

Elektroakustische Modellierung eines Ohrpasstücks mit integrierten Mikrofonen und Lautsprechern

Steffen Vogl¹, Tobias Sankowsky-Rothe¹, Matthias Blau¹

¹ Institut für Hörtechnik und Audiologie, 26121 Oldenburg, Deutschland, Email: steffen.vogl@jade-hs.de

Einleitung

Die akustischen Anforderungen an Hörsysteme bestehen darin, dem individuellen Nutzer eine optimale Schalldarbietung unter alltäglichen Bedingungen zu gewährleisten. Dazu ist es u.a. essentiell, den Schalldrucks am Trommelfell p_d zu kennen. Dieser kann bei einer geschlossenen Hörgeräte-Versorgung im Bereich von bis zu 20-30 dB interindividuell variieren [1], [2]. Konsequenterweise betragen die Differenzen bei Schätzung von p_d mit einem mittleren Ohrsimulator IEC 711 bis zu 15 dB [3]. Der Schalldruck kann prinzipiell auch per Sondenschlauchmikrofon gemessen werden, was jedoch in der Praxis nicht häufig gemacht wird [4]. Alternativ kann p_d durch Messung mit einem Gehörgangsmikrofon und einem daraus geschätzten, individuellen Gehörgangsmodell besser vorhergesagt werden, als mit einem Ohrsimulator IEC 711 [3], [5].

Eine weitere Anforderung ist die Vermeidung von Okklusion, weshalb offene Versorgungen bevorzugt eingesetzt werden. Dadurch kann es jedoch leichter zu akustischen Rückkopplungen und zum Eindringen von Störgeräuschen kommen. Um dem entgegen zu wirken werden typischerweise Unterdrückungs-Algorithmen eingesetzt. Bezüglich der Rückkopplungen sind Techniken vielversprechend, die auf der Schätzung des Feedbackpfads basieren und diese in einen invarianten und einen variablen Teil auftrennen [6], [7].

Die Verwendung von einem Ohrpasstück mit einem oder mehreren integrierten Mikrofonen und Lautsprechern eröffnet neue Möglichkeiten zur gleichzeitigen, aktiven Kontrolle über die genannten Punkte: 1. Schalldruck am Trommelfell, 2. Rückkopplung, 3. Okklusion und 4. Störgeräusch. Abbildung 1 skizziert den in dieser Arbeit verwendeten Prototyp. Das Ohrpasstück besteht aus einer Otoplastik, in die ein Plastikröhrchen, auch als Core bezeichnet, eingebaut wird. Darin befinden sich zwei Lautsprecher und zwei Mikrofone, ein drittes befindet sich außen.

In dieser Arbeit wurde ein Modell entwickelt, das sowohl den als invariant betrachteten Core, als auch die medialen und lateralen individuellen Abschlüsse beinhaltet. Das Modell bietet verschiedene Möglichkeiten, wie z.B. Parametervariation (Simulation) oder kann dazu dienlich sein, die vier angesprochenen Teilaspekte zu behandeln. Hier wurde der Schalldruck am Trommelfell exemplarisch behandelt, siehe Abschnitt Anwendung im Kunstkopf.

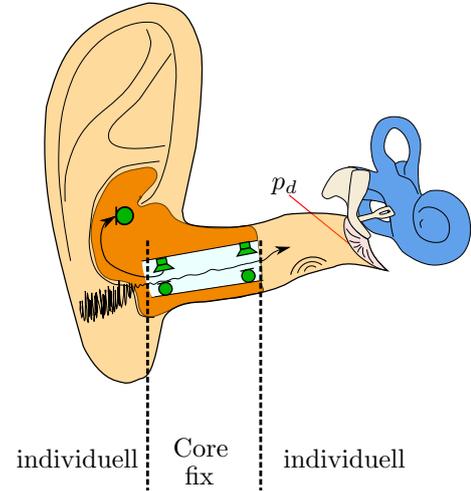


Abbildung 1: Skizze des Szenarios, adaptiert aus [5]

Modellierung des Cores

Der Core besteht aus

- einem/mehreren rohähnlichem/n Inneren,
- zwei Mikrofonen und
- zwei Lautsprechern.

