

# Analyse an Gehörgängen gemessener akustischer Eingangs- und Transferimpedanzen aus zusammengeführten Datensätzen

Reinhild Roden<sup>1</sup>, Tobias Sankowsky-Rothe<sup>1</sup>, Matthias Blau<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> *Institut für Hörtechnik und Audiologie, Jade Hochschule Oldenburg, Germany,*

<sup>2</sup> *Cluster of Excellence Hearing4All, Universität Oldenburg, Germany,*

*E-mail: reinhild.roden@jade-hs.de*

## Einleitung

Zur Verbesserung der Klangqualität von In-Ohr-Hörsystemen soll die Dämpfung durch das eingesetzte Hörsystem selber für einen „transparenten“ Höreindruck mittels individualisierter Entzerrung des Schalldrucks am Trommelfell  $p_d$  kompensiert werden. Die Grundidee besteht darin, Informationen über das Schallfeld an den Mikrofonen des Hörsystems zu sammeln, die es ermöglichen,  $p_d$  im versorgten und auch im offenen Fall zu schätzen. Mittels dieser Schätzungen kann das Filter zur Entzerrung generiert werden.

Zur Vorhersage von  $p_d$  im verschlossenen Fall finden sich mehrere Methoden, die auf der an der individuellen Person bestimmbaren Eingangsimpedanz am (Rest-) Gehörgang  $Z_{ec}$  bzw. auf direkt abzuleitende Größen wie der Reflektanz oder dem Schalldruck am Eingang des Restgehörgangs basieren. Diese Methoden sollen in einer Vergleichsstudie validiert werden. Dazu werden viele Eingangs- und Transferimpedanzen benötigt, die an anatomisch möglichst unterschiedlichen Gehörgängen gemessen wurden. Ebenso sollte die Zahl verschiedener Hörsysteme bzw. Impedanzmesssonden möglichst groß sein, um verschiedene Einstecktiefen abzudecken.

Mit dem Gesamtziel, den Schalldruck am individuellen Trommelfell abzuschätzen, wurden in vier verschiedenen Studien [1, 2, 3, 4] Eingangsimpedanzen  $Z_{ec}$  von (Rest-) Gehörgängen mittels eines gemessenen Schalldrucks  $p_{mic}$  am bzw. knapp vor dem Eingang des Restgehörgangs bei unterschiedlichen Einstecktiefen mit individuellen oder auch

generischen Otoplastiken mit und ohne Vent bestimmt. Zusätzlich wurde in den Studien jeweils der Schalldruck am Trommelfell  $p_d$  mit einem Sondenschlauchmikrofon gemessen, sodass auch die Transferimpedanz  $Z_{trans}$  der Gehörgänge bestimmt werden kann. Die Messung von  $p_d$  erfolgte dabei entweder simultan zu oder nach der Messung von  $p_{mic}$ .

Die Datensätze der vier Studien verfügen über eine stets kleine Probandenzahl  $N_s$  bzw. eine nur kleine Anzahl von einbezogenen Ohren  $N_e$ . Außerdem variierte die Einstecktiefe pro Studie nur geringfügig. Die interindividuelle Variabilität aller Gehörgänge ist daher durch einen Datensatz allein nur unzureichend repräsentiert. In Vorbereitung für die bereits erwähnte, vergleichende Studie ist eine größere Stichprobe notwendig. In diesem Beitrag sollen zu diesem Zweck Messungen aller Studien zusammengeführt und auf Vergleichbarkeit mit theoretisch zu erwartenden Werten von 3D-FEM-Simulationen an Restgehörgängen untersucht werden. Tabelle (1) enthält eine Übersicht wichtiger Informationen zur Simulation und den Impedanz-Messungen der vier Studien.

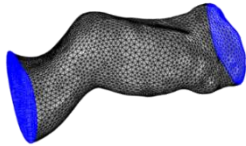
## Bestimmung simulierter Impedanzen

In COMSOL Multiphysics (5.6) simulierte Eingangs- und Transferimpedanzen, die bereits in [5] herangezogen wurden, gehen zurück auf zehn rechte Gehörgangsgeometrien der ersten zehn Personen der „IHA Datenbank“ [6, 7]. Für die 3D-FEM-Simulation wurden die STL-Geometrien jeweils am ersten charakteristischen Knick orthogonal zur Mittelachse, die mittels VMTK-Toolbox [8] bestimmt wurde, mit einer Ebene geschnitten.

