

Zum akustischen Zentrum von Gehörgangssonden

Thomas Fedtke¹, Makram Zebian^{1,2}, Johannes Hensel¹

¹ Physikalisch-Technische Bundesanstalt, 38116 Braunschweig, E-Mail Thomas.Fedtke@ptb.de

² International Graduate School of Metrology, 38106 Braunschweig

Einleitung

Bei der audiologischen Diagnostik mittels otoakustischer Emissionen (OAE) erfolgen sowohl die Einspeisung der Stimuli als auch die Messung der Emissionen im Allgemeinen mit einer Gehörgangssonde. Zum Zwecke der Im-Ohr-Kalibrierung der Stimuli werden deren Schalldrücke mit dem Sondenmikrofon gemessen. Schallgeber und Mikrofon der Sonde sind über Röhren, deren Durchmesser erheblich kleiner als der des Gehörganges ist, an letzteren angekoppelt. Häufig wird vereinfachend angenommen, dass das akustische Zentrum der Gehörgangssonde in der Ebene liegt, in welcher der Sondenstopfen den Gehörgang abschließt. Genau hier befinden sich jedoch Querschnittsprünge zwischen dem Gehörgang und den Ankoppelröhren, die für eine möglichst genaue Kalibrierung der Stimuli berücksichtigt werden sollten. Je größer z. B. der Querschnittsprung zwischen dem Gehörgang und der Einsprechöffnung des zum Sondenmikrofon führenden akustischen Röhrens ist, desto weiter entfernt sich das akustische Zentrum von der Ankoppelebene. Das macht sich durch eine Verminderung der (Antiresonanz-) Frequenz bemerkbar, bei welcher der Abstand des akustischen Zentrums zum reflektierenden Trommelfell genau der Viertelwellenlänge entspricht. In dieser Studie wird der Einfluss der Sondengeometrie auf die Lage des akustischen Zentrums mittels FE-Simulationen und Messungen untersucht.

FE-Modell

Abbildung 1 zeigt das dreidimensionale FE-Modell einer an einen zylindrischen Modellgehörgang (1) angekoppelten Sonde zur Messung von Distorsionsprodukt-OAEs (DPOAEs). Zur Simulation wurde das Programmpaket 'COMSOL Multiphysics' eingesetzt. Im Modell wurden alle Berandungen als schallhart betrachtet. Die Abmessungen der Ankoppelröhren wurden aus Messungen an einem zur DPOAE-Sonde Etymotic Research ER10C gelieferten Eartip ER10C-14A wie folgt bestimmt:

- Länge der Röhren: 18 mm
- Durchmesser des Mikrofonröhrens: 2 mm
- Durchmesser der Einspeiseröhren: 0,7 mm

Die Lage der Mündungen der Röhren auf der Ankoppelebene (2) ist ebenfalls gemäß der Situation beim ER10C-14A gestaltet. Eines der beiden Einspeiseröhren ist an seinem dem Gehörgang gegenüberliegenden Ende (3) mit einer Kolbenmembran versehen, die eine Schallschnelle $v_0 = 10^{-5}$ m/s erzeugt, und das andere ist schallhart abgeschlossen. Am Ende des Mikrofonröhrens (4) ist ein akustisch hochohmiges Mikrofon durch schallharten Abschluss simuliert. Die geometrische Länge der Modellgehörgänge l_{GG} ist 23,31 mm. Für den Modellge-

hörang A beträgt der Durchmesser $d_{GGA} = 8$ mm, und für den Modellgehörgang B gilt $d_{GGB} = 12$ mm.

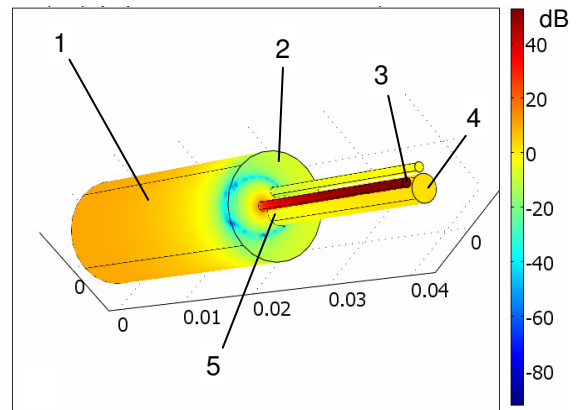


Abbildung 1: Schalldruckpegelverteilung für den Modellgehörgang A ($d_{GGA} = 8$ mm) bei der Frequenz 3,7 kHz am dreidimensionalen FE-Modell einer DPOAE-Gehörgangssonde in einem zylindrischen Modellgehörgang (1). Ankoppelebene (2), Ort der Kolbenmembran (3), Ort des Mikrofons (4), Einsprechöffnung des Mikrofonröhrens (5).