Im folgenden Abschnitt wird zunächst die Theorie zu den Modellen dieser drei Teilkomponenten erläutert.

Die **Rohrleitung** kann durch die drei Parameter Radius r , Länge l und Dämpfungsfaktor F_R beschrieben werden. Im interessierenden Frequenzbereich <10 kHz ist $r < \lambda$ gegeben und eine eindimensionale Betrachtung ist ausreichend. Es bieten sich daher an, sogenannte Zweitor zur Modellierung zu verwenden. Am einen Tor herrschen der Schalldruck p_1 und der Schallfluss q_1 , am anderen p_2 und q_2 . Die Modellierung kann per Wellenleiter erfolgen gemäß:

$$\begin{pmatrix} p_1 \\ q_1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cosh(\gamma l) & Z_w \cdot \sinh(\gamma l) \\ \frac{1}{Z_w} \cdot \sinh(\gamma l) & \cosh(\gamma l) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} p_2 \\ q_2 \end{pmatrix}, \quad (1)$$

wobei die Wellenimpedanz Z_w und das Ausbreitungsmaß γ nach [8] als Funktionen von r bestimmt wurden und F_R als Faktor für den Realteil der Längsimpedanz Z dient.

Alternativ kann das Zweitor auch durch eine T-Schaltung konzentrierter Elemente beschrieben werden, siehe Abbildung 2. Die akustische Reibung R_a , die Masse M_a und die Nachgiebigkeit N_a wurden nach [9] als Funktionen von r und l bestimmt. Der Faktor F_R skalierte dabei die Reibung R_a .

Die Bestimmung von r , l und F_R kann nicht geome-

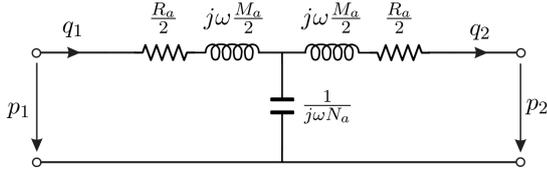


Abbildung 2: Rohrleitung, modelliert als T-Schaltung konzentrierter Elemente

trisch, sondern muss akustisch erfolgen. Dazu wurden zunächst die Modelle der Mikrofone und Lautsprecher im ausgebauten Zustand bestimmt.

Das Modell der **Mikrofone** ist eine einfache Übertragungsfunktion $B = u/p$ [V/Pa], die mit Hilfe eines Referenzmikrofons gemessen wurde. Die Mikrofone werden als schallhart angenommen und tauchen daher im Modell nur als Messfühler auf.

Die **Lautsprecher** können als Schallflussquelle mit dem Quellschallfluss pro angelegter Spannung q_S/u_S [$m^3/(s \cdot V)$] und der akustischen Quellimpedanz Z_S [$Pa \cdot s/m^3$] modelliert werden, siehe links in Abbildung 3.

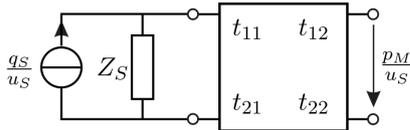


Abbildung 3: Lautsprecher, modelliert als Schallflussquelle und angeschlossene Kettenmatrix \mathbf{T} zur Parameterbestimmung

Die Quellparameter wurden nach [10] bestimmt, indem vier verschiedene, bekannte Rohrstücke (\mathbf{T}) angeschlossen werden und am anderen Ende ein Mikrophon jeweils p_M/u_S misst. Das resultierende überbestimmte LGS kann mit Hilfe der Pseudoinversen gelöst werden.

