Reduzierung des Kalibrieraufwandes für Impedanzmessungen in der Hörgeräteanpassung

Tobias Sankowsky-Rothe[1], Simon Köhler[1], Matthias Blau[1] und Alfred Stirnemann[2]
[1] *Institut für Hörtechnik und Audiologie, Jade Hochschule, 26121 Oldenburg, Deutschland, Email: tobias.sankowsky@jade-hs.de*
[2] *Phonak AG, 8712 Stäfa, Schweiz*

Einleitung

In früheren Untersuchungen konnte gezeigt werden, dass die Vorhersage des Schalldruckes am Trommelfell (respektive der RECD) auf Grundlage der gemessenen Eingangsimpedanz des Gehörgangs eine geeignete Alternative zur unkomfortablen Messung des Schalldruckes am Trommelfell per Sondenmikrofon bei der Hörgeräteanpassung darstellt. Allerdings erfordert die Impedanzmessung zuvor eine Kalibrierung, bei der üblicherweise mehrere Messungen an Kalibrierimpedanzen durchgeführt werden, was zum einen zeitaufwändig und zum anderen potentiell fehleranfällig ist. Für die Anwendung in der Hörgeräteanpassung ist eine Reduzierung des Kalibrieraufwandes erstrebenswert.

Im folgenden werden Methoden vorgestellt, bei denen die Kalibrierung durch nur eine Messung an einer Kalibrierimpedanz erfolgt. Diese Methoden werden mit individuellen Im-Ohr-Hörgeräteschalen mit integriertem Receiver und Gehörgangsmikrofon an 19 Probanden evaluiert.

Ohrschalen

Aus den verwendeten Ohrschalen ragten zwei Schläuche um etwa 1,5 mm heraus, an denen der Receiver und das Gehörgangsmikrofon angekoppelt waren. Diese wurden über einen Adapter an die Kalibrierimpedanz angekoppelt (siehe Abb. 1). Die meisten der 19 Ohrschalen verfügten zudem noch über ein Vent von 0,8 mm bis 1 mm Durchmesser.

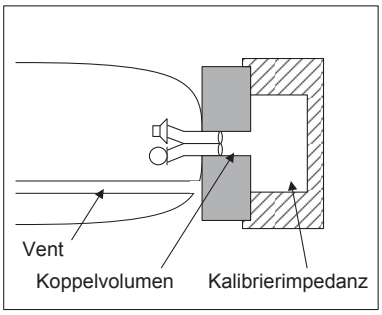

Abbildung 1: Skizze zur Ankopplung einer Ohrschale an eine Kalibrierimpedanz.

Methoden zur Impedanzkalibrierung

Als Referenzmethode **C1** zur Kalibrierung der Ohrschalen diente die Transfer-Matrix-Methode nach [1], bei der die Impedanzsonde durch 3 Parameter charakterisiert wird. Zur Kalibrierung wurden hier insgesamt 6 Messungen an 3 offenen und 3 geschlossenen Zylindern durchgeführt.

Unter der Annahme, dass die Impedanz der Impedanzsonde selber deutlich größer ist, als die zu messende Impedanz, ist es möglich, die Impedanzsonde nur durch einen Parameter zu charakterisieren. Diese Annahme wurde für die Methoden **C2** und **C3** getroffen. Die Kalibrierung erfolgte hier durch eine Messung an einem geschlossenen Zylinder. Diese Kalibriermethoden wurden schon in [3] vorgestellt, jedoch erfordert das Design der hier verwendeten Ohrschalen und der daraus resultierende Querschnittssprung bei der Ankopplung an die Kalibrierimpedanz eine Berücksichtigung des zylindrischen Koppelvolumens. Dieses Koppelvolumen wurde durch eine Leitungsmatrix nach [2] modelliert, wobei die Länge l_c und der Radius r_c des Koppelvolumens durch ein Simplex-Verfahren mit folgender Kostenfunktion angepasst wurden:

$$M = \left| \sum_{k=2}^{K} \left(\arg_u \{H_t(k-1)\} - \arg_u \{H_t(k)\} \right) \left| H_t(k-1) \right| \left(1 + |l_c - 3{,}25\text{mm}|\right) \right| , \tag{1}$$

hierbei ist H_t die an das schallharte Ende der Kalibrierimpedanz transformierten Übertragungsfunktion von Mikrofonspannung relativ zur Receiverspannung beim Frequenzbin k.

