

Spontane otoakustische Emissionen werden durch aktive Haarbündel erzeugt

Herbert Hudde, Sebastian Becker

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

Einleitung

Spontane otoakustische Emissionen (SOAE) sind im Gehörgang gemessene Schallaussendungen aus der Cochlea, deren Spektrum ausgeprägte diskrete Linien aufweist. Die größten vorkommenden Amplituden liegen bei nur etwa 10 dB SPL. Talmadge et al. [1] erklären SOAE mit amplitudenstabilisierten Grenzzyklen. Shera [2] beschreibt SOAE zusätzlich amplitudenstabilisierte stehende Wellen. Mit einem nichtlinearen Zustandsraum-Modell zeigen Ku et al. [3], dass die genaue Erfassung der Nichtlinearität entscheidend für die Berechnung der SOAE ist. Im vorliegenden Beitrag werden mit einem physiologie-nahen Modell [4] gewonnene Simulationen hinsichtlich des SOAE-Erzeugungsmechanismus und der resultierenden cochleären Wellen untersucht.

Simulation von SOAE mit einem nichtlinearen Modell des peripheren Ohres

Das Modell ist vollständig als Netzwerkmodell formuliert. Es enthält den Gehörgang, das Mittelohr und natürlich vor allem die Cochlea. Das passive Grundmodell ist ein Boxmodell mit zwei Kanälen, um asymmetrische Vorgänge oberhalb und unterhalb der Basilarmembran (BM), insbesondere auch die Randbedingung durch die beiden unterschiedlichen Fenster, realitätsnah erfassen zu können.

Die aktive Verstärkung wurde zunächst nur durch die Zusammenarbeit von äußeren Haarzellen (OHC) und Cortisonatoren (CR) modelliert [4]. Die CR werden aus Elementen des Cortiorgans gebildet, die bei Anregung durch Längsschwingungen der OHC in einem speziellen Schwingungsmodus, dem Cortimodus, schwingen. Einzelheiten der räumlichen Schwingungen können von einem einfachen Netzwerkmodell natürlich nicht nachgebildet werden. Das Zusammenwirken der vorkommenden Schwingungsmoden (normaler Wanderwellen-Modus und Cortimodus) wird stattdessen durch eine geeignete Überlagerung beider Teilschwingungen berücksichtigt. Die OHC selbst werden durch ein einfaches Netzwerkmodell berücksichtigt, das die nichtlineare Steuerung eines Leitwerts durch die Cilienschering, die Erzeugung des Rezeptorpotenzials und die resultierende Kräfteinspeisung in die CR enthält.

SOAE können nur entstehen, wenn man - zumindest anfänglich - eine Erregung vorsieht. Im Modell werden hierzu rauschende OHC verwendet. Dabei werden stochastische Cilienbewegungen angenommen, die sehr kleine Schwankungen des Rezeptorpotenzials mit entsprechenden Kräfteinspeisungen in die BM hervorrufen. Dies führt zu Schalldrücken im Gehörgang, die weit unter messbaren Größenordnungen liegen. Das Spektrum des Schalldrucks entspricht gefiltertem Rauschen ohne auffällige diskrete Spektrallinien, die an SOAE erinnern würden.

Das ist keineswegs überraschend, weil die meisten Autoren darin übereinstimmen, dass SOAE erst entstehen, wenn die

Parameter der Cochlea nicht völlig gleichmäßig über dem Ort verlaufen, sondern eine gewisse Streuung aufweisen, die als Irregularität oder Parameter-Rauigkeit bezeichnet wird. Da in einem biologischen System wie der Cochlea alle Elemente einer solchen Rauigkeit unterworfen sind, wurden im Modell nicht nur die mechanischen Parameter der BM, sondern auch die der Cortisonatoren und die Empfindlichkeiten der OHC "verraut". Tatsächlich liefert das Modell mit Verrauung ein Spektrum mit ausgeprägten Spektrallinien (Abb. 1). Der so erzeugte stationäre Schalldruck bleibt auch nach Abschalten der Rausch-Erregung erhalten (Grenzzyklus-Schwingungen).

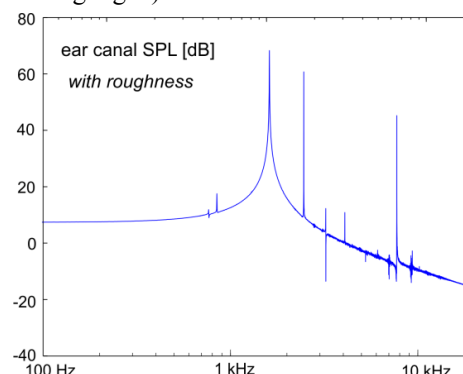


Abbildung 1: Im Gehörgang durch rauschende OHC erzeugtes stationäres Schalldruck-Spektrum.