Im Anschluss wurden die Mikrofone und Lautsprecher in den Core eingebaut. Zur Modellierung des **gesamten Cores**, d.h. hauptsächlich die Optimierung der Parameter der Rohrsegmente, wurde der Core medial und lateral mit bekannten, realistischen Abschlüssen versehen. Dazu erfolgte der Einbau in eine Holzplatte (lateral) und medial wurde der Ohrsimulator IEC 711 angeschlossen, siehe Zeichnung 4. Das Innere des Cores wurde in drei Rohrsegmente $\mathbf{A}_1 \dots \mathbf{A}_3$ aufgeteilt.

Abbildung 5 zeigt bereits das fertige Modell in Form einer elektroakustischen Ersatzschaltung. Der laterale Abschluss besteht aus einer Strahlungsimpedanz Z_{rad} (Kolben in Schallwand), die in die Transferimpedanz Z_{p3} (Punktstrahler im Halbraum zu p_3) und einen Rest aufgeteilt werden kann. Im unteren Teil der Schaltung sind die beiden Schallquellen zu sehen. Neben den drei Rohrsegmenten wurde noch eine akustische Masse $M_{a,1}$ für eine Querschnittsänderung und eine Reibung R_a eingefügt. Der mediale Abschluss besteht ebenfalls aus einem Querschnittssprung ($M_{a,ec}$) und dem Ohrsimulator \mathbf{E} . Mit den

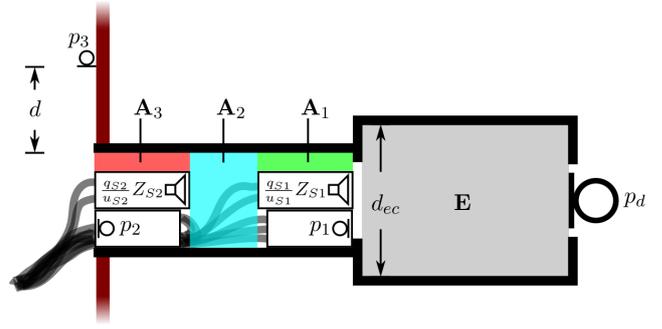


Abbildung 4: Zeichnung des Cores im Trainingsmessaufbau bestehend aus Schallwand (lateral) und Ohrsimulator (medial)

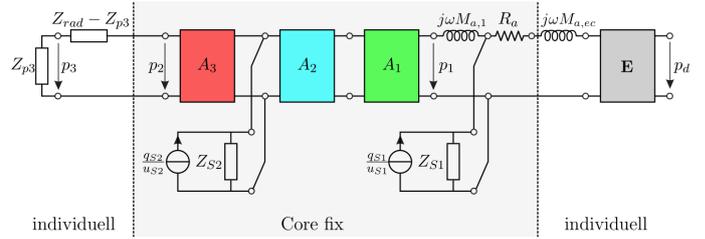


Abbildung 5: elektroakustische Ersatzschaltung

insgesamt vier Mikrofonen M , die $p_1 \dots p_3$ und p_d messen, und den zwei Lautsprechern S , ergeben sich acht Übertragungsfunktionen $H_{s,m}$. Die Modellierung besteht darin, die Modellstruktur und die Modellparameter so anzupassen, dass die berechneten Funktionen mit den gemessenen am besten übereinstimmen. Da im realen Anwendungsfall die medialen und lateralen Abschlüsse nicht genau bekannt sein werden, müssen diese durch eine Impedanzmessung bestimmt werden. Dies ist möglich, wenn die Modellparameter des Cores bestimmt sind, jeweils der nicht zu messende Abschluss bekannt (oder geschätzt) ist und eine geeignete Übertragungsfunktion gemessen wird. Daraus kann der Schalldruck und Schallfluss am zu messenden Abschluss berechnet werden. Hierbei erscheint es insbesondere wichtig, den medialen Abschluss, also Z_{ec} , benennen zu können, da daraus später p_d geschätzt werden kann. Darum soll der Core auch möglichst gut die Gehörgangsimpedanz messen können. Die Kostenfunktion formuliert sich zu:

