

Modellierung: Zeitliche und kompressive Eigenschaften des geschädigten Gehörs

R. P. Derleth, B. Kollmeier

Graduiertenkolleg Psychoakustik, AG Medizinische Physik, Universität Oldenburg
E-mail: peter@medi.physik.uni-oldenburg.de

Einleitung

Auf der DAGA'94 wurde ein Modell zur gehörgerechten Signalverarbeitung vorgestellt (Dau und Kollmeier 1994), das wesentliche Experimente zum zeitlichen und spektralen Auflösungsvermögen von Normalhörenden nachbilden kann. Um mit diesem Modellansatz auch Wahrnehmungsleistungen von Schwerhörenden simulieren zu können, sind Modifikationen am Modell notwendig, die in erster Linie eine Berücksichtigung der erhöhten Ruhehörschwelle und des verringerten nutzbaren Dynamikbereiches zulassen. Im Gegensatz zu früheren Modellversionen wurde eine pegelabhängige Kompression in das Modell für Normalhörende auf der Stufe der Basilarmembranfilterung implementiert, wie sie für tonale Signale nahe der charakteristischen Frequenz auf der intakten Basilarmembran gefunden wurde (z.B. Yates, 1990). Die geschädigte Innenohrmechanik zeichnet sich durch die Verringerung dieser kompressiven Eigenschaften aus. Dieser als Recruitment-Phänomen bezeichnete Effekt des bei Innenohrschwerhörenden eingeschränkten Dynamikbereichs hat weitreichende Konsequenzen für die Wahrnehmung von Schallen und beeinflusst auch andere psychoakustische Eigenschaften wie z.B. spektrales und zeitliches Auflösungsvermögen. In diesem Beitrag werden mit einem erweiterten Modell für Normal- und Schwerhörende Simulationen zur Lautstärkewahrnehmung und zum zeitlichen Auflösungsvermögen vorgestellt und mit experimentellen Daten verglichen.

Modell

Abbildung 1 zeigt den schematischen Aufbau des Modells für Normal- und Schwerhörende. Im Gegensatz zu der im Modell von Dau und Kollmeier (1994) verwendeten linearen Filterstufe wird hier eine nichtlineare Filterbank verwendet, die nicht nur die Frequenz-Orts Transformation sondern auch die physiologisch gefundene instantane pegelabhängige Kompression nachbildet. Durch Ausfall der pegelabhängigen (cochleären) Kompression kann ein Hörverlust und ein entsprechend reduzierter nutzbarer Dynamikbereich im Modell für Schwerhörende simuliert werden (siehe Abb. 2 links). Diese Verringerung der kompressiven Eigenschaften der Basilarmembranfilterstufe ist die einzige Änderung um Innenohrschwerhörigkeit im Modell zu simulieren. Alle folgenden Verarbeitungsschritte sind für beide Modellversionen identisch. Es folgt in jedem Frequenzband eine Halbwellengleichrichtung und anschließende Tiefpaßfilterung bei 1 kHz. Diese Verarbeitungsschritte simulieren grob die Transformation der mechanischen Basilarmembranauslenkung in Rezeptorpotentiale der inneren Haarzellen und bewirken für hohe Frequenzen die Extraktion der Signaleinhüllenden. Die nächste Verarbeitungsstufe ist eine instantane pegelabhängige Expansion, die in erster Näherung die Kompression auf der Basilarmembranstufe, wie sie in der Modellversion für Normalhörende realisiert ist, kompensiert. In der Modellversion für Schwerhörende, bei der die Kompressionswirkung der Basilarmembranstufe reduziert ist, bewirkt diese Stufe hingegen effektiv eine Expansion der Signale. Im Modell folgt eine nichtlineare Adaptationsstufe, die zeitliche Verdeckungseffekte simuliert. Zu Beginn der Adaptationsstufe werden die Signale auf einen geeigneten Zahlenbereich skaliert und zum Signal ein Rauschen addiert, dessen Pegel im Modell für Normalhörende so gewählt ist, daß eine Hörschwelle von 0 dB SPL simuliert wird. Die Signale werden dann durch fünf hintereinandergeschaltete Nachregelschleifen (Püschel 1988) weiterverarbeitet. Die an Nachverdeckungsdaten von Normalhörenden angepaßten Zeitkonstanten der Nachregelschleifen betragen 5, 50, 129, 253 und 500 ms. Jede Nachregelschleife bewirkt für stationäre Signale eine pegelunabhängige (retrocochleäre) Kom-

