Zur optimalen Positionierung eines Vent-Mikrophons in akustisch offenen Hörsystemen - eine numerische Studie

Reinhild Roden[1], Nick Wulbusch[2], Alexey Chernov[2], Florian Denk[3,4], Matthias Blau[1,4]

Jade Hochschule Wilhelmshaven/Oldenburg/Elsfleth: [1] Institut für Hörtechnik und Audiologie

CvO Universität Oldenburg: [2] Institut für Mathematik, [3] Med. Physik, [4] Cluster of Excellence Hearing4all

Email: reinhild.roden@jade-hs.de

Abstract

An moderne Hörsysteme wird die Erwartung gestellt, viele verschiedene Funktionen erfüllen zu können. Neben dem Unterstützen des pathologischen Gehörs, sollen sie z.B. für „In-Ear-Monitoring“ oder aber in Umgebungen der „Augmented-Reality“ Einsatz finden. Das impliziert zahlreiche, aufeinander abgestimmte, simultane Optimierungsanforderungen für die Strategien der Signalverarbeitung, wie etwa Schalldruckentzerrung bei gleichzeitiger Feedback-, Störgeräuschunterdrückung und Okklusionskontrolle. Im Speziellen wird eine akustische Transparenz angestrebt, sodass Schalldruckänderungen am Trommelfell durch Einsetzen des Hörsystems in einem perzeptiv unterschwelligen Bereich liegen. Diesen Anforderungen kann entsprochen werden durch mehrere im System verbaute Mikrophone und Lautsprecher (multiple input multiple output MIMO). In dieser Studie wird das Problem der optimalen Mikrophonplatzierung im Vent des Hörsystems untersucht. Die optimale Position gewährleistet dabei als Voraussetzung vieler Signalverarbeitungsprozesse, dass die Übertragungsfunktion von diesem Mikrophon zum Trommelfell bei im Gehörgang eingesetztem Hörsystem möglichst von der Schalleinfallsrichtung äußerer Schallquellen unabhängig ist. Für diese Untersuchungen nutzten wir eine kommerzielle und eigene Implementierung der Finiten Elemente Methode (FEM), um mittels zwei-dimensionaler Schallfeldsimulationen die Übertragungsfunktionen von äußeren Schallquellen zum Vent-Mikrophon und zum Trommelfell zu berechnen. Durch Anwendung des Reziprozitätsprinzips der Schallübertragung konnte eine große Anzahl an verschiedenen Schalleinfallsrichtungen gleichzeitig berücksichtigt werden. Die ermittelten optimalen Positionen werden für verschiedene Pinna- und Ohrkanalanatomien diskutiert.

Einleitung

Im laufenden Forschungsprojekt existiert ein Prototyp eines MIMO-Hörsystems (siehe Abb. 1, 2), dessen Mikrophone und Receiver im Vent angeordnet sind [7] [8]. Über die elektroakustische Modellierung des Hörsytems und des individuellen Restgehörgangs kann es bereits für die individuelle Vorhersage des Schalldrucks am Trommelfell eingesetzt werden [10]. Mit diesem Prototypen wurden u.a. Messung an zwölf Versuchspersonen durchgeführt zum Vergleich der Transferfunktionen von Trommelfell zum Mikrophon am inneren Ende des Vents p_d/p_{ec} bei frontaler zu ipsilateraler Quelle [9]. Mit p_d und p_{ec} sind in dieser Vorarbeit die Schalldrücke am Trommelfell und am Restgehörgang benannt. Die Schallübertragung vom Vent-Mikrophon zu Trommelfell sollte von der Schalleinfallsrichtung äußerer Quellen unabhängig sein. Allerdings wurde in den Messungen ein Richtungseffekt ab ca. 2 kHz beobachtet.

