

Der Einfluss cochleärer Verarbeitung auf die Wahrnehmung

Bastian Epp¹, Manfred Mauermann², Jesko L. Verhey¹

¹ Otto-von-Guericke-Universität, 39120 Magdeburg, Deutschland, Email: {bastian.epp, jesko.verhey}@med.ovgu.de

² Carl-von-Ossietzky Universität, 26111 Oldenburg, Deutschland, Email: manfred.mauermann@uni-oldenburg.de

Einleitung

Eine Wichtige Voraussetzung für ein detailliertes Verständnis der Verarbeitung im auditorischen System ist die Trennung von Beiträgen der Verarbeitungstufen entlang der Hörbahn. Eine besondere Rolle spielt die Trennung mechanischer (cochleärer) und neuronaler Beiträge. Hierzu werden Modelle benötigt, welche die physiologischen und physikalischen Aspekte der Cochlea möglichst adäquat abbilden. Als ein wesentlicher Schritt in diese Richtung kann die Verwendung eines physiologisch plausiblen und physikalisch motivierten aktiven und nichtlinearen Modells der Cochlea gesehen werden [1]. In diesem Modell können verschiedene Daten zur cochleären Verarbeitung wie Kompression, Verstärkung, hohe Frequenzselektivität und frequenzübergreifende Interaktionen sowie Daten zu otoakustischen Emissionen mit einem einzigen Parametersatz modelliert werden. Auch systematische Variationen, die sich in Messungen zur Abbildung von zeitlichen Modulationen nahe der Ruhehörschwelle mit Feinstruktur zeigen [2] werden von diesem Modell korrekt erfasst [1]. Das deutet an, dass auch Aspekte psychoakustischer Daten auf Ebene der Cochlea erklärt werden können. Auf Basis der psychoakustischen Daten wurden drei Hypothesen für den zugrundeliegenden Prozess formuliert [2]:

H₁: Die Feinstruktur der Ruhehörschwelle wirkt als lineares Filter welches die spektralen Komponenten des Stimulus durch frequenzspezifische Faktoren verändert.

H₂: Der Träger des Stimulus schwebt mit einer spektral nahen cochleären Resonanz (CR).

H₃: Der Träger des Stimulus synchronisiert eine spektral nahe CR.

Hypothese H₁ kann aufgrund Daten aus [2] verworfen werden da der Einfluss der Feinstruktur vom Stimuluspegel abhängt. Hypothesen H₂ und H₃ wurden anhand von Simulationen mit einem aktiven und nichtlinearen Modell der Cochlea überprüft.

Transmissionline Modell

Die Cochlea wurde als eindimensionale, nichtlineare und aktive *Transmissionline* mit der Bewegungsgleichung

$$p(n) = m\dot{y}(n) + d_L(n)d_{NL}(n)\dot{y}(n) + s(n)[y(n) + s_f(v)y(n)|_\tau] \quad (1)$$

modelliert. Die Ort-Frequenz-Abbildung wurde durch eine Variation der Steifigkeit entlang der Länge der Cochlea realisiert. Feinstruktureffekte wurden durch das Einführen einer stochastischen Variation der Orts-Frequenz-Abbildung berücksichtigt. Mit diesem Model-

ansatz können grundlegende Aspekte cochleärer Verarbeitung in Übereinstimmung mit Daten unter Nutzung eines einzelnen Parametersatzes nachgestellt werden [1]. Der aktive Prozess und die Nichtlinearität wurde durch eine Kombination aus geschwindigkeitsabhängiger Dämpfung und rückgekoppelter Steifigkeit mit frequenzabhängiger Zeitverzögerung implementiert. Mit diesem Ansatz zeigt das Modell maximale Aktivität für kleine Schnellen, starke Kompression für mittlere Schnellen und lineares, passives Verhalten für große Schnellen. Die Cochlea wurde mit 1000 Segmenten diskretisiert. Die gekoppelten Bewegungsgleichungen wurden mit einer Rate von 400 kHz im Zeitbereich durch ein modifiziertes Runge-Kutta-Verfahren vierter Ordnung gelöst.

