

## Ankopplungseffekte bei der Messung akustischer Gehörgangsimpedanzen

Simon Köhler<sup>1</sup>, Tobias Sankowsky-Rothe<sup>1</sup>, Matthias Blau<sup>1</sup>, Alfred Stirnemann<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Jade Hochschule Oldenburg, Institut für Hörtechnik und Audiologie, Deutschland, Email: simon\_koehler@yahoo.de

<sup>2</sup> Phonak AG, Stäfa, Schweiz

### Einleitung

Die akustische Gehörgangsimpedanz enthält Informationen über den Gehörgang, das Trommelfell und das Mittelohr. Deren Messung findet Anwendung in der Diagnostik, z. B. zur Erkennung von Mittelohrdefekten, und in der Anpassung von Hörsystemen, z. B. zur Schätzung des Schalldrucks am Trommelfell [1] bzw. der RECD<sup>1</sup> [2].

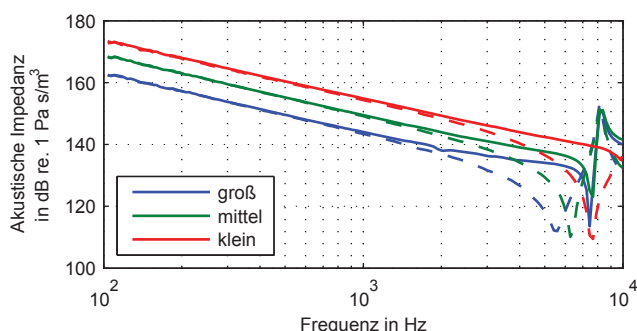
Sonden zur Impedanzmessung bestehen typischerweise aus einer Otoplastik mit integriertem Receiver und Mikrofon. Kalibrieren lässt sich ein solches System mit Hilfe des *Modified Transfer-Matrix Models* [3]. Da die Positionierung des Mikrofons exakt in der Kalibrierebene meist nicht möglich ist, wird im Modell ein zusätzliches Koppelvolumen berücksichtigt, welches die Übertragungsstrecke vom Mikrofon zur Kalibrierebene charakterisiert.

### Ankopplungseffekte

Im Rahmen dieser Arbeit liegt ein fixes Design einer Impedanzmesssonde vor, bei der zwei Schläuche, an die Receiver und Mikrofon angekoppelt sind, ca. 1,5 mm aus der Otoplastik herausragen, siehe Abb. 2. Im Gegensatz zur Messung im Gehörgang (Ohrankopplung) wird bei der Kalibrierung für die Ankopplung der Kalibrierimpedanzen ein Adapter mit Koppelvolumen verwendet (Kalibrierankopplung). Zwischen Kalibrierung und Messung verändert sich also die Ankopplungsgeometrie der Quelle.

Zur Untersuchung des Einflusses der veränderten Ankopplung wurden Impedanzmessungen an drei unterschiedlich großen Gehörgangsmodellen durchgeführt. Diese repräsentieren in etwa den Bereich typischer Gehörgangsimpedanzen. Abb. 1 zeigt die resultierenden Gehörgangsimpedanzen, jeweils gemessenen mit Kalibrier- und Ohrankopplung. Die veränderte Ankopplung

<sup>1</sup>real-ear-to-coupler-difference



**Abbildung 1:** Mit Kalibrierankopplung (gestrichelt) und Ohrankopplung (durchgezogen) gemessene Impedanzen der drei unterschiedlich großen Gehörgangsmodelle.

führt zu einer starken Verschiebung der  $\lambda/4$ -Minima um 22% bis 33% in Richtung hoher Frequenzen.

### Modellierung der Ankopplungseffekte

Mit dem Ziel der Kompensation der Ankopplungseffekte lassen sich diese mit Hilfe von Zweitormodellen nachbilden. Eine entsprechende Modellstruktur ist in Abb. 2 dargestellt. Da mit Koppelvolumen kalibriert wird, lässt sich dies bei der Gehörgangsmessung durch ein virtuelles Koppelvolumen modellieren. Die Kalibrierebene (Ebene 1) ist dadurch also in Richtung Trommelfell verschoben. Von Interesse ist jedoch die Gehörgangsimpedanz, die in Ebene 3 (grün markiert) wirksam ist. Die Transformation von Ebene 1 auf Ebene 3 lässt sich mit Hilfe inverser akustischer Leitungsmatrizen realisieren. Zusätzlich berücksichtigt ist der Querschnittsprung vom kleinen Querschnitt der Schläuche auf den großen Querschnitt des Gehörgangs [4].