pression gemäß einer Wurzel. Zeitlich fluktuierende Signale werden dagegen nahezu linear übertragen. Die nächste Stufe des Modells ist eine Modulationsfilterbank (Dau et al. 1997), die eine spektrale Zerlegung der Einhüllenden des Signals (innerhalb jedes peripheren Filters) vornimmt. Am Ende der Vorverarbeitung liegt die "interne Repräsentation" der Signale vor. Als Entscheidungsstufe für Detektionsexperimente dient ein optimaler Detektor (Dau et al. 1996), dessen Detektionsvermögen durch die Addition eines „internen“ Rauschens begrenzt wird. Im optimalen Detektor wird die aktuelle Repräsentation mit einer überschwellig extrahierten Repräsentation des Testsignals durch Bildung der Kreuzkorrelation verglichen. Für die Simulation von Empfindungsgrößen werden im Modell andere geeignete Entscheidungsstufen verwendet, so stellt z.B. der mittlere Wert der internen Repräsentation ein Maß für die empfundene Lautstärke von schmalbandigen Signalen dar.

Messungen und Simulationen

Lautstärkeskalierung

Abbildung 2 (links) zeigt den mittleren Wert der internen Repräsentation in Modelleinheiten (ME) als Funktion des Pegels eines 2 kHz Tons in der Modellversion für Normalhörende (gefüllte Dreiecke) und der Modellversion für Schwerhörende (offene Dreiecke). Assoziiert man die Modelleinheiten mit Empfindungskategorien eines Lautstärkeskalierungsexperiments (100 ME „zu laut“, 50 ME „mittellaut“ und 0 ME „unhörbar“), dann simuliert das Modell für Schwerhörende einen Hörverlust von 55 dB und einen eingeschränkten Dynamikbereich von 45 dB. Die weiteren Experimente zeigen Auswirkungen dieser Recruitment-Simulation auf die zeitlichen und kompressiven Eigenschaften des Modells.

Nachverdeckung

Abbildung 2 (rechts) zeigt Meßdaten von Glasberg et al. (1987) für ein Nachverdeckungsexperiment mit fünf unilateral Innenohrschwerhörenden. Die Pentagramme bezeichnen die Daten für die geschädigte (offene Symbole) und die intakte Seite (gefüllte Symbole) bei gleichem Pegel in dB SPL (durchgehende Linien) und für die intakte Seite bei gleichem Pegel in dB SL (unterbrochene Linien) wie bei der geschädigten Seite. Bei den Simulationsdaten (Dreiecke) ist die Mithörschwelle (MHS) für einen hanninggefensterten 2 kHz Testton der Länge 20 ms in Abhängigkeit vom zeitlichen Abstand zwischen Testtonbeginn und Maskiererbeginn aufgetragen. Der Maskierer war ein 220 ms langes Bandpaßrauschen (0.02 bis 5 kHz). Der simulierte Pegel betrug 84 dB SPL (durchgehende Linien) bzw. 54 dB SPL (unterbrochene Linien). Wie in den Meßdaten erfolgt der Abfall der Mithörschwelle für die Simulation einer geschädigten Cochlea (offene Dreiecke) langsamer und mit geringerer Dynamik als bei der intakten Cochlea (gefüllte Dreiecke). Diese Ergebnisse zeigen, daß es nicht nötig ist, bei Schwerhörenden verlängerte auditorische Zeitkonstanten anzunehmen, da scheinbar verlängerte Zeitkonstanten allein durch eine verringerte cochleäre Kompression realisiert werden können.

Modulationstiefen-Matching

Ein anderes Experiment, um Informationen über das Zeitauflösungsvermögen und die kompressiven Eigenschaften des Gehörs zu erhalten, ist die empfundene Modulationstiefe die Amplitudenmodulationen hervorrufen. Abbildung 3 (links) zeigt Meßdaten von Moore et al. (1996) für ein Modulationstiefen-Matching Experiment mit drei unilateral innenohrschwerhörenden Versuchspersonen mit einem flachen Hörverlust von ca. 60 dB auf der geschädigten Seite. Die Pentagramme bezeichnen die Modulationstiefe im gesunden Gehör als Funktion der