Notwendigkeit einer zweiten Nichtlinearität

Allerdings sind die so erzeugten Pegel viel zu hoch. Echte SOAE-Pegel gehen kaum über 10 dB SPL hinaus. Die Ursache von SOAE sind lokale Instabilitäten. Ein Aufschwingen über alle Grenzen wird dadurch verhindert, dass die cochleäre Verstärkung mit wachsendem Pegel abgesenkt wird, und zwar "automatisch", nämlich durch Übergang in den Sättigungsbereich der nichtlinearen OHC-Kennlinien. Daraus folgt, dass die Größe der BM-Bewegung, bei der einzelne OHC in die Sättigung gehen, die im Gehörgang erzeugten Pegel wesentlich mitbestimmen. Mit dem Modell kann dieser Zusammenhang direkt verifiziert werden.

Eine modellmäßige Verschiebung der OHC-Sättigung durch entsprechende Umskalierung der Kennlinie kann das Problem der zu hohen Pegel nicht lösen, weil damit der Übergangsbereich vom aktiven zu passiven Ast der Cochlea-Kennlinie (der nichtlineare Zusammenhang zwischen Eingangspegeln und den erzeugten BM-Schwingungen) ebenfalls verschoben würde. Da dieser aber vom Modell bereits korrekt wiedergegeben wird, darf die OHC-Kennlinie nicht umskaliert werden.

Um die Pegel auf ein SOAE-typisches Maß abzusenken, wird daher ein zweites nichtlineares Element benötigt, das schon bei deutlich niedrigeren Anregungspegeln in die Sättigung geht. Die Kennlinie dieses Elementes kann man gezielt so einstellen, dass sich die gewünschte Größe der SOAE-Pegel bis zu etwa 10 dB SPL ergibt (Abb. 2).

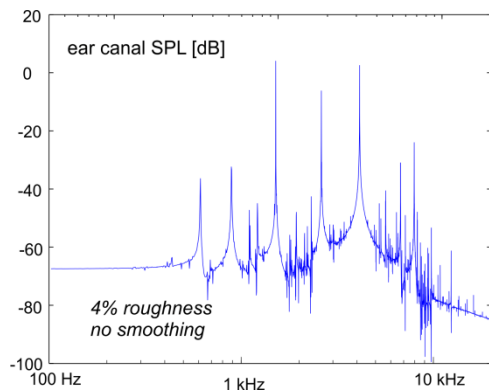


Abbildung 2: Im Gehörgang erzeugtes stationäres Schalldruckspektrum bei zusätzlicher Modellierung eines zweiten nichtlinearen Elements mit Sättigungscharakteristik.

Über die physiologische Realisierung der zweiten Nichtlinearität kann das Modell natürlich keine Aussagen machen. Das zweite Element wird - mangels genauerer Kenntnisse - ähnlich wie zusätzliche OHC, jedoch mit früher einsetzender Sättigung modelliert. Als Hypothese wird vorgeschlagen, aktive Haarbündel, bestehend aus den Cilien, für die zweite Sättigungskennlinie verantwortlich zu machen. Aktive Haarbündel (HB) wurden eindeutig bei Insekten und Echsen gefunden. Sie werden aber auch beim Menschen vermutet.

Die zweite Nichtlinearität wurde im Grunde auch schon von Epp et al. [5] gefunden. Diese Autoren verwenden nämlich ebenfalls zwei (anders definierte) nichtlineare Kennlinien zur Darstellung der Pegelabhängigkeit von Dämpfung und "Rückkopplungssteife". Die Kennlinie besteht aus zwei in einander übergehenden Sigmoidfunktionen. Der Übergang zwischen beiden Teil-Sigmoiden muss ebenfalls bei sehr niedrigen Pegeln erfolgen, um SOAE-ähnliche Schwingungen zu erzeugen.

Simulationsergebnisse

Neben der Sättigungscharakteristik der nichtlinearen Kennlinie nehmen Größe und Art der Parameter-Rauigkeit starken Einfluss auf die erzeugten SOAE. Zunächst stellt man fest, dass verschiedene Rauigkeitsprofile hinsichtlich Anzahl, Lage und Größe der Spektrallinien zu deutlich unterschiedlichen Ergebnissen führen. Ein SOAE-Spektrum wird also nicht primär durch die reguläre Struktur einer individuellen Cochlea, sondern durch die zufällige Verteilung der Parameterschwankungen bestimmt (ohne Abbildung).

