

Ein eindimensionales Hörgerätemodell zur Evaluation akustischer Zusatzelemente in der Otoplastik

Sebastian Schmidt, Herbert Hudde

Institut für Kommunikationsakustik, Ruhr-Universität Bochum, 44780 Bochum, Deutschland,
Email: sebastian.schmidt@rub.de, herbert.hudde@rub.de

Einleitung

Die Schallübertragung von einem Hörgerätehörer zum Trommelfell des Patienten ist, da der Gehörgang durch die Otoplastik oder das IC-Gerät selbst abgeschlossen wird, von zahlreichen Resonanzüberhöhungen geprägt. Zudem bewirkt die Otoplastik einen Verschlusseffekt, der sich durch eine wesentliche Erhöhung des Körperschallanteils im Restgehörgang bemerkbar macht. Bei geringeren Hörschäden kann man diesem Nachteil durch eine Zusatzbohrung (Vent) oder ggf. eine offene Versorgung, bei der sich nur das Ende des Schallschlauchs im Gehörgang befindet, begegnen. Hierbei wird jedoch auch die Rückkopplungsneigung gesteigert, da mehr Nutzschaall zurück zum Mikrofon gelangen kann. Mit den Mitteln der Digitalen Signalverarbeitung kann in vielen Fällen sowohl der Frequenzgang des Hörgeräts als auch seine Rückkopplungsneigung so beeinflusst werden, dass die genannten Nachteile nicht störend in Erscheinung treten. Um die Verstärker- und Hörerleistung gerade bei schweren Hörschäden zu optimieren, ist es jedoch angebracht, zu untersuchen, inwieweit einfache akustische Elemente, die am Gehörgang wirksam werden (z.B. durch Einbau in die Otoplastik) zur Unterstützung der Hörgeräteelektronik beitragen können. Zusätzlich wird eine Optimierung des Luftschallsystems (also Schlauch, Dämpfung, Horn und Zusatzbohrung in Verbindung mit dem Gehörgang) angestrebt. Zur Berücksichtigung von Nahfeld- und Verkopplungseffekten soll zukünftig ein Finite-Elemente-Hörgerätemodell zur akustischen Untersuchung benutzt werden. Um den Modellierungsaufwand durch die Entwicklung von Parametrierungsstrategien zu minimieren, wurde das im Folgenden vorgestellte eindimensionale Hörgerätemodell entworfen.

Modellaufbau

Das Modell besteht aus linearen Zweitoren, die das Übertragungsverhalten einzelner Komponenten des Gesamtsystems nachbilden. Anregungsgröße ist ein auf das Hörgerätemikrofon wirkender Schalldruck p_{SF} . Das Hörgerät selbst wird durch ein Mikrofon-, ein Verstärker- und ein Hörerzweitor simuliert (K_m , K_{AMP} und K_r). Der Verstärker wird durch einen wählbaren Frequenzgang dargestellt (nichtlineare Elemente sind nicht vorgesehen). Die Wandlerzweitore basieren auf elektroakustischen Ersatzschaltbildern, deren Elemente an Messungen realer Wandler angepasst wurden. Der Hörgeräteschlauch wird durch zwei akustische Kettenmatrizen, die jeweils variablen Querschnittsverlauf modellieren, dargestellt (K_{S1} und K_{S2}). Er ist mit dem Gehörgang gekoppelt (K_{GG} , 17 Datensätze von Querschnittsfunktionen nach [1], in Länge und Radius skalierbar). An einer einstellbaren Position zwischen K_{S1} und K_{S2} sind die Zusatzelemente ange-

racht. Es handelt sich dabei um einen Helmholtzresonator (K_{HH}) sowie um eine Stichleitung (K_{LTG}). Ein weiterer Anschluss leitet einen Teil des Schallflusses in die durch eine akustische Kettenmatrix simulierte Zusatzbohrung ein (K_{ZB}). Der an deren Ende in das freie Schallfeld tretende Fluss wird über eine als Transferimpedanz zu deutende Übertragungsfunktion (H_{VM}) als Rückkopplung zum Schalldruck am Mikrofon addiert. Diese Übertragung wurde durch Halbkugelnwellenausbreitung an einer Kolbenmembran in einer unendlich ausgedehnten Wand approximiert. Gleichzeitig kann der äußere Schalldruck durch das Ventzweitor in den Gehörgang eintreten. Neben dem soeben beschriebenen Standardfall kann das Modell offene Versorgungen, Kupplermessungen, Spannungsansteuerung des Hörers und Hörgeräte mit Hörer im Gehörgang simulieren. Über die Schleifenverstärkung kann die Systemstabilität überprüft werden. Dazu wird der Betrag der Schleifenverstärkung zusammen mit deren Phasennullstellen dargestellt. Das System wird instabil, wenn der Betrag bei einer Phasennullstelle den Wert 1 übersteigt. Abbildung 1 zeigt die Verschaltung der Modellelemente.