Experimentell zeigt sich, dass sich die gesamte Transformation von Ebene 1 auf Ebene 3 als eine inverse akustische Leitungsmatrix zusammenfassen lässt, was letztlich einer akustischen Leitungsmatrix mit negativer Länge entspricht. Mit dieser Vereinfachung können drei Modellstrukturen mit unterschiedlich vielen Parametern aufgestellt werden, siehe Abb. 3.

- Akustische Leitung nach Keefe [5], 3 Parameter: Radius, Länge, Reibung
- Akustische Masse und Reibung, 2 Parameter
- Akustische Masse, 1 Parameter

### Korrektur gemessener Impedanzen

Mit Hilfe der Modelle aus Abb. 3 lassen sich die mit Ohrankopplung gemessenen Impedanzen nachträglich korrigieren. Zur Parameterbestimmung wird eine Fehlerfunktion verwendet, die summiert über eine logarithmische Frequenzskala und über alle drei Gehörgangsmodelle die quadrierte Differenz zwischen den logarithmierten Beträgen der korrigierten Impedanz  $Z_{\text{corr}}$  und der Referenzimpedanz  $Z_{\text{ref}}$  (mit Kalibrierankopplung gemessen) beschreibt. Minimieren lässt sich die Fehlerfunktion mit Hilfe des Simplex-Verfahrens (fminsearch in Matlab).

$$M = \sum_{i=1}^{N_{\text{EC}}} \sum_{f=100 \text{ Hz}}^{8 \text{ kHz}} (\lg\{|Z_{\text{corr}}(f, i)|\} - \lg\{|Z_{\text{ref}}(f, i)|\})^2 \quad (1)$$

Abb. 4 zeigt die Ergebnisse der Impedanzkorrektur mit den unterschiedlichen Modellstrukturen für alle

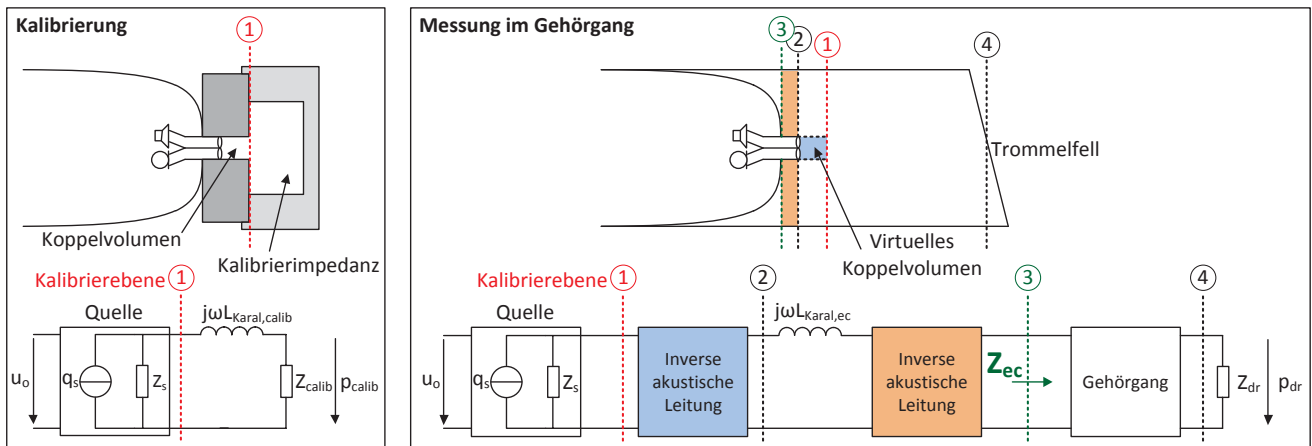


Abbildung 2: Ankopplungsgeometrie bei der Kalibrierung und bei der Messung im Gehörgang (oben) sowie die entsprechende Zweitmodellierung (unten).