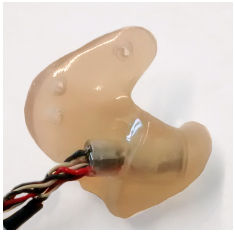

Abbildung 1: Prototyp des MIMO-Hörsytems, aus [9]

Abbildung 2: Vent des Prototyps bestückt mit Mikrophonen und Receivern, aus [4]

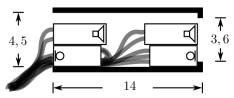

Abbildung 3: Abmessungen in [mm], aus [4]

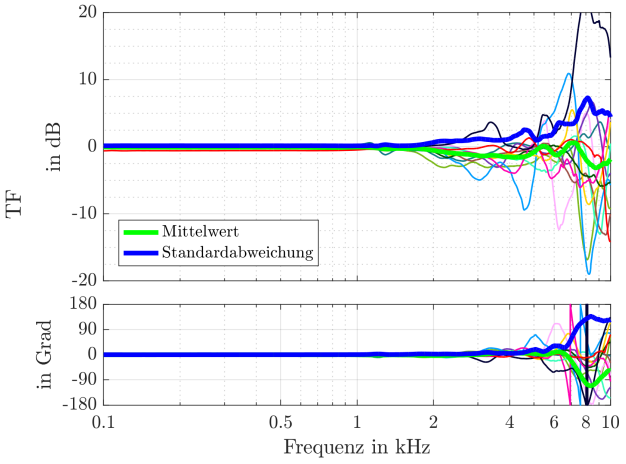

Abbildung 4: Ergebnisse der Messungen für 12 Versuchspersonen, aus [9]

Abbildung 4 zeigt die Pegel- und Phasendifferenzen der Übertragungsfunktionen p_d/p_{ec} von ipsilateraler zu frontaler Quellrichtung. Möglicherweise sind Nahfeldeffekte durch Mikrophone und Receiver im Vent die Ursache dieser Richtungsabhängigkeit. Das Ziel dieser Studie ist das Finden der optimalen Position eines Vent-Mikrophons, mittels numerischer Simulationen (FEM), zur Minimierung genannter Richtungsabhängigkeit für eine Vielzahl äußerer Schallquellen. Dazu wurden zum einen Simulationen zum Prototyp berechnet. Übereinstimmungen und Abweichungen zu den Messungen werden dargestellt und

diskutiert. Zum zweiten wurden in weiteren Simulationen Modifikationen in der Geometrie des Hörsystems vorgenommen, um für einen weiteren Prototyp verbesserte Eigenschaften und die optimale Position des Vent-Mikrophons zu erhalten.

Methoden

Für die zweidimensionalen FEM Simulationen wurde die kommerzielle Software COMSOL 5.4 verwendet. Zusätzliche dazu unterstützte eine eigene Implementierung in Matlab die Berechnungen und dient der weiteren Untersuchung für zu wählende Randbedingungen. Da möglichst viele Schalleinfallsrichtungen in die Betrachtung mit einbezogen werden sollen, bietet sich das Ausnutzen der Reziprozität von Schallübertragung [1] [2] an. Dabei werden Empfänger- und Sendepositionen in den Simulationen getauscht. Da für jeden Sender eine Simulation des Schallfeldes bei beliebig vielen Empfangspositionen berechnet werden kann, ergibt sich durch das Reziprozitätsprinzip eine deutliche Reduktion des Rechenaufwandes.

Zur Untersuchung verschiedener natürlicher Gehörgangsgeometrien wurde an einem Transversalschnitt der Kopfgeometrie des Messroboters FABIAN [6] die rechte Pinna mit 20 Pinna- und Gehörgangsgeometrien der ITA Database [5] ersetzt. Dazu wurde jeweils ein Schnitt möglichst mittig durch den Gehörgang vorgenommen und innere offene Enden des Gehörgangs mit einem Geradenstück verschlossen. Abbildung 5 zeigt bespielhaft eine so gebildete Geometrie und deutet den Vollkreis mit Radius 0.5 m um das interaurale Zentrum an, auf dem in einer Auflösung von 1° die (reziproken) Empfangspunkte der Simulationen lagen. Der äußere angedeutete Ring stellt die perfekt absorbierende Schicht (PML) der COMSOL-Simulation dar.