**Tabelle 1:** Übersicht zu Datensätzen von Eingangs-/Transferimpedanzen an Restgehörgängen

	3D-FEM-Sim. [5]	Blau et al. 2010 [1]	Sankowsky-Rothe et al. 2011 [2]	Sankowsky-Rothe et al. 2015 [3]	Vogl & Blau 2019 [4]
<b>Versuchspersonen</b>	$N_s=10, N_e=10$	$N_e=10$ (Felsenbeinpräparate)	$N_s=19, N_e=30, 11f/8m$	$N_s=19, 4 f/15 m$	$N_s=12$
<b>Otoplastik</b>	Schnitt orthogonal zur Centerline	individuell, geschlossen	individuell, geschlossen	individuell, meist mit Vent, in 4 Fällen geschlossen	individuell, generisch, mit Vent
<b>Einstecktiefe (ca.)</b>	1. Knick	2. Knick	2. Knick	zwischen 1./2. Knick (itc)	etwas vor dem 1. Kick
<b>Messzeitpunkt für <math>p_d, p_{mic}</math></b>	simultan	sukzessiv	sukzessiv	sukzessiv, aber Sonde blieb = quasi simultan	simultan

Die Eingangsfläche des Restgehörgangs wurde mit einer Normalenschnelle als Anregung und die Trommelfellfläche mit der in COMSOL implementierten Impedanz nach Hudde & Engel [9] belegt. Gelöst wurde die Helmholtz-Gleichung, wobei unter den gegebenen Bedingungen thermo-viskose Effekte an Grenzschichten als Randbedingung der Helmholtz-Gleichung definiert wurden, die hier zur Hautimpedanz an der Gehörgangswand beitragen, wie in [6] auf [10, 11] zurückgehend näher beschrieben wurde. In Abb. 1 ist der Gehörgang von Proband 5 der „IHA Datenbank“ mit blau markierter Eingangs- und Trommelfellfläche dargestellt.



**Abbildung 1:** am 1. Knick gekürzter, rechter Gehörgang (Geometrie 5 der IHA Datenbank [5, 6, 7]), mit Gitter versehen für 3D-FEM-Simulation.

Der mittlere Schalldruck  $p_{ec}$  geteilt durch den Schallfluss auf der Eingangsfläche  $q_{ec}$  ergab die Eingangsimpedanz  $Z_{ec}$ , der Schalldruck am letzten Punkt der Mittelachse (endend in der Ecke am Trommelfell)  $p_d$  geteilt durch den Schallfluss auf der Eingangsfläche  $q_{ec}$  die Transferimpedanz  $Z_{trans}$ :