Ergebnisse und Diskussion

Die vom eingespeisten Schallfluss hervorgerufenen Schalldruckpegel sind in Abbildung 2 für den Modellgehörgang A an der Einsprechöffnung des Mikrofonröhrens (5) und der Position des Mikrofons (4) als Funktion der Frequenz dargestellt. Man erkennt, dass insbesondere im Bereich der Resonanzspitzen an den beiden Positionen Schalldruckpegelunterschiede von über 20 dB auftreten. Jedoch liegt die Viertelwellenlängen-Antiresonanz des Modellgehörganges an den Positionen (4) und (5) jeweils bei der gleichen Frequenz (ca. 3,5 kHz). Zur Messung der Eingangsimpedanz der physikalischen Modellgehörgänge wurden die Quellenparameter der DPOAE-Sonde (Schallfluss q_S und Admittanz $Y_S = 1/Z_S$) aus [3] verwendet. In dieser Hinsicht übereinstimmende Ergebnisse lieferte auch der in Abbildung 3 dargestellte Gehörgangs-Impedanzverlauf (c) aus Messungen mit einer ER-10C-Sonde an einem physikalischen Modellgehörgang gleicher Abmessungen. Diese Aussagen gelten auch für den Modellgehörgang B (hier nicht grafisch dargestellt).

In Abbildung 3 wird neben den Messwerten der mittels eines eindimensionalen Wellenleitermodells [2] unter Verwendung der geometrischen Gehörgangslänge l_{GG} berechnete Eingangsimpedanzverlauf (a) des Modellgehörgangs A gezeigt. Die Messungen an den physikalischen Modellen und die FE-Simulationen ergaben in guter Übereinstimmung, dass die akustisch wirksamen Längen der zylindrischen Modellgehörgänge um 1 mm (für $d_{GGA} = 8$ mm) bzw. um 6 mm (für $d_{GGA} = 12$ mm) größer als ihre geometrischen Längen sind.

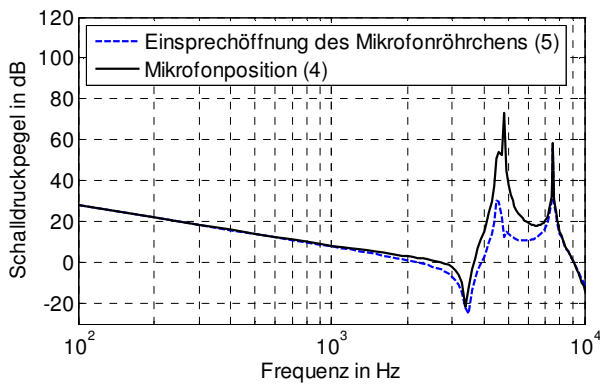


Abbildung 2: FE-Simulation (Modell siehe Abb.1, $d_{GGA} = 8$ mm): Schalldruckpegel-Frequenzverlauf an der Einsprechöffnung des Mikrofonröhrchens (5) und an der Mikrofonposition (4).

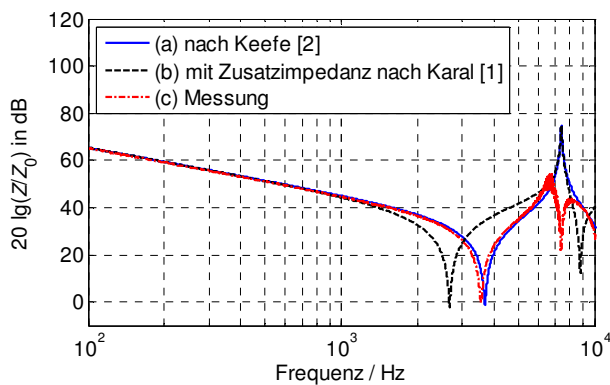


Abbildung 3: (a) Mittels eindimensionalen Wellenleitermodells berechnete Eingangsimpedanz (normiert auf die charakteristische Gehörgangsimpedanz Z_0) des Modellgehörgangs A ($d_{GGA} = 8$ mm, geometrische Länge $l_{GG} = 23,31$ mm). (b) wie (a) mit einer Zusatzimpedanz (akustische Masse nach Karal [1]). (c) Messung mit der quellencharakterisierten DPOAE-Sonde.