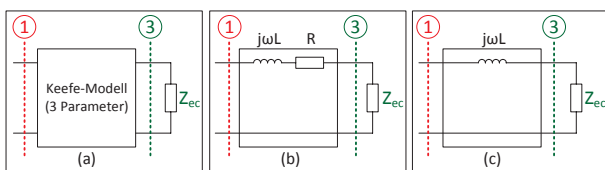


Abbildung 3: Modellstrukturen zur Vereinfachung der gesamten Transformationsmatrix.

drei Gehörgangsmodelle. Insbesondere bei dem großen Gehörgangsmodell führt die Berücksichtigung der Reibung (a und b) zu besseren Resultaten. Bei dem großen und mittleren Gehörgangsmodell wird insgesamt eine hohe Genauigkeit erzielt. Bei dem kleinen Gehörgangsmodell wird das Minimum nicht ausreichend stark verschoben. Letztlich ist ein mittleres Korrekturmodell also nur ein Kompromiss, da die Ankopplungseffekte nicht nur von der Geometrie der Sonde, sondern auch von der individuellen Geometrie des Gehörgangs abhängen. Entsprechend kann eine mittlere Korrektur bei sehr kleinen Gehörgängen zu schlechteren Resultaten führen.

### Fazit

Die Änderung der Ankopplungsgeometrie zwischen Kalibrierung und Messung kann bei hohen Frequenzen zu einer starken Verschiebung des  $\lambda/4$ -Minimums der gemessenen Gehörgangsimpedanz führen. Diese Ankopplungseffekte sind sowohl abhängig von der Geometrie der Sonde als auch von der individuellen Geometrie des Gehörgangs. Die Modellierung sowie eine mittlere Kompensation dieser Effekte ist möglich, jedoch bleiben für sehr kleine Gehörgangsmodelle Unsicherheiten bestehen.

### Literatur

[1] 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  
 [2] Köhler, S. et al.: A comparison of methods for estimating individual real-ear-to-coupler-differences

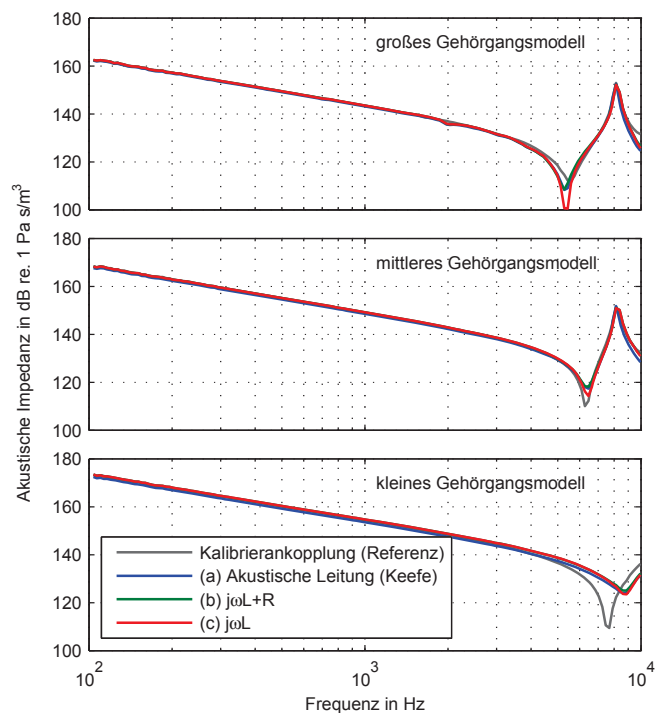


Abbildung 4: Ergebnisse der Ankopplungskorrektur mit unterschiedlichen Korrekturmodellen.

(RECDs) in hearing aid fitting. Proceedings of Meetings on Acoustics 19 (2013)

[3] Stirnemann, A. et al.: Akustische Impedanzmessung in der Hörerätetechnik, DAGA 2003  
 [4] Karal, F. C.: The analogous acoustical impedance for discontinuities and constrictions of circular cross section. The Journal of the Acoustical Society of America 25 (1953), 327-334  
 [5] Keefe, D. H.: Acoustical wave propagation in cylindrical ducts: Transmission line parameter approximations for isothermal and nonisothermal boundary conditions. The Journal of the Acoustical Society of America 75 (1984), 58-62