$$Z_{ec} = \frac{p_{ec}}{q_{ec}} \quad (1)$$

$$Z_{trans} = \frac{p_d}{q_{ec}} \quad (2)$$

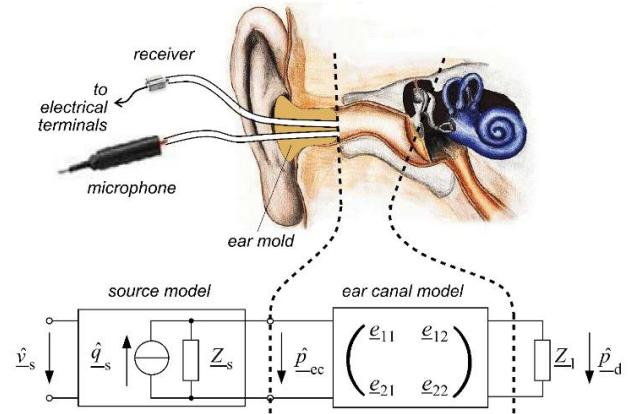
### Bestimmung gemessener Impedanzen

In Abb. 2 ist das Schema der Messsonde und dem zugehörigen elektro-akustischen (EA) Modell aus [1, 2] gezeigt. Anzumerken ist, dass es sich im eigentlichen Sinne nicht um eine direkte Messung der Impedanzen handelt, sondern um eine Berechnung, in die die Messung an der Versuchsperson und die zuvor in der Sondenkalibrierung bestimmten Parameter eingehen. An der Versuchsperson wird die Spannung am Mikrophon der Sonde relativ zur Spannung des Lautsprechers gemessen. Die Berechnung der Eingangsimpedanz  $Z_{ec}$  und die zuvor notwendige Kalibrierungsroutine, sowie die Bestimmung der Quellimpedanz  $Z_s$  und des Quellschallflusses  $q_s$  zur Charakterisierung der Quelle wird in [1] erläutert. Der gemessene Schalldruck  $p_d$  am Trommelfell geteilt durch den Schallfluss am Eingang ergibt die Transferimpedanz  $Z_{trans}$ .

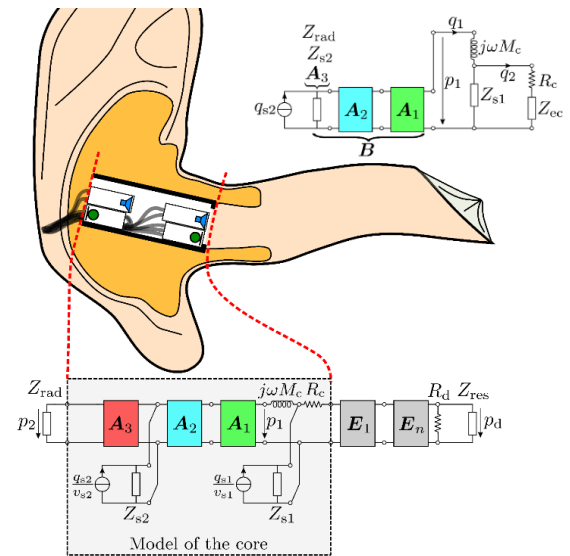
In [3] wird eine ähnliche Messsonde verwendet, mit dem Unterschied, dass für die meisten Versuchspersonen eine Otoplastik mit Vent verwendet wurde, der im Ohrkanalmodell berücksichtigt wird. Die Impedanzberechnung aus [1] behält damit für diese Studie ihre Gültigkeit.

Vogl & Blau [4] verwendeten ein offenes Ohrpasstück, bei dem mehrere Lautsprecher und Mikrophone im Inneren des Ohrpasstücks verbaut waren (Abb. 3). Zur Schätzung der Eingangsimpedanz  $Z_{ec}$  ist auch hier eine Messung – die Transferfunktion von äußerer Quelle  $q_{s2}$  zu innerem

Mikrophon  $p_1$ , sprich  $p_1$  re  $v_{s2}$ , an der Versuchsperson mit vorheriger Kalibrierung des Hörsystems notwendig. In der Kalibrierung werden die Quelle mit der Quellimpedanz  $Z_{s2}$  sowie dem Quellschallfluss  $q_{s2}$  und über ein „Fitting“ die EA-Modellparameter für das „Core“ (siehe Abb. 3 unten), wie in [4] genauer beschrieben wird, bestimmt. Mit Hilfe des zum EA-Modell äquivalenten Schaltkreises (siehe Abb. 3 oben rechts) wird die Eingangsimpedanz  $Z_{ec}$  berechnet.



**Abbildung 2:** Schema der Impedanzmesssonde mit EA Modell aus [1, 2], die Zeichnung des Ohres wurde mit freundlicher Genehmigung von ars auditus (www.ars-auditus.de) übernommen.



**Abbildung 3:** Schema des Ohrpasstücks mit EA-Modell, sowie (oben rechts) der äquivalente Schaltkreis aus [4]

### Ergebnisse/Diskussion

Die Ergebnisse der Simulation und die Messungen aller Studien sind einzeln in Abb. 5 a) bis f) tabellenartig dargestellt. Abb. 5 a) zeigt theoretisch zu erwartende Verläufe für die Eingangs- und Transferimpedanzpegel und deren Verhältnis der FEM-Simulation. Für die Eingangsimpedanz ist der 1/f-Anstieg zu tiefen Frequenzen  $f$  charakteristisch. Die Variabilität der Restgehörgangslänge ist durch die Verschiebung des ersten Minimums der Eingangsimpedanz bei  $\lambda/4$ , mit der Wellenlänge  $\lambda$ , deutlich. Unterschiedliche Volumina zeigen sich in der Änderung der Dynamik. Das Verhältnis von Trans- zu Eingangsimpedanz bei tieferen Frequenzen sollte 0 dB betragen.