$$K(p) = \sum_{m=1}^{M_{\text{Mic}}} \sum_{s=1}^{S_{\text{Speaker}}} \sum_{f=400\text{Hz}}^{10\text{kHz}} (H_{\text{Messung},s,m}(f) - H_{\text{Modell},s,m}(f,p))^2 + (Z_{ec,\text{bekannt}}(f) - Z_{ec,\text{Modellmess},s}(f,p))^2, \quad (2)$$

wobei es sich jeweils um die Pegelwerte handelt und die Frequenzpunkte auf einer logarithmischen Skala liegen. Die Parameter p sind zunächst abgeschätzt und müssen durch die Minimierung von K optimiert werden. Hierzu wurden zwei verschiedene Algorithmen verwendet;

1. Nelder-Mead-Simplex [11] und
2. Differentielle Evolution [12],

da es bei den nichtlinearen Modellrechnungen keine Garantie gibt, das globale Minimum sicher zu finden. Mit beiden Algorithmen konnten gleichermaßen niedrige Kosten und auch die gleichen Parameter gefunden werden. Dies wird als erhöhte Sicherheit zur Findung des globalen Minimums gedeutet. Beim Simplex wurde dies erreicht, indem der Algorithmus wiederholt angewandt wurde, d.h. die optimalen Parameter eines Durchlaufs wurden als Startparameter für den nächsten Durchlauf verwendet. Dabei genügten zwei bis drei solcher Wiederholungen und die Rechenzeit lag bei einigen Minuten. Der evolutionäre Algorithmus benötigte hingegen mehrere Stunden.

Abbildung 6 zeigt eine der acht gemessenen und modellierten Übertragungsfunktionen, sowie die Differenz zwischen Messung und Modellierung. Die Modellrechnung stimmt in diesem Fall sehr gut mit der Messung überein und die Differenzen bewegen sich auch bei den anderen sieben Funktionen im Bereich von ± 2 dB.

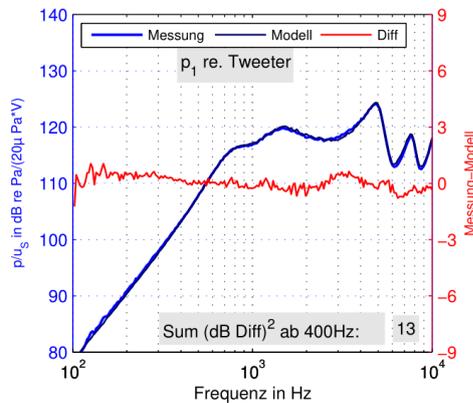


Abbildung 6: Beispielhafte \ddot{U} -Fkt. p_1/u_{S1} : gemessen (blau), modelliert (per Wellenleiter, schwarz), sowie Differenz (rot)

Abbildung 7 zeigt beispielhaft eine Messung der Gehörgangsimpedanz Z_{ec} , wobei dazu die Übertragungsfunktionsmessung p_1/u_{S1} verwendet wurde. Da die Impedanzmessung zu einem hohen Maß von der Güte der Modellierung der Schalldruckfunktionen abhängt, liegen die Abweichungen grundsätzlich in ähnlicher Größenordnung. Zusätzlich zeigte sich, dass die Gehörgangsimpedanz bei Frequenzen unterhalb von ca. 300 Hz nicht mehr verlässlich gemessen werden konnten, da dann das Verhältnis von Core-Impedanz zu Gehörgangsimpedanz ungünstig klein wird.