Modulationstiefe im geschädigten Gehör, die zum gleiche Modulationstiefeneindruck führt. Als Trägersignal wurde ein 5 kHz Ton mit einem Pegel verwendet der für jedes Ohr so gewählt wurde, daß er den Lautstärkeindruck „mittellaut“ hervorrief. Das Trägersignal wurde auf einer dB Skala sinusförmig Amplitudenmoduliert mit Modulationsfrequenzen von 4 (durchgehende Linie), 8 (unterbrochene Linie), 16 (gestrichelte Linie) und 32 Hz (gepunktete Linie). Die Messdaten liegen alle oberhalb einer Kurve wie sie für das Modulationstiefen-Matching zwischen zwei intakten Ohren erwartet wird (durchgezogene Diagonale ohne Symbole). Um die gleiche Modulationstiefenempfindung im intakten Gehör hervorzurufen wie im geschädigten Gehör ist eine größere Modulationstiefe nötig. Die notwendige Modulationstiefendifferenz (Abstand zur Diagonale) ist nahezu unabhängig von der aufgeprägten Modulationsfrequenz. Abbildung 3 (rechts) zeigt die entsprechende Modellsimulation des Experiments. Als Maß für die empfundene Modulationstiefe im Modell wurde der mittelwertfreie RMS-Wert eines Modulationsfilters verwendet dessen Mittenfrequenz der aufgeprägten Modulationsfrequenz entsprach. Analog zu den Messdaten ist, unabhängig von der Modulationsfrequenz, im Modell für Normalhörende eine größere Modulationstiefe nötig als im Modell für Schwerhörende um die gleiche Modulationsenergie am Ausgang des Modulationsfilters zu erzeugen.

Diskussion

Das hier vorgestellte Modell für Normal- und Schwerhörende unterscheidet sich in zwei Punkten von dem ursprünglichen Modell für Normalhörende (Dau und Kollmeier, 1994). Der erste Punkt ist die Einführung einer pegelabhängigen instantan wirkenden kompressiven Nichtlinearität in der Basalmembranfilterstufe, die durch physiologische Messungen motiviert wird. Allein der Ausfall dieser cochleären Nichtlinearität ermöglicht es wesentliche Unterschiede der zeitlichen und der kompressiven Eigenschaften des geschädigten Gehörs zu simulieren wie sie mit schmalbandigen Signalen beobachtet werden.

Der zweite Punkt ist die Einführung einer instantan wirkenden pegelabhängigen Expansion vor der nichtlinearen Adaptationsstufe des Modells, die physiologisch in der hier realisierten Form nicht beobachtet wird, aber die effektive Signalverarbeitung für die hier untersuchten Experimente richtig beschreibt. Ein Korrelat zu dieser Expansion könnte die Interpretation der Informationen über das akustische Signal auf höheren Stufen der Hörbahn sein. Neben der (komprimierten) Wellenform müßten dazu auf dem Auditorischen Nerv durch Raten-, Synchronisations- und Populations-Codierung auch Informationen über Art und Stärke der Kompression übertragen werden. Dieses Projekt wurde von der DFG gefördert.

Literatur

- Dau, T und Kollmeier, B. (1994) Modellvorstellungen zur Amplitudenmodulation von Schmalbandrauschträgern, DAGA'94
- Dau, T., Püschel, D. and Kohlrausch, A. (1996) A quantitative model of the „effective“ signal processing in the auditory system. I. Model structure, J. Acoust. Soc. Am. **99**, 3615-3622.
- Dau, T., Kollmeier, B. and Kohlrausch, A. (1997) Modeling auditory processing of amplitude modulation. I. detection and masking with narrow-band carriers, J. Acoust. Soc. Am. **102**, 2892-2905.
- Derleth, R. P. (1999) *Temporal and Compressive Properties of the Normal and Impaired Auditory System*, Ph. D., BIS-Verlag Universität Oldenburg, ISBN 3-8142-0695-9.
- Glasberg, B. R., Moore, B. C. J. and Bacon, S. P. (1987) Gap detection and masking in hearing-impaired and normal-hearing subjects, J. Acoust. Soc. Am. **81**, 1546-1556.
- Moore, B. C. J., Wojtczak, M. and Vickers, D. A. (1996) Effect of loudness recruitment on the perception of amplitude modulation, J. Acoust. Soc. Am. **100**, 481-489.
- Püschel, D. (1988), Prinzipien der zeitlichen Analyse beim Hören, Dissertation, Universität Göttingen.
- Yates, G. K. (1990) Basilar membrane nonlinearity and its influence on auditory nerve rate intensity functions, Hearing Research, **50**, 145-162.