Messdaten aller Studien zeigen im Vergleich mit simulierten Werten generell abgeflachte Impedanzen zu tiefen Frequenzen. Dies kann mit Leakage um die Impedanzsonde erklärt werden. Besonders groß schien dieser Effekt bei der Studie 4 zu sein. Im Verhältnis der Impedanzen scheint es immer dann Abweichung zu 0 dB bei tiefen Frequenzen zu geben, wenn die Platzierung der Sonde für die sukzessive Messung von  $p_{mic}$  und  $p_a$  nicht genau reproduziert wurde. Das ist der Fall für die Studien 1 und 2. Generell sind aber Messungen mit den Simulationen vergleichbar. Minima in der Eingangsimpedanz sind gut ausgeprägt und entsprechen der unterschiedlichen Einstecktiefe der jeweiligen Sonde bzw. des Hörsystems.

### Schlussfolgerung/Ausblick

Die Daten der Studien sind für den wichtigen Frequenzbereich oberhalb  $f_{min}$  nutzbar.  $f_{min}$  beschreibt dabei die Grenze zur Einschränkung, die aufgrund von Messungenauigkeiten vorgenommen werden muss und ungefähr bei 0.4 kHz für [3], 1.2 kHz für [1, 4] und 2 kHz (mit Vorsicht) für [2] liegt. Mit dieser Einschränkung können die Daten zusammengeführt und für die Validierung der Methoden zur Schätzung des individuellen Schalldrucks am Trommelfell herangezogen werden.

This work was partially funded by the Deutsche Forschungsgemeinschaft (DFG) – Projektnummer 352015383 - SFB 1330 C1.

### Literatur

- [1] Blau M., Sankowsky T., Roeske P., Mojallal H., Teschner M., and Thiele C. (2010). Prediction of the Sound Pressure at the Ear Drum in Occluded Human Cadaver Ears. *Acta Acustica united with Acustica* 96: 554-566.
- [2] Sankowsky-Rothe T., Blau M., Rasumow E., Mojallal H., Teschner M., and Thiele C. (2011). Prediction of the Sound Pressure at the Ear Drum in Occluded Human Ears. *Acta Acustica united with Acustica* 97: 656-668.
- [3] Sankowsky-Rothe T., Blau M., Köhler S., and Stirnemann A. (2015). Individual Equalization of Hearing Aids with Integrated Ear Canal Microphones. *Acta Acustica united with Acustica*, vol. 101, no. 3, pp. 552-566.
- [4] Vogl S., and Blau M. (2019). Individualized prediction of the sound pressure at the eardrum for an earpiece with integrated receivers and microphones. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 145(2): 917-930.
- [5] Wulbusch N., Roden R., Chernov A., and Blau M. (2023). Using a one-dimensional finite-element approximation of Webster's horn equation to estimate individual ear canal acoustic transfer from input impedances. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 153(5), pp 2826-2826.
- [6] Roden R. and Blau M. (2020). The IHA database of human geometries including torso, head and complete outer ears for acoustic research, in *Proc. Internoise*, Seoul, Korea, Aug. 2020, pp. 4226-4237.
- [7] Roden R. and Blau M. (2021). The IHA database of human geometries including torso, head and complete outer ears for acoustic research, Zenodo. <https://doi.org/10.5281/zenodo.5528765>.
- [8] Antiga, L. (2002). Patient-specific modeling of geometry and blood flow in large arteries, Ph.D. thesis, Politecnico di Milano, Milan, Italy.
- [9] Hudde H., and Engel A. (1998b). Measuring and modeling basic properties of the human middle ear and ear canal. Part III: Transfer functions and model calculations, *Acta Acust. united Ac.* 84(6), pp. 1091–1108.
- [10] Berggren M., Bernland A., and Noreland D. (2018). Acoustic boundary layers as boundary condition. *Journal of Computational Physics*, 371, pp. 633-650.
- [11] Bach J. S. and Bruus H. (2018). Theory for acoustics with viscous boundary layers and streaming in curved elastic cavities. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 144, pp. 766-784.