Bisher wurde das Modell am gleichen medialen Abschluss (Ohrsimulator 711) optimiert und gegen die Messung verglichen. Zur Überprüfung der Allgemeingültigkeit kamen drei weiteren, bekannten Abschlüsse zum Einsatz, wobei stets die Parameter aus dem „Training“ mit dem Ohrsimulator 711 verwendet wurden. Die Differenzen lagen dabei im Bereich von ± 3 dB. Außerdem wurde ein zweiter Core verwendet, der sich von dem ersten darin unterscheidet, dass der mediale Lautsprecher in die andere Richtung ausgerichtet ist. Die Modellierung gelang dabei nur geringfügig schlechter. Grundsätzlich konnte mit der Modellierung per Wel-

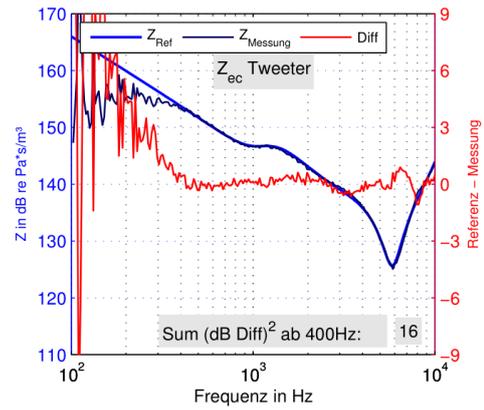


Abbildung 7: Beispielhafte Gehörgangsimpedanz: gemessen (blau), Referenz (schwarz), sowie Differenz (rot)

lenleiter oder per T-Schaltung konzentrierter Elemente vergleichbar gute Ergebnisse erzielt werden. Der Wellenleiter lag leicht im Vorteil, da hier stets keine Quellimpedanzen nötig waren, bzw. diese als unendlich angenommen werden konnten.

Anwendung im Kunstkopf

In der realen Anwendung sind die lateralen und medialen Abschlüssen, sowie der Schalldruck am Trommelfell p_d zunächst nicht genau bekannt. Der Kunstkopf hat den Vorteil, dass p_d einfacher mit seinem eingebauten Mikrofon gemessen werden kann, als beim Menschen. Zur Vervollständigung des Modells müssen die individuellen Impedanzen schrittweise gemessen werden. Zuerst wurde die Gehörgangsimpedanz gemessen, während für die Strahlungsimpedanz der Kolben in einer Schallwand angenommen wird. Danach konnte die Strahlungsimpedanz und die Transferimpedanz gemessen werden, während am medialen Ende die zuvor gemessene Gehörgangsimpedanz angenommen wurde. Jede Impedanz wurde zweifach gemessen; mit je einer der beiden Quellen. Daraus wurde der Mittelwert gebildet. Aus der Gehörgangsimpedanz wurde nach dem Verfahren der Phase der Reflektanz ein Gehörgangmodell geschätzt [3], [5]. Der damit geschätzte Schalldruckpegel am Trommelfell wich im Vergleich zur Messung beim ersten Core um ± 2 dB ab, siehe Abbildung 8, und beim zweiten $+0,-3$ dB.

Beim ersten Core lagen die Differenzen zwischen Messung und Modellrechnung für p_1 , p_2 und p_3 im Bereich von $\pm 1,5$ dB, $\pm 2,5$ dB und ± 5 dB, wobei die Abweichungen schmalbandig waren. Die ansteigenden Fehler nach lateral gehen auf die Differenzen der jeweiligen Impedanzmessungen zwischen Messung per Lautsprecher 1 und 2 zurück. Gründe hierfür könnten Undichtigkeiten zwischen Otoplastik und Ohr sein, die bisher im Modell nicht vorgesehen sind, oder auch eine schlechte Kohärenz, sprich ein erhöhter Messfehler bei diesen Frequenzen. Beim zweiten Core stimmen Messung und Modellrechnung mit maximal ± 1 dB, ± 1 dB und $\pm 2,5$ dB besser überein.