Simulationen

Zum Testen der Hypothesen aus [2] wurde das Modell mit Tönen in der Nähe einer CR bei 1950.5 Hz zwischen 1920 Hz und 1980 Hz und Pegeln zwischen -25 dB SPL und -5 dB SPL angeregt. Die zeitliche Schnellevariation des Segments an der Stelle der CR und der simulierte Druck im Ohrkanal wurden im Frequenzbereich analysiert. Als Hinweis auf eine mögliche Interaktion der CR und der Oszillation durch den Stimulus wurde die Intensität der Frequenzkomponenten von Stimulus und CR herangezogen. Führt die Anregung durch einen Ton gemäß H₂ zu einer Schwebung zwischen CR und Stimulus, ist die Intensität der CR im Spektrum unabhängig von Pegel und Frequenz des Stimulus. Kommt es aufgrund nichtlinearer Effekte im Modell zu einer Synchronisation der CR mit der Oszillation durch den Stimulus, hängt die Intensität der spektralen Amplituden von Stimulus und CR von Pegel und Frequenz des Stimulus ab.

Die Ergebnisse der Simulation sind in Abb. 1 und Abb. 2 dargestellt. Das obere Teilbild zeigt den RMS-Wert des simulierten, um die Frequenz der CR der bandpassgefilterten Drucksignals im Ohrkanal. Im unteren Teilbild ist der Pegel der Frequenzkomponenten der CR und des externen Stimulus (orange und blau) der zeitlichen Schnellevariation auf Ebene des Innenohrs (durchgezogene Linien) und im Ohrkanal (gestrichelte Linien) als Funktion der Stimulusfrequenz dargestellt. Bei einer Anregung mit -25 dB SPL (siehe Abb. 1) bleibt die Amplitude der CR für Frequenzen von 1920 Hz bis 1947 Hz und von 1958 Hz bis 1980 Hz nahezu konstant. In diesen Frequenzbereichen zeigt der Druck im Ohrkanal periodische Schwankungen was auf eine Schwebung von Stimulus und CR hinweist. Für Frequenzen des Stimulus zwischen 1947 Hz und 1958 Hz ist die Amplitude der CR reduziert und die Amplitude der Stimulusfrequenz erhöht. In diesem Be-

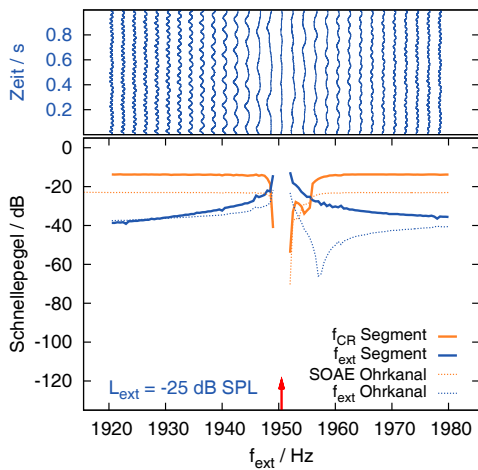


Abbildung 1: Oberes Teilbild: Intensität des Bandpassgefilterten Ohrkanalsignals in einem gleitenden Fenster mit 10 ms Länge. Unteres Teilbild: Spektrale Amplituden der Anregungsfrequenz (blau) und der Cochleären Resonanz (CR, orange) als Funktion der Anregungsfrequenz für die Dynamik des Segments (durchgezogene Linie) und das Signal im Ohrkanal. Der Pegel der Anregung war -25 dB SPL. Der rote Pfeil deutet die Frequenz der CR an.

reich ist der RMS-Wert im Ohrkanal konstant, d.h. die Einhüllende des Drucksignals im Ohrkanal ist konstant. Für einen Anregungspegel von -10 dB SPL (Abb. 2) ist