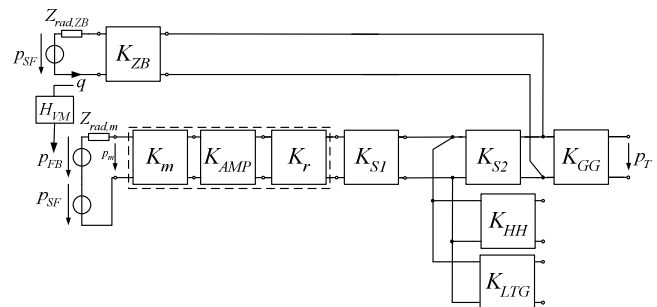


Abbildung 1: Verschaltung der Elemente des Hörgerätemodells, Systembezeichnungen siehe Text

Das Modellgerüst wurde einschlägiger Literatur entsprechend implementiert ([2], [3]). Die wesentliche Erweiterung besteht in der Möglichkeit, die Zusatzelemente einzusetzen. Diese basieren ebenfalls auf einer früheren Arbeit ([4]), in der die Elemente jedoch anhand von Näherungsformeln berechnet wurden. Im vorliegenden Modell wird ihre Wirkung durch den Einsatz einer Zweitordarstellung, die auf den geometrischen Begebenheiten basiert, jedoch präziser simuliert. Zudem bietet das Modell die Möglichkeit, die Eigenschaften der Elemente parametrisch und im Zusammenhang mit dem Hörgerätegesamtsystem zu simulieren. Eine zusätzliche Erweiterung gegenüber der zitierten Literatur liegt in der Möglichkeit, reale Gehörgangsquerschnittsfunktionen einsetzen zu können. Dabei ist auch die gleichzeitige Bestimmung des Schalldrucks am unversorgten Ohr als Referenz vorgesehen, um den Hörgerätegewinn (*real ear insertion gain*, REIG) zu berechnen.

Zusatzelemente

Resonatoren in der Otoplastik können den Hörerätafrequenzgang bei gewünschten Frequenzen absenken. Neben Stichleitungen, die ein $\lambda/4$ -Minimum herbeiführen, werden Helmholtzresonatoren verwendet. Letztere werden durch die Umrechnung der geometrischen Eigenschaften in eine Leitungskettenmatrix modelliert. Dies ist notwendig, da die Betrachtung als akustischer Schwinger 2. Ordnung bis 8kHz keine ausreichende Genauigkeit besitzt, wie der Vergleich der Impedanznäherung (rot) mit dem Leitungsmodell (blau) und einer Finite-Elemente-Berechnung (grün) für verschiedene Radien der akustischen Masse und Nachgiebigkeit des Resonators zeigt (siehe Abbildung 2).

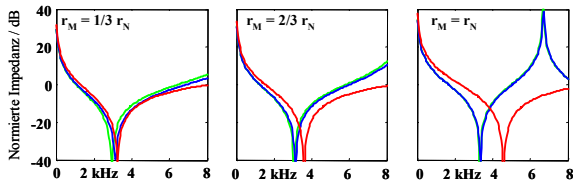


Abbildung 2: Impedanzberechnungen für einen Helmholtzresonator mit den angegebenen Radienverhältnissen zwischen akustischer Masse (r_M) und Nachgiebigkeit (r_N)

Geeignete Parametrierungen der Elemente erhält man durch getrennte Einstellung der Güte (über die Ankopplungsfläche) und der Dämpfung (über die Wandrauigkeit oder poröse Elemente). Messungen ergaben, dass der reale Dämpfungseinfluss höher als im Modell ist, so dass die Dämpfungsverluste hier gezielt erhöht werden können.

Simulationsergebnisse

Abbildung 3 zeigt die Quelle-Trommelfell-Übertragungsfunktion der verwendeten Gehörgänge (A), den Schalldruck einer Kupplersimulation mit variablem Hornradius (B) und variablem Ventradius (C), den Unterschied des Trommelfellschalldrucks bei Otoplastiken mit und ohne Vent bei unterschiedlichen Gehörgängen (D), den Trommelfellschalldruck bei variablen Dämpfungsgliedern im Schlauch (E) und bei unterschiedlichen Positionen dieser Elemente (F). Diese Simulationen wurden zur Verifizierung des Modells anhand von Messdaten aus der Literatur genutzt.