Die ipsilaterale Richtung ist mit dem Azimuth ϑ=-90°, die frontale Richtung mit ϑ=0° definiert. Abbildung 6 zeigt die Geometrie des nachgebildeten Hörsystems. Der Vent ist in seinen Abmessungen mit 4.5x14 mm realistisch gewählt und vergleichbar mit dem Prototyp. Beide Receiver-Mikrophon-Blöcke sind jeweils 3x6 mm groß und mittig platziert, wobei sich der Vent am inneren Block für die letzten 0.8 mm auf 3.6 mm verjüngt (siehe auch Abb. 3). Im Weiteren ist in Abbildung 6 die Grenze zweier Temperaturdomainen am Übergang von Hörsystem zu Restgehörgang von 20 zu 35°C zu erkennen. Alle Randbedingungen außer der PML und der Schnellequellen sind schallhart angenommen. Für das Trommelfell ist das eine gute Näherung für Frequenzen oberhalb von 3 kHz [3]. Die Schnellequellen sind am Trommelfell p_{ref} und an den Blockkanten p_1 bis p_4 platziert. Die Länge entspricht dem Schlitz am ursprünglich verbauten Mikrophon. p_1 ist damit die Position, die mit der Mikrophonposition am inneren Ende des Vents bei zitierten Messungen zur Richtungsabhängigkeit übereinstimmt. Das Gitter für die Simulationen ist ausreichend fein (6 Knoten) für Wellenlängen λ oberhalb 3 cm. Demnach kann ein Frequenzbereich bis 11.7 kHz betrachtet werden. Die Frequenzen sind mit einer Auflösung von 0.1 kHz zwischen 0.1 und 0.9 kHz und ab 1 kHz bei logarithmischer Verteilung mit 200 Werten je Dekade gewählt worden.

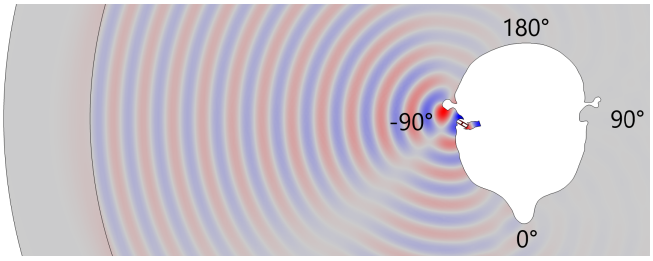

Abbildung 5: Schema einer Schallfeldsimulation: Transversalschnitt des Kopfes mit kombinierter rechter Außenohrgeometrie und eingesetztem, als Ellipse modelliertem Hörsystem, Empfangspunkte im Fernfeld auf angedeutetem Kreis, außen die PML, Schnellequelle am medialen Ende des Vents

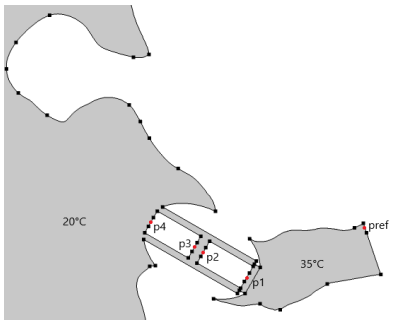

Abbildung 6: Geometrie des Gehörgangs mit modelliertem Prototyp

Methodisch ist die Implementierung der FEM-Simulation in Matlab angelehnt an die kommerzielle Version und übernimmt Gitter und Parameter (siehe Abb. 7 und 8). Die Gleichungen 1 bis 4 beschreiben dabei die Grenzbedingungen. Innerhalb des Schallfelds Ω wird die Helmholtzgleichung gelöst (Gl. 1). Am äußeren Rand Γ_+ des Schallfeldes wird eine Impedanzrandbedingung angenommen, die Reflexionen zurück in das Schallfeld Ω näherungsweise ausschließt (Gl. 4). Γ_N beschreiben die Schnellequellen (Gl. 2) und Γ_0 alle Grenzen, die als schallhart angenommen wurden (Gl. 3). Die Diskretisierung erfolgt mit Einsetzen der Grenzbedingungen in die Helmholtzgleichung (Gl. 5) wie standardmäßig in COMSOL mit quadratischen Basisfunktionen. Dabei wird der "\"-Operator in Matlab verwendet um das Gleichungssystem 6 nach p_h aufzulösen.