Für die Methode **C2** wurde die Impedanz des Zylinders als akustische Leitungsmatrix nach[2] modelliert. Für die Methodes **C3** wurde ein Modell des Zylinders als einfache akustische Nachgiebigkeit genutzt.

Für die Kalibriermethode **C4** wurde die Impedanzsonde wie bei der Referenzmethode durch 3 Parameter charakterisiert. Die Reduzierung des Messaufwandes wurde erreicht, indem zunächst davon ausgegangen wurde, dass Referenzkalibrierparameter und eine Referenzmessung für den Impedanzsonden-/Hörgerätetyp vorliegen. Experimentell wurde herausgefunden, dass die Referenzkalibrierparameter in folgender Weise für die individuelle Impedanzsonde mit einer einzelnen Kalibriermessung korrigiert werden können:

$$x_1 = x_{1,\text{ref}} \frac{H_t}{H_{t,\text{ref}}} \tag{2}$$

$$x_2 = x_{2,\text{ref}} \frac{c_{12} c_{11,\text{ref}}}{c_{11} c_{12,\text{ref}}} \tag{3}$$

$$x_3 = x_{3,\text{ref}} \frac{H_t}{H_{t,\text{ref}}} \tag{4}$$

mit den Transferparametern c_{ij} der Leitungsmatrix des Koppelvolumens.

Evaluation

Für die teilnehmenden Probanden wurden zuvor aufgrund von Befragung und visueller Begutachtung