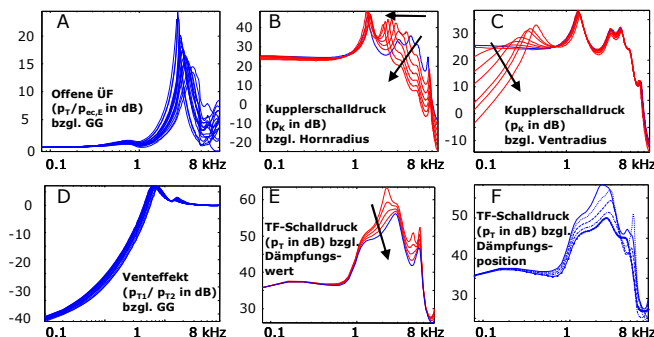


Abbildung 3: Ergebnisse verschiedener Modellberechnungen (die Pfeile geben die Variationsrichtung an)

Bei einigen gängigen Höreräten werden Schlauchresonanzen vermieden, indem der Hörer direkt in den unverschlossenen Gehörgang bis vor das Trommelfell eingeschoben wird. Das Modell kann sowohl diese Situation als auch offene Versorgungen, bei denen der Schlauch ohne Otoplastik in

den Gehörgang eingeführt wird, simulieren. Die Berechnungen zeigen, dass bei gleicher Verstärkerleistung eine offene Versorgung durch die Dämpfung des Schlauchs zwar erwartungsgemäß niedrigeren Trommelfellschalldruck erzielt als das System mit Hörer im Gehörgang, jedoch auch weniger zu Rückkopplungen neigt.

Um den Einsatz der Zusatzelemente zu illustrieren, wurden stark resonante REIG-Kurven von Höreräten mit Vent simuliert (siehe Abbildung 4, A). Zunächst wurde ein herkömmliches Dämpfungselement eingesetzt, um die Welligkeit zu vermindern (B). Die Zusatzelemente (C: Zusatzleitung, D: Helmholtz-Resonator) vermindern beide wirksam die starke Spitze bei etwa 6,5 kHz. Beide Resonatoren benötigen jeweils etwa 20 mm³ Otoplastikvolumen. Um der Minderung hoher Frequenzen zu begegnen, kann ein Horn eingesetzt werden (E). Schließlich besteht die Möglichkeit, mit dem Modell die Annäherung externer Objekte zu approximieren (F). Im Bild wird eine reflektierende Oberfläche an das Hörerät herangebracht (Distanzen Δx von 150, 50 und 15 mm), der Frequenzgang wird lediglich durch die Annäherung bei kürzester Distanz wesentlich beeinflusst.

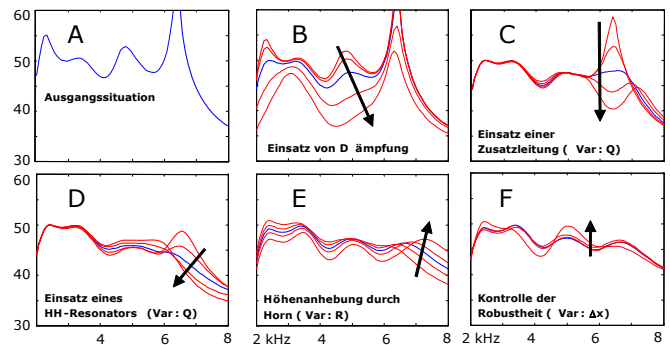


Abbildung 4: Optimierung eines Hörerätafrequenzgangs, rot: Ergebnisse bei Variation des angegebenen Parameters, blau: jeweils gewählter Wert

Ausblick

Es ist geplant, mit Hilfe des Modells Strategien zur Dimensionierung der Zusatzelemente zu entwickeln. Da es sich bei dem gegebenen System jedoch um ein eindimensionales Modell handelt, das räumliche Schallfelderscheinungen nicht abbilden kann, sind dreidimensionale Finite-Elemente-Simulationen sowie Messungen zur Überprüfung der Modellvorhersagen vorgesehen.

Literatur

- [1] Stinson, M. R., Lawton, B. W. (1989): "Specification of the geometry of the human ear canal for the prediction of sound-pressure level distribution." JASA 85(6): 2492.
- [2] Egolf, D. P., Haley, B. T., et al. (1988): "A technique for simulating the amplifier-to-eardrum transfer function of an in situ hearing aid." JASA 84(1): 1-10.
- [3] Egolf, D. P., Haley, B. T., et al. (1989): "Simulating the open-loop transfer function as a means for understanding acoustic feedback in hearing aids." JASA 85(1): 454-467.
- [4] Macrae, J. (1982). "Acoustic notch filters for hearing aids." Australian journal of audiology 4: 71-76.