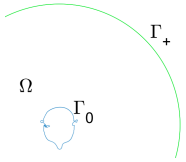

Abbildung 7: Umgebung in Matlab

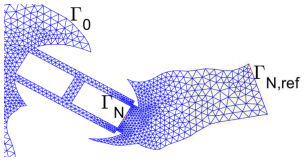

Abbildung 8: mit Gitter

$$-\Delta p - k^2 p = 0 \text{ in } \Omega \quad (1)$$

$$\frac{\partial p}{\partial n} = i\omega\rho v_n \text{ auf } \Gamma_N \quad (2)$$

$$\frac{\partial p}{\partial n} = 0 \text{ auf } \Gamma_0 \quad (3)$$

$$\frac{\partial p}{\partial n} + ikp = 0 \text{ auf } \Gamma_+ \quad (4)$$

$$\int_\Omega \nabla p \nabla q dx - \int_\Omega k^2 pq dx + \int_{\Gamma_+} ikpq ds = \int_{\Gamma_N} i\omega\rho v_n q ds \quad (5)$$

$$(A - M + R)p_h = f \quad (6)$$

Ergebnisse

Zum Vergleich der verschiedenen FEM-Implementierungen gibt es eine hohe Übereinstimmung zu berichten. Die Simulationen ergeben mit selben Gittern und Parametern qualitativ gleiche Ergebnisse. Für weitere Darstellungen werden die Ergebnisse der COMSOL-Simulation herangezogen.

Ergebnisse zu bestehendem Prototyp

Abbildung 9 zeigt farbig Pegel- und Phasendifferenzen aus dem Vergleich der Transferfunktionen p_1/p_{ref} bei frontaler zu ipsilateraler Richtung für alle 20 Geometrien. Grau hinterlegt sind die Messungen für die zwölf Versuchspersonen aus der Vorarbeit [9]. Pegel- und Phasendifferenzen der Simulationen sind unauffällig und ergeben keine Richtungsabhängigkeit mit Ausnahme eines schmalen auffälligen Frequenzbands. In der Breite des Frequenzbereichs deckt sich dies nicht mit vorigen Messungen, die ab 2 kHz bereits Abweichungen durch die Richtungsänderung zeigten. In Beträgen um ±20 dB stimmen die Ergebnisse allerdings gut überein. Betrachtet man Geometrien einzeln bei allen möglichen Richtungen, ist zu sehen, dass dieses Frequenzband über große Bereiche des Azimuths hinweg sichtbar bleibt (Bsp. in Abb. 10).

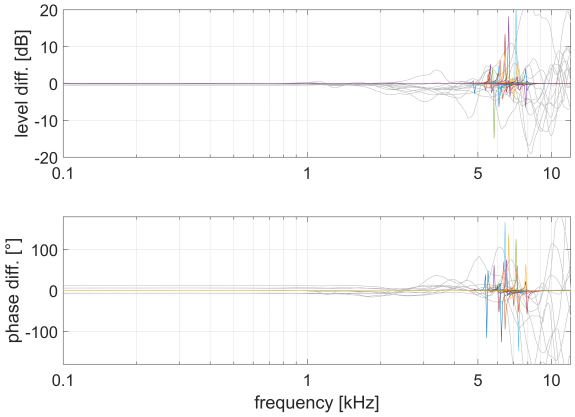

Abbildung 9: farbig: Vergleich der Transferfunktionen p_1/p_{ref} bei frontaler zu ipsilateraler Richtung für alle 20 Geometrien, grau: Messungen aus [9]