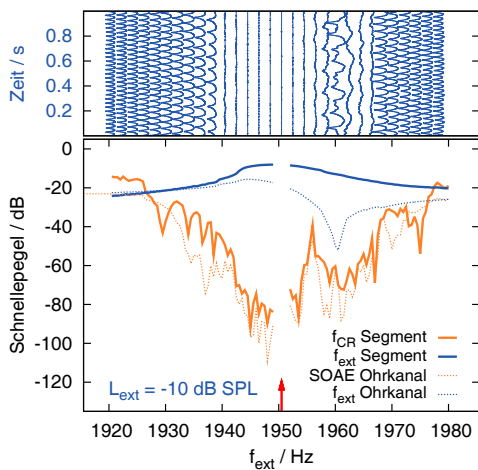


Abbildung 2: Wie Abbildung 1, aber für einen Anregungspegel von -10 dB SPL.

die CR für Frequenzen zwischen 1925 Hz und 1775 Hz stark reduziert. In diesem Frequenzbereich ist auch der Druck im Ohrkanal konstant. Der konstante Pegel im Ohrkanal, die Erhöhung der Stimulusfrequenzkomponente und die Reduktion der frequenzkomponente der CR deutet auf eine Synchronisation der CR mit dem externen Stimulus hin, wodurch die Energie der CR auf die Oszillation durch den Stimulus übertragen wird.

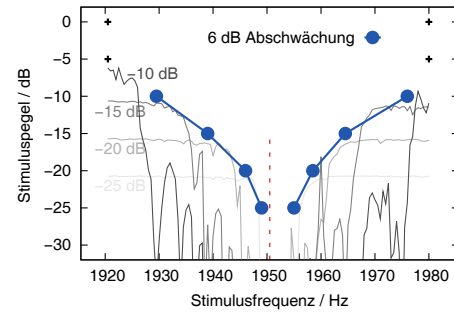


Abbildung 3: Synchronisations-Tuningkurven für eine CR bei 1950.5 Hz für den Frequenzbereich von 1920 Hz bis 1980 Hz. Für Pegel oberhalb der Kurve beträgt die Reduktion der CR durch Synchronisation 6 dB oder mehr. In Pegelbereichen unterhalb der Kurve findet keine Synchronisation sondern eine Schwebung zwischen CR und Anregungsfrequenz statt.

Synchronisations-Tuningkurven

Zur Quantifizierung der Synchronisationbereiche wurden die Simulationen für einen Frequenzbereich von 1920 Hz bis 1980 Hz für Pegel zwischen -25 dB SPL und -5 dB SPL durchgeführt. Die Bereiche in denen der Pegel der CR um 6 dB reduziert wurde, sind in Abb. 3 gekennzeichnet. Für Pegel oberhalb der Kurve synchronisiert die CR mit der Oszillation durch den externen Stimulus. Unterhalb dieser Kurve findet keine Synchronisation statt was zu einer Schwebung der Einzeloszillationen führt.

Zusammenfassung

Ein nichtlineares und aktives Modell der Cochlea wurde genutzt, um Hypothesen zum Einfluß von Feinstruktur der Ruhehörschwelle auf Modulationswahrnehmung zu untersuchen. Die Modellsimulationen haben gezeigt dass externe Stimulation, abhängig von Pegel und Frequenzabstand, cochleäre Resonanzen beeinflussen kann. In einem pegelabhängigen Frequenzbereich synchronisiert die cochleäre Resonanz mit der Erregung durch den externen Stimulus. Für komplexere Stimuli kann diese Synchronisation zu einer Änderung der Intensität einzelner spektraler Anteile des Stimulus führen. Für einen sinusförmig amplitudenmodulierten Ton führt dies zu einer Veränderung der Modulationstiefe. Durch diese nichtlineare Interaktion zwischen Stimulus und Cochleärer Resonanzen wird die Hypothese einer Synchronisation der CR mit der Trägerfrequenz und einer daraus resultierenden Änderung der effektiven Modulationstiefe auf Ebene der Cochlea, (H_3) unterstützt.

Literatur

- [1] Epp, B., Verhey, J., Mauermann, M.: Modeling cochlear dynamics: Interrelation between cochlea mechanics and psychoacoustics. Journal of the Acoustical Society of America (2010), 1870–1883
- [2] Heise, S. J., Mauermann, M., Verhey, J. L.: Threshold fine structure affects amplitude modulation perception. Journal of the Acoustical Society of America (2009), 2490–2500