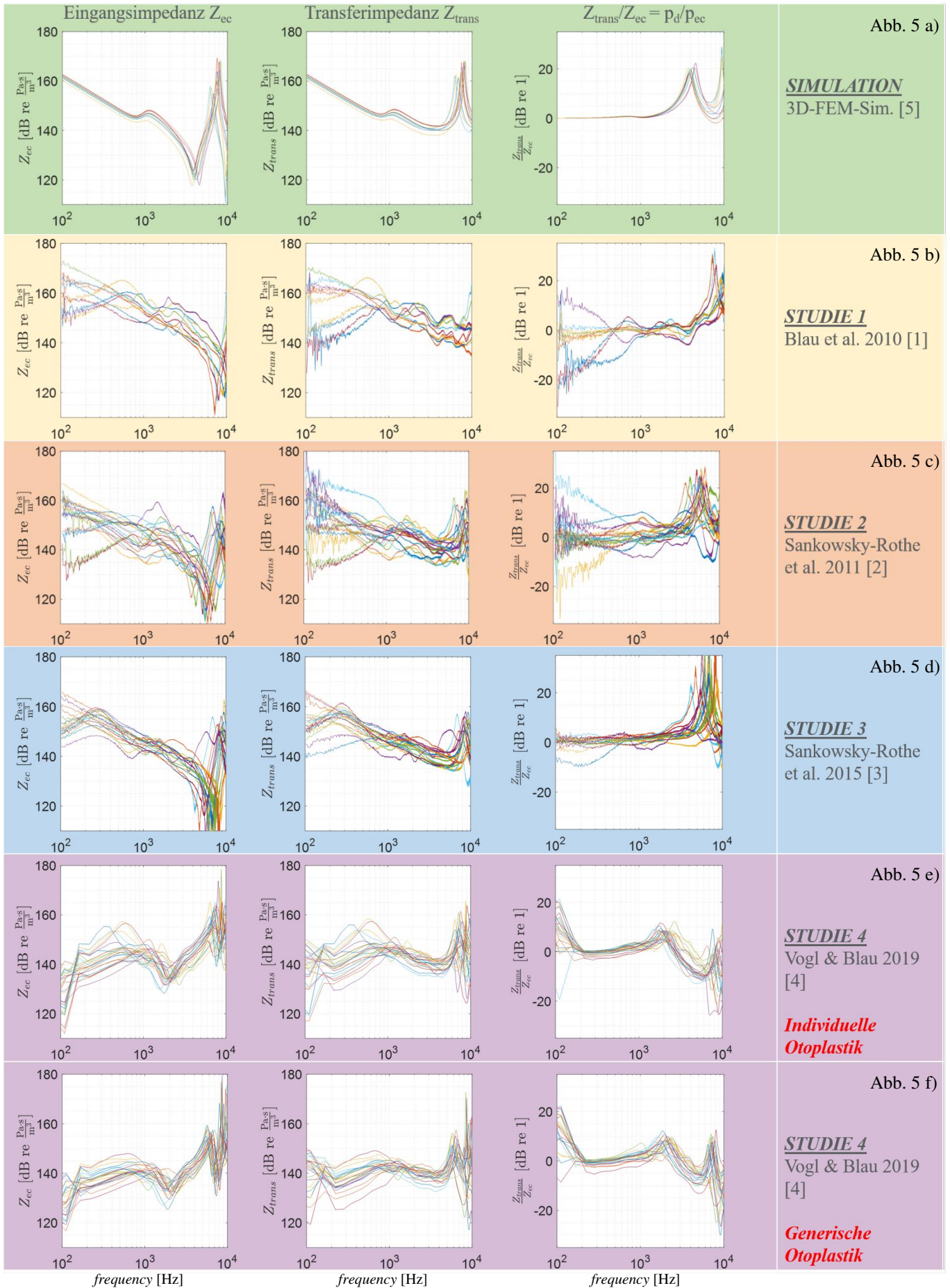


Abbildung 5: Ergebnisse der Simulation (Abb. 5a) und Messwerte der Studien (Abb. 5b bis 5f) – je farbiges Feld sind Eingangs-, Transferimpedanzpegel und deren Differenz gezeigt (je Gehörgang eine Datenreihe)