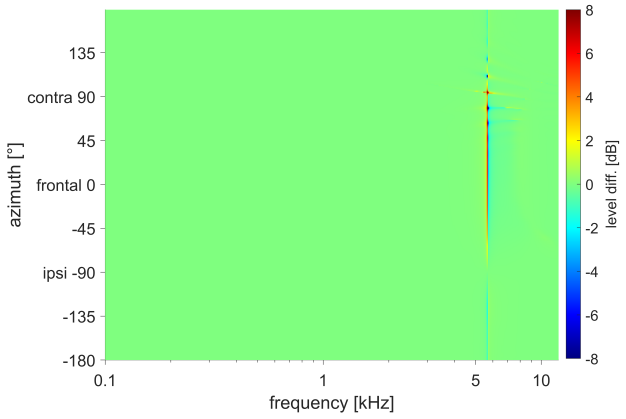

Abbildung 10: Vergleich der Transferfunktionen p_1/p_{ref} bei jeweiligen Azimuth zu ipsilateraler Richtung für eine Geometrie

Die Schmalbandigkeit des Richtungseffekts in den Simulationen deutet auf die mögliche Ursache einer Resonanz hin. Es folgt daher eine Betrachtung der geometrisch erwarteten $\lambda/4$-Resonanz des Restgehörgangs, der einem einseitig verschlossenen Rohr gleicht. Für alle Geometrien wurde eine ungefähre Länge wie in Abbildung 11 von den unteren Punkten der Schnellequellen p_1 zu p_{ref} gemessen und mit der Schallgeschwindigkeit c=352.17 m/s bei 35°C auf die Resonanzfrequenz geschlossen. Mit $\lambda/4$=15.7 mm läge die Resonanz bei f=5608 Hz (mit λ=c/f).

Die aus den simulierten Daten geschätzte Resonanz ergibt sich über das Maximum der absoluten Pegeldifferenz der Transferfunktionen p_1/p_{ref} bei frontaler zu ipsilateraler Richtung. Als Streudiagramm (Abb. 12) aufgetragen wird ein Zusammenhang sichtbar mit einer Korrelation von r=0.7. Die mittlere absolute Abweichung liegt mit 135 Cent etwas oberhalb eines Halbtons.

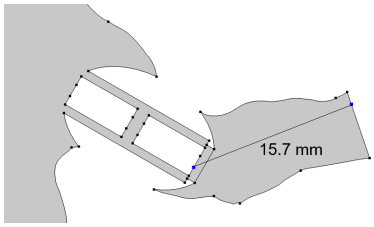

Abbildung 11: geometrisch ermittelte Länge des Restgehörgangs

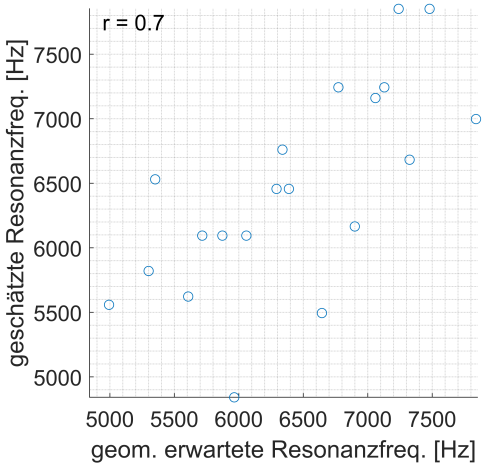

Abbildung 12: Vergleich der geometrisch erwarteten und aus max(|Pegeldifferenz|) geschätzten $\lambda/4$-Resonanz des Restgehörgangs

Ergebnisse zu modifiziertem Prototyp

Zum Finden einer optimalen Mikrophonposition sind zwei Veränderungen am Vent der sonst gleich gebliebenen Geometrien vorgenommen worden. Da als mögliche Ursache für die Richtungsabhängigkeit Nahfeldeffekte im Vent angeführt werden können, liegt es nahe als erste Modifikation die „akustischen Hindernisse“ daraus zu entfernen. Zweitens ist der Durchmesser etwas kleiner gewählt worden (Abb. 13). Schnellequellen sind nun auf der Wand des Vents bei unveränderter Referenzposition.

