

Zusammenspiel von Quelle und Last bei der Messung von otoakustischen Emissionen

Dieter Jurzitza

(Lehrstuhl für Elektroakustik der Technischen Universität München)

Zur Messung von otoakustischen Emissionen (OAE) wird eine Meßsonde in den äußeren Gehörgang eingeführt, vgl. Fig. 1. Die Meßsonde ist ein akustischer Resonator. Bei der Untersuchung von *spontanen otoakustischen Emissionen* (SOAE), *simultan evozierten Emissionen* (SEOAE) sowie *Verzerrungsproduktmissionen* (DPOAE) ist das dynamische Verhalten der Meßsonde ohne Bedeutung. Die akustische Resonanz kann zur Steigerung der Empfindlichkeit genutzt werden. Im Unterschied dazu muß bei der Untersuchung von *verzögerten evozierten Emissionen* (DEOAE) ein kurzes Ein- und Ausschwingverhalten der Meßsonde gewährleistet sein. Der Resonator muß ausreichend bedämpft sein. Für die folgenden Betrachtungen wird von im Vergleich zur Wellenlänge kleinen Abmessungen des Resonators ausgegangen.

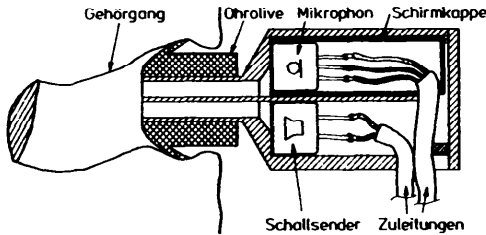


Fig. 1:

Meßsonde im äußeren Gehörgang einer Versuchsperson. Der Schnitt läßt die Komponenten Sender und Empfänger sowie die Anordnung der Schalleitungskanülen erkennen.

Die akustischen Eigenschaften einer Meßsonde

Die Meßsonde enthält bis zu zwei Schallsender und mindestens ein Mikrophon. Der durch den Einbau des Schallsenders entstehende Resonator wird meist stark bedämpft. Sein Einfluß auf die Meßsonde wird im folgenden vernachlässigt. Das Volumen vor der Mikrophonmembran bildet mit der akustischen Masse \mathcal{M}_H der Luft in der Halskanüle einen Helmholtzresonator. An die akustische Impedanz des Resonatorvolumens ist die äquivalente akustische Impedanz der Mikrophonmembran angekoppelt. Da die Membran hoch abgestimmt ist, wird diese Impedanz durch eine akustische Federung beschrieben. Die die Eigenschaften des Helmholtzresonators bestimmende akustische Federung \mathcal{F}_V ist die Summe der akustischen Federungen von Mikrophon \mathcal{F}_M und Volumen \mathcal{F}_S . Durch Einführen der Größen Kernwiderstand \mathcal{W}_K des Resonators

$$\mathcal{W}_K = \sqrt{\frac{\mathcal{M}_H}{\mathcal{F}_V}} \quad (1)$$

sowie Resonanzfrequenz ω_0 und Güte Q

$$\omega_0 = \frac{1}{\sqrt{\mathcal{M}_H \mathcal{F}_V}} \quad (2)$$

$$Q = \frac{W_K}{