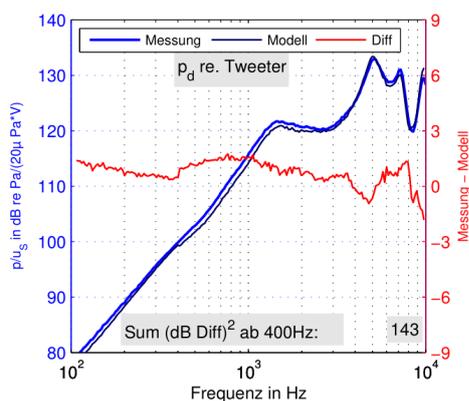


Abbildung 8: Beispielhafte \ddot{U} -Fkt. p_d/u_{S1} : gemessen (blau), modelliert (schwarz), sowie Differenz (rot)

Ausblick

Das Modell bietet eine Basis mit der die Teilaspekte: 1. Schalldruck am Trommelfell, 2. Unterdrückung von Rückkopplung, 3. Okklusion und 4. Störgeräusch gleichzeitig angegangen werden können. Bezüglich des ersten Aspektes konnte diese Arbeit zeigen, dass das Modell des Ohrpassstücks im Kunstkopf gut funktionierte. Hierzu wäre es sicherlich interessant, Messungen *in vivo* zu machen, also die Vorhersage von p_d gegen Sondenschlauchmessungen zu vergleichen. Für die reale Anwendung als Hörgerät müssten auch externe Quellen betrachtet werden, die bisher noch nicht betrachtet wurden. Damit einhergehend ist für die Hörgeräteanpassung auch die REIG, also die Verstärkung am Trommelfell, eine wichtige Größe. Der bisherige Stand erlaubt p_d vorherzusagen, also mit externen Quellen theoretisch die REAR. Zur Kenntnis der REIG fehlt die REUR, also der Schalldruck am Trommelfell ohne Versorgung. Interessant ist, ob das Modell dazu genutzt werden könnte, die individuelle REUR ebenfalls zu schätzen.

Hinsichtlich des Themas Rückkopplung wurde erwähnt, dass ein vielversprechender Ansatz ist, den Feedbackpfad in einen invarianten und einen variablen Teil zu trennen. Dabei könnte das Modell dienlich sein, eine sinnvolle Trennung zu finden, da ein invarianter Teil bereits bekannt ist, nämlich der Core.

Literatur

- [1] Blau, M. et al.: Predicting the acoustics of individual ears for hearing aid and audio applications - model framework and future work, DAGA Rotterdam (2009), 1266-1268
- [2] Sankowsky-Rothe, T. et al.: Prediction of the Sound Pressure at the Ear Drum in Occluded Human Ears, Acta Acustica United with Acustica 97 (2011), 656-668
- [3] Hudde, H. et al.: Methods for estimating the sound pressure at the eardrum, Journal of the Acoustical Society 106 (1999), 1977-1992

- [4] Mueller, H.G. und Picou E.M.: Survey Examines Popularity of Real-Ear Probe-Microphone Measures, Hearing Journal 63 (2010), 27-32
- [5] Sankowsky-Rothe, T. et al.: Individual Equalization of Hearing Aids with Integrated Ear Canal Microphones, Acta Acustica United with Acustica 101 (2015), 552-566
- [6] Ma, G. et al.: Extracting the invariant model from the feedback paths of digital hearing aids, Journal of the Acoustical Society 130 (2011), 350-363
- [7] Schepker, H. und Doclo, S.: Modeling the common part of acoustic feedback paths in hearing aids using a pole-zero model, Proc. IEEE International Conference on Acoustic, Speech and Signal Processing, Florence, Italy (2014), 3693-3697
- [8] Keefe, D. H.: Acoustical wave propagation in cylindrical ducts: Transmission line parameter approximations for isothermal and nonisothermal boundary conditions. Journal of the Acoustical Society 75 (1984), 58-62
- [9] Ballas, R. G. et al.: Elektromechanische Systeme der Mikrotechnik und Mechatronik. (2009) Springer
- [10] Blau, M. et al.: Prediction of the Sound Pressure at the Ear. Acta Acustica United with Acustica 90 (2010), 554-566
- [11] Nelder, J. und Mead, R.: A simplex method for function minimization. The Computer Journal 7 (1965), 308-313
- [12] Storn, R. und Price, K.: Differential Evolution - A simple and efficient heuristic for global optimization over continuous space. Journal of Global Optimization 11 (1997), 341-359