Für alle 20 Geometrien sind Schallfelder berechnet worden, um damit die Transferfunktionen p_n/p_{ref} mit n=1,2...5 bei frontaler zu beliebiger Richtung vergleichen zu können. Die Abbildungen 14 und 15 zeigen Pegel- bzw. Phasendifferenzen für die Position p_1 im modifizierten

Vent. Die Skalierung ist wie in den Abbildungen 9 und 10 gewählt worden. Der Richtungseffekt verschwindet bis zu Pegeldifferenzen im Bereich 10^{-10} dB. Das ist auch der Fall für alle weiteren Positionen.

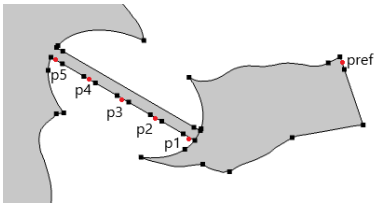

Abbildung 13: bespielhafte Geometrie mit modifiziertem Vent

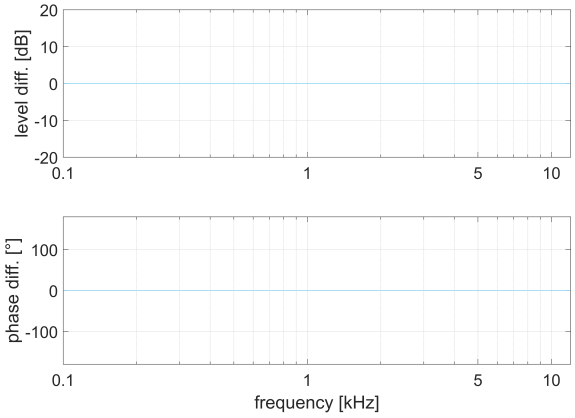

Abbildung 14: Vergleich der Transferfunktionen p_1/p_{ref} bei frontaler zu ipsilateraler Richtung für alle 20 Geometrien, Werte im Bereich (10^{-10})

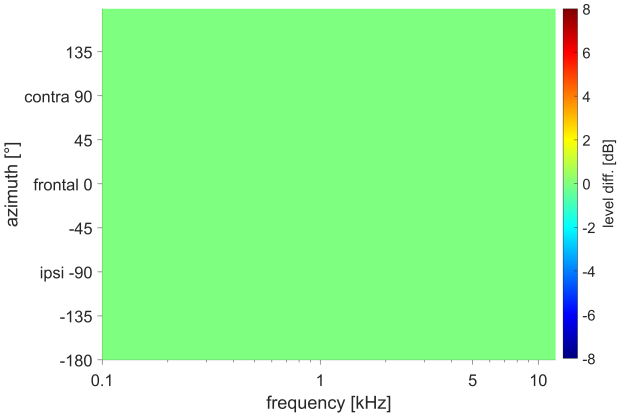

Abbildung 15: Vergleich der Transferfunktionen p_1/p_{ref} bei jeweiligen Azimuth zu ipsilateraler Richtung für eine Geometrie