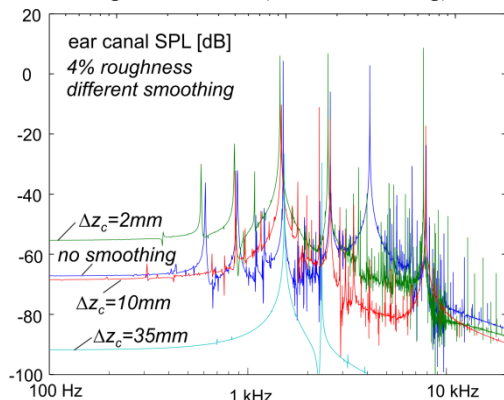


Abbildung 3: Variation der im Gehörgang durch aktive Haarbündel erzeugten stationären Schalldruckspektren bei verschieden stark geglätteter Rauigkeit.

Parameterabweichungen an nahe beieinander liegenden Orten sind allerdings nicht unabhängig voneinander. Daher wurden die zunächst durch weißes Rauschen modellierten Parameterschwankungen mit einem Tiefpass erster Ordnung geglättet. Die Ortsgrenzfrequenz $f_c = 1/\Delta z_c$ entspricht dem Kehrwert einer charakteristischen Korrelationslänge Δz_c auf der BM. Die Glättung eines Rauigkeitsverlaufs führt zu kaum im Detail vorhersagbaren Effekten. So nimmt zwar die Größe der SOAE-Amplituden tendenziell mit zunehmender Glättung ab, aber nicht in jedem Einzelfall (Abb. 3). Manche Spektrallinien werden durch Glättung nur geringfügig verschoben, andere Linien verschwinden völlig.

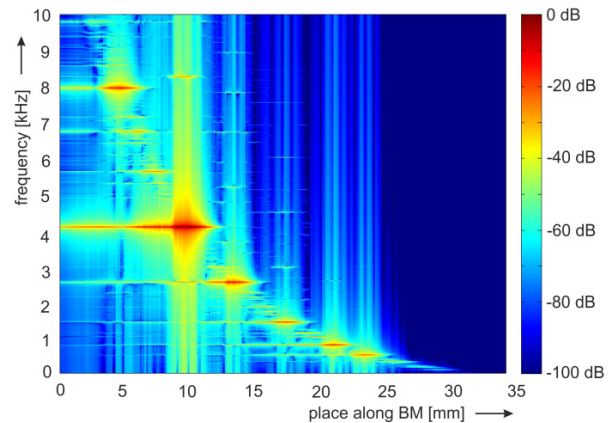


Abbildung 4: SOAE-Ortsspektrum auf der BM.

Mit dem Modell lassen sich die Schwingungen auf der BM direkt beobachten. Damit können einerseits die von Shera [2] vermuteten stehenden Wellen zwischen Basis und charakteristischen Orten bestätigt werden. Andererseits treten jedoch an den jeweiligen charakteristischen Orten fortschreitende Wellen auf (ohne Abbildung). Die zu den SOAE gehörige Erregungsverteilung auf der BM zeigt Abb. 4. Dieses "SOAE-Ortsspektrum" lässt sich gut mit Leitungsresonanzen in der Cochlea erklären. Die von den Orten maximaler Erregung ausgehenden Linien zur Basis hin markieren die SOAE-Frequenzen.

Literatur

- [1] Talmadge, C. L., Tubis, A., Long, G. R., and Piskorski, P. (1998). "Modeling otoacoustic emission and hearing threshold fine structures.", *J. Acoust. Soc. Am.* **104**, 1517-1543
- [2] Shera, C. A. (2003). "Mammalian spontaneous otoacoustic emissions are amplitude-stabilized cochlear standing waves.", *J. Acoust. Soc. Am.* **114**, 244-262
- [3] Ku, E. M., Elliott, S. J., and Lineton, B. (2009). "Limit cycle oscillations in a nonlinear state space model of the human cochlea," *J. Acoust. Soc. Am.* **126**, 739-750
- [4] Hudde, H., Becker, S. (2013). "A physiology-based auditory model elucidating the function of the cochlear amplifier and related phenomena. Part I: Model structure and computational method", *ICA Montreal, Proc. Meet. Acoust.*, Vol. 19, 050111
- [5] Epp, B., Verhey, J. L., and Mauermann, M. (2010). "Modeling cochlear dynamics: interrelation between cochlea mechanics and psychoacoustics.", *J. Acoust. Soc. Am.* **128**, 1870-1883