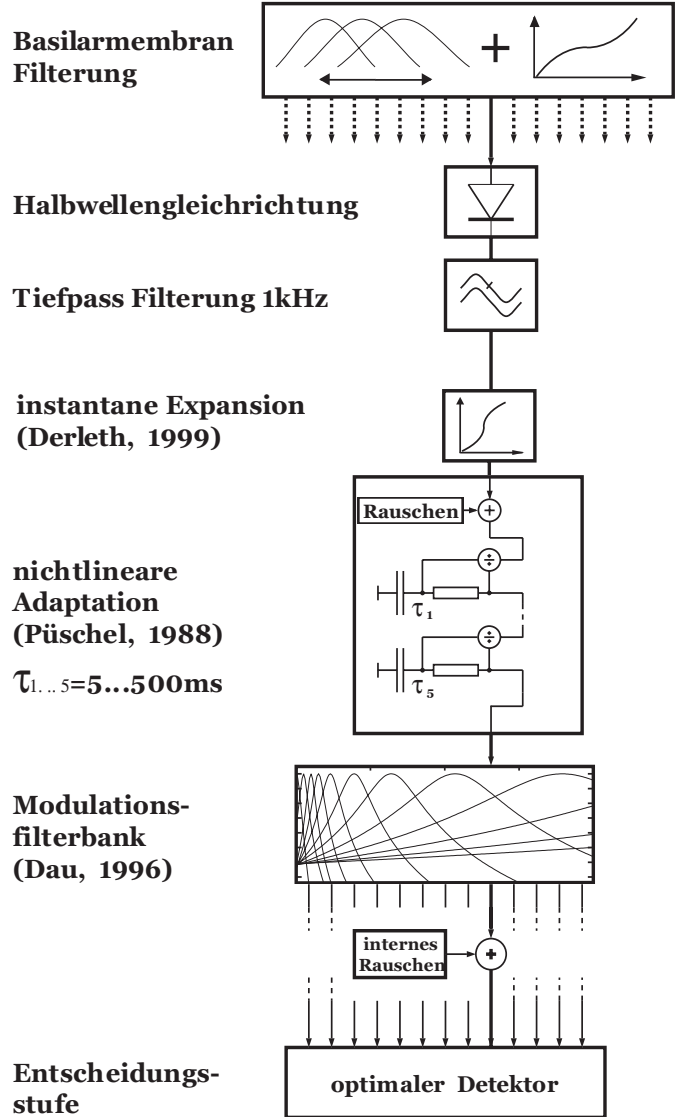


Abb. 1: Perzeptionsmodell für Normal- und Schwerhörende

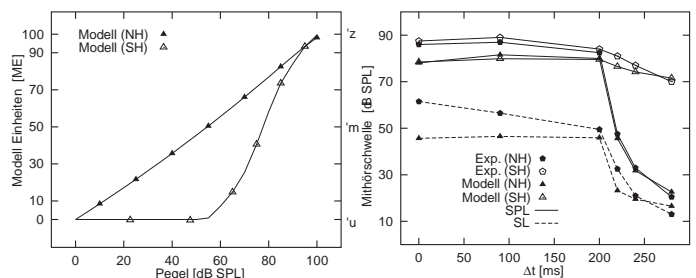


Abb. 2: Daten zur Lautstärkekalierung (links) und Nachverdeckung (rechts) für Normal- (gefüllte Symbole) und Schwerhörende (offene Symbole). Die Dreiecke bezeichnen Modelldaten, die übrigen Symbole Messdaten (Glasberg et al., 1987).

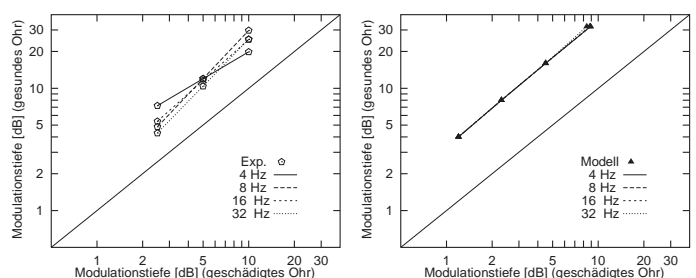


Abb. 3: Daten eines Modulationstiefen-Matching Experiments mit unilateral Innenohrschwerhörenden (links) (Moore et al., 1996) und die entsprechende Modellsimulation (rechts).