Diskussion

Die FEM-Simulationen in Matlab stützen die Genauigkeit der COMSOL-Simulationen und sind ein guter Ausgangspunkt, um weitere Modifikationen genauer untersuchen zu können. In den Simulationen zum bestehenden Prototyp des Hörsystems tritt der Richtungseffekt schmalbandiger als in den realen Messungen hervor, allerdings stimmt der Wertebereich von simulierten zu gemessenen Pegel- und Phasendifferenzen gut überein. Dazu ist zu sagen, dass die Geometrien in den Simulationen zweidimensional und vereinfacht vorlagen. Hinzu können Messungenauigkeiten wie kleinere Kopfbewegungen oder die Platzierung der Sonde am Trommelfell zur Vergrößerung des Effektes geführt haben. Die Hypothese nach gezeigten Messungen führte Nahfeldeffekte im Vent an. Ergebnisse der Simulationen legten eher die Untersuchung von stehenden Wellen ($\lambda/4$-Resonanz) im Restgehörgang nahe, die zur Erklärung für die schmalbandige Richtungsabhängigkeit im Vergleich berechneter Schallfelder beitragen. Bei modifiziertem freiem Vent ergibt sich die gleiche Übertragungsfunktion von Mikrophon zu Trommelfell für alle untersuchten Schallrichtungen im ganzen Frequenzbereich, sodass weder Nahfeldeffekte noch Resonanzen mehr zum tragen kommen - für jede der untersuchten Mikrophonpositionen p_n.

Fazit/Ausblick

Es konnten durch Anwendung von Reziprozität der Schallausbreitung Übetragungsfunktionen von einem Mikrophon in einem Vent zum Trommelfell mit reduziertem Rechenaufwand simuliert werden. Messungen, die bereits zum Prototyp existierten, sowie Simulationen zeigten einen ähnlichen Richtungseffekt im Vergleich der Übertragungsfunkionen für verschiedene Schalleinfallsrichtungen. Die Simulation konnte damit Messwerte ungefähr reproduzieren. Zur Minimierung der Richtungsabhängigkeit bei geeigneter Mikrophonposition ist ein Designvorschlag mit freiem Vent für einen neuen Prototypen mit optimaler Mikrophonposition gegeben worden. Weitere Designanpassungen des Hörsystems mittels FEM-Berechnungen sind denkbar. Berechnungen in 3D anhand realistischerer Nachbildungen mit Trommelfell und den spezifischen Impedanzen wären dabei wünschenswert.

Funded by the Deutsche Forschungsgemeinschaft (DFG) – project 352015383 – SFB 1330 A4 and C1.

Literatur

[1] Strutt, J. W. (1871). Some general theorems relating to vibrations. Proceedings of the London Mathematical Society, 1(1), 357-368.

[2] Ballantine, S. (1929). Reciprocity in electromagnetic, mechanical, acoustical, and interconnected systems. Proceedings of the Institute of Radio Engineers, 17(6), 927-951.

[3] Hudde and Engel (1998).Measuring and Modeling Basic Properties of the Human Middle Ear and Ear Canal. Part III: Eardrum Impedances, Transfer Functions and Model Calculations. ACUSTICA/acta acustica, vol. 84, no. 6, pp. 1091-1108

[4] Vogl, S. (2016). Elektroakustische Modellierung eines Ohrpassstücks mit integrierten Mikrofonen und Lautsprechern. MSc thesis.

[5] Bomhardt, R., de la Fuente Klein, M., and Fels, J. (2016, November). A high-resolution head-related transfer function and three-dimensional ear model database. In Proceedings of Meetings on Acoustics 172ASA (Vol. 29, No. 1, p. 050002). ASA.

[6] The FABIAN head-related transfer function data base (2017). *http://dx.doi.org/10.14279/depositonce-5718.2* 15.03.19, 10:00

[7] Denk, F., Vogl, S., Schepker, H., Kollmeier, B., Blau, M., and Doclo, S. (2017). The acoustically transparent hearing device: Towards integration of individualized sound equalization, electroacoustic modeling and feedback cancellation. In Proc. Int. Workshop Chall. Hearing Assist. Techn.(CHAT), Stockholm, Sweden (pp. 89-94).

[8] Denk, F., Hiipakka, M., Kollmeier, B., and Ernst, S. M. (2018). An individualised acoustically transparent earpiece for hearing devices. International journal of audiology, 57(sup3), S62-S70.

[9] Vogl, S., and Blau, M. (2018). Transferfunktionen im Gehörgang in Abhängigkeit verschiedener Quellen. Fortschritte der Akustik-DAGA Munich.

[10] 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.