Diese virtuelle Verlängerung der Modellgehörgänge ist auf den Querschnittsprung zwischen Gehörgang und Sondenröhrchen zurückzuführen. Oft wird zur Berücksichtigung der Wirkung solcher Stoßstellen in Rohren im Rahmen von Vierpol-Ersatzschaltbildern die mathematische Beschreibung nach Karal [1] herangezogen, welche eine längs in das Übertragungssystem geschaltete akustische Masse einführt (siehe Z_K in Abbildung 4). Für den Fall einer an den Modellgehörgang gekoppelten Sonde kann die Bezugsebene zwischen Gehörgang und Sonde so definiert werden, dass die Kopplungsimpedanz sich zur Gehörgangsimpedanz addiert. Diese Gesamtimpedanz ist in Abbildung 3 (b) dargestellt. Dabei wurde der Querschnittsprung zwischen Mikrofonröhrchen und Gehörgang zur Berechnung der Kopplungsimpedanz verwendet. Betrachtet man die Frequenzen, bei denen das der Viertelwellenlängen-Antiresonanz der Gehörgänge entsprechende Impedanzminimum auftritt, könnte daraus eine Verlängerung der zylindrischen Modellgehörgänge um 8 mm (für $d_{GGA} = 8$ mm) bzw. um 12,5 mm (für $d_{GGB} = 12$ mm) abgeleitet werden. Diese Verlängerung kann weder durch die Messungen noch durch die FE-Simulation bestätigt werden.

Karal [1] setzt allerdings eine rotationssymmetrische Anord-

nung voraus, bei der nur ein einziges dünnes Rohr konzentrisch sprunghaft in ein dickeres übergeht. Ferner nimmt er an, dass, außer durch den Querschnittsprung, im System keine Reflexionen wirksam sind, und dass die Ausbreitung in den beiden gekoppelten Rohren außerhalb der Stoßstelle durch eindimensionale Wellenleiter beschrieben werden kann.

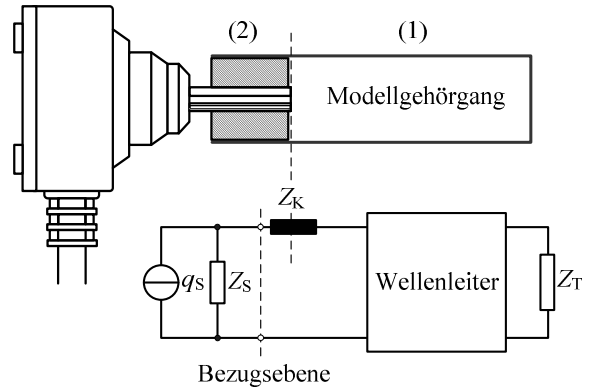


Abbildung 4: Beschreibung der Sonde (q_s, Z_s) und des Gehörgangs als Wellenleiter mit der Trommelfellimpedanz $Z_T \rightarrow \infty$. Z_K = Kopplungsimpedanz nach Karal [1].

Diese Annahmen sind für die hier untersuchte Konfiguration nicht einmal näherungsweise erfüllt. Wie Abbildung 1 zeigt, sind bereits ab ca. 3 kHz Moden höherer Ordnung wirksam, welche Interaktionen zwischen den vier gekoppelten Rohren verursachen, die im Modellansatz nicht vorgesehen sind (drei Rohre der DPOAE-Sonde münden im vierten, dem Gehörgang).

Zusammenfassung und Ausblick

Mit einer detaillierten dreidimensionalen FE-Simulation einer DPOAE-Sonde in zylindrischen Modellgehörgängen wurde der Einfluss des Querschnittsprungs zwischen den Sondenröhrchen und dem Gehörgang auf die Lage des akustischen Zentrums der Sonde untersucht. Übereinstimmend ergaben die FE-Simulation und Messungen an physikalischen Modellgehörgängen, dass die akustisch wirksame Länge der Gehörgänge größer als die geometrische war, was als Verschiebung des akustischen Zentrums, d. h. der virtuellen Mikrofonposition, zum Sondeninneren interpretiert werden kann. Der Versuch, diese Verschiebung durch den Ansatz einer Kopplungsimpedanz nach Karal [1] zu berechnen, führte nicht zu konsistenten Ergebnissen. Als Ursache dafür wird angenommen, dass wichtige Voraussetzungen für diesen Ansatz nicht hinreichend erfüllt waren. Hier scheint eine komplexere Modellierung des Netzwerkes mehrerer gekoppelter Röhrchen einschließlich ihrer Interaktionen nötig zu sein.

Literatur

- [1] Karal (1953). The analogous acoustic impedance for discontinuities and constrictions of circular cross section. *JASA* 25, 327-334.
- [2] Keefe et al. (1992). Method to measure acoustic impedance and reflection coefficient, *JASA* 91, 470-485.
- [3] Zebian et al. (2011). Uncertainty study on the characterisation of ear canal probes, *Systems of information processing 1(91)*, 116-122.

Gefördert durch die DFG (FE 1192/1-1)