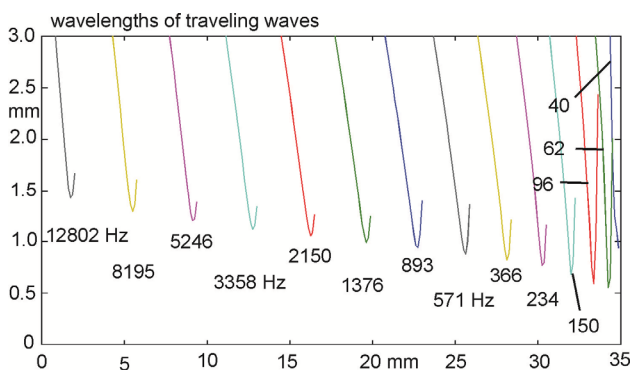


Abbildung 3: Wellenlängen der Wanderwelle in der Nähe der charakteristischen Orte für verschiedene Frequenzen.

Für die akustische Eingangsimpedanz Z_C der Cochlea sind in Abb. 4 Modellergebnisse, ein reeller Schätzwert von Zwislocki (1965) sowie zwei Messergebnisse von Merchant et al. (1996) und Puria (2003) inklusive Phase angegeben. Der Wert von Zwislocki entspricht dem Wellenwiderstand

der Wanderwelle am Eingang der Cochlea. Dieser Wert gilt nur näherungsweise, und zwar für charakteristische Orte in der Mitte der Basilarmembran, wo weder ein niederfrequenter Einfluss des Helicotremas spürbar wird noch hochfrequente Schallwellen im Fluid eine Rolle spielen. Das Modell bildet Zwislockis Wert im Bereich einiger kHz überraschend genau nach, allerdings bei einer nicht vollständig verschwindenden Phase. Die gute Übereinstimmung ist allerdings eher zufällig, weil 1965 die Daten der Cochlea nur ungenau bekannt waren.

Abb. 4 zeigt, dass durch Variation des Verlustwiderstands der Rundfenstermembran eine gewisse Anpassung an Messdaten vorgenommen werden kann. Eine grundsätzlich bessere Übereinstimmung der Verläufe nach Betrag und Phase lässt sich für die Messwerte von Puria erzielen, allerdings bei zu geringen Betragswerten. Die mit einem Laservibrometer gemessenen Schnellen könnten aber wegen Torkelbewegungen des Stapes systematisch zu groß ausgefallen sein, was die zu niedrigen Impedanzbeträge erklären würde.

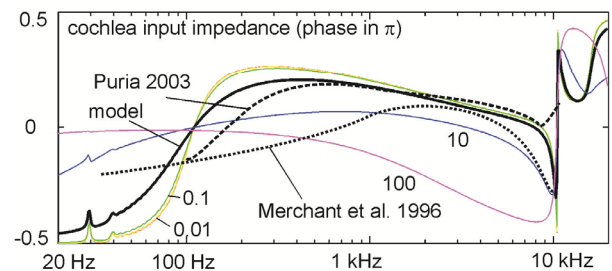
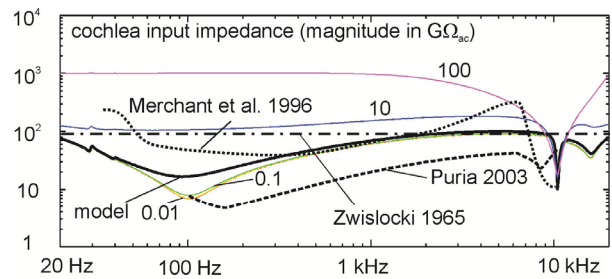


Abbildung 4: Eingangsimpedanz der Cochlea Z_C in akustischen $G\Omega_{ac} = 10^9 \text{ N s/m}^5$ bei Variation der Resistanz der Rundfenstermembran. Die als Kurvenparameter angegebenen Zahlenwerte sind Faktoren gegenüber dem gewählten Modellwert. Die bei sehr niedrigen Frequenzen erkennbaren Strukturen entstehen durch Reflexionen am Helicotrema.

Zusammenfassung und Ausblick

Das hier vorgestellte Modell erfasst alle grundlegenden Eigenschaften der passiven Cochlea des Menschen mit zufriedenstellender Genauigkeit. Gleichzeitig wird auch die durch direkte Messung bekannte Eingangsimpedanz der Cochlea korrekt erfasst. Es stellt somit eine gute Basis für Erweiterungen zu einem nichtlinearen aktiven Modell dar.

Literatur

[1] Peterson, L. C. and Bogert, B. P. (1950). "A dynamical theory of the cochlea", J. Acoust. Soc. Am. 22, 369-381
 [2] Moore, B.C.J., "Cochlear Hearing Loss", John Wiley & Sons, 2007