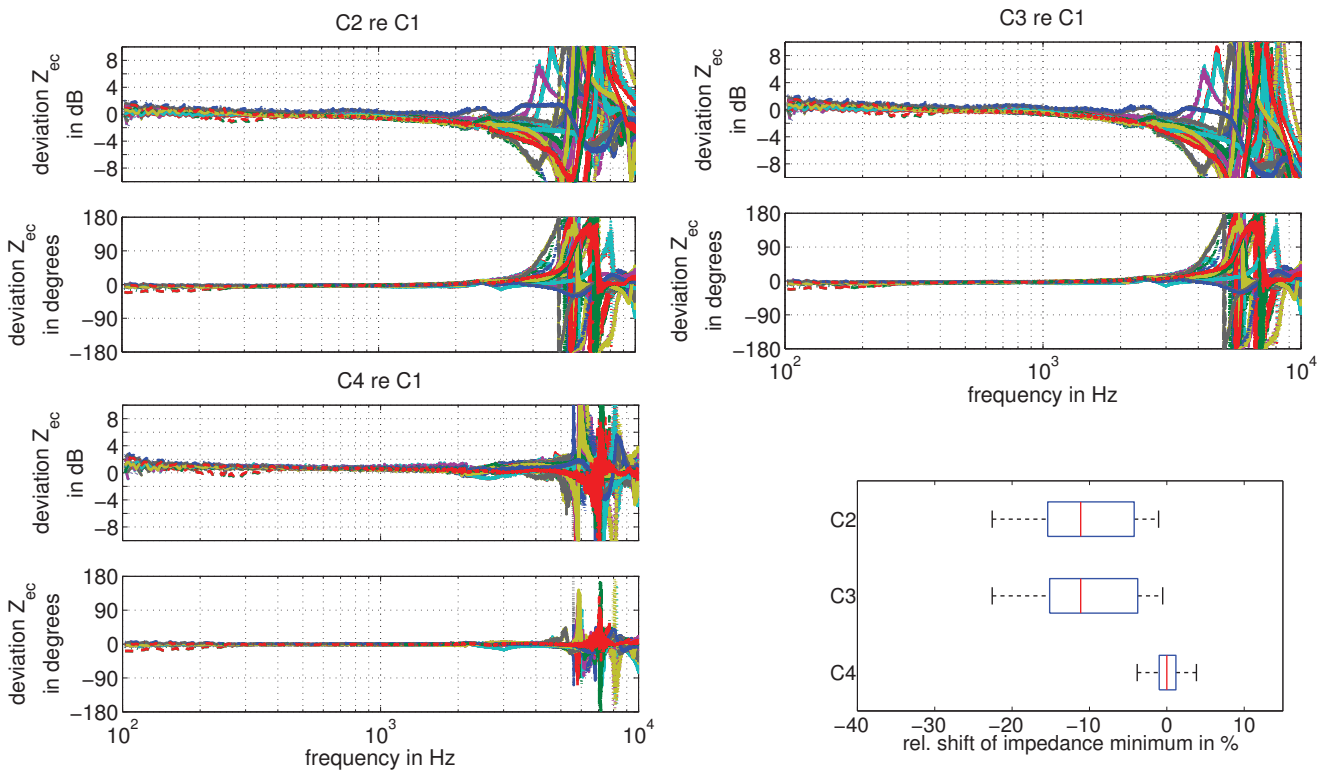

Abbildung 2: Abweichung der nach den Methoden C2, C3 und C4 gemessenen Impedanz relativ zur Referenzmethode C1 und Verschiebung des Impedanzminimums in Prozent.

Auffälligkeiten bezüglich der Anatomie und Physiologie des Außen- und Mittelohres ausgeschlossen. Es nahmen 15 Männer und 4 Frauen im Alter von 21 bis 47 Jahren teil. Bei einem Probanden zeigte sich eine auffällig große Peak-compliance von 2,4 ml in der Tympanometrie, die übrigen Probanden zeigten auch hier keine Auffälligkeiten.

Abb. 2 zeigt die Abweichungen der gemessenen Impedanz bei Kalibrierung mit den Methoden mit reduziertem Kalibrieraufwand relativ zur Impedanz nach der Referenzmethode für alle Probanden. Für alle Methoden zeigt sich eine sehr gute Übereinstimmung für Frequenzen bis etwa 2 kHz. Für die Methode mit nur einem Kalibrierparameter (C2 oben links und C3 oben rechts) zeigen sich für höhere Frequenzen sehr große Abweichungen. Für Methode C4 (unten links) treten bei höheren Frequenzen auch größere Abweichungen auf, die jedoch sehr schmalbandig auf den Bereich des Impedanzminimums begrenzt sind. Unten rechts ist die durch die Kalibriermethode verursachte Verschiebung des Impedanzminimums in Prozent angegeben. Hier zeigt sich, dass durch die Einparameter-Kalibrierungen sehr ausgeprägte Verschiebungen zu tiefen Frequenzen auftreten. Dies ist auf Unterschiede bei der Ankopplung der Impedanzsonde an das Messobjekt zwischen Kalibrierung und Messung zurückzuführen. Diese Ankopplungsunterschiede treten zwar auch bei den 3-Parameter-Methoden auf, jedoch können sie bei diesen Methoden kompensiert werden [4].

Schlussfolgerungen

Der Kalibrieraufwand für eine Messung der Eingangsimpedanz des Ohres lässt sich auf nur eine Messung zur Kalibrierung der Impedanzsonde reduzieren.

Mit Methoden, bei denen nur ein Kalibrierparameter bestimmt wird, konnten mit dem Design der Impedanzsonden an normalen Gehörgängen von Erwachsenen bis etwa 2 kHz sehr gute Ergebnisse erzielt werden. In [5] wurde gezeigt, dass Verschiebungen des Impedanzminimums um -25 % bis -35 % zu Fehlern einer vorhergesagten RECD von etwa 5 dB bei 6 kHz führen. Da die hier aufgetretenen Verschiebungen deutlich geringer sind, wird der Einfluss einer solchen Impedanzmessung auf eine RECD Vorhersage eher gering sein.

Durch eine 3-Parameter-Methode, bei der die Referenzkalibrierparameter durch nur eine Messung korrigiert werden, kann im gesamten Frequenzbereich eine sehr hohe Genauigkeit erzielt werden.

Literatur

[1] Stirnemann, A. et al.: Akustische Impedanzmessung in der Hörgerätetechnik, DAGA 2003

[2] Keefe, D. H.: Acoustical wave propagation in cylindrical ducts: Transmission line parameter approximations for isothermal and nonisothermal boundary conditions. JASA 75 (1984), 58-62

[3] Sankowsky-Rothe, T. et al.: A comparison of methods for measuring the acoustic input impedance of ear canals for hearing aid applications. Proceedings of Meetings on Acoustics, 2013

[4] Köhler, S. et al.: Ankopplungseffekte bei der Messung akustischer Gehörgangsmpedanzen, DAGA 2014

[5] Köhler, S. et al.: A comparison of methods for estimating individual real-ear-to-coupler-differences in hearing aid fitting. Proceedings of Meetings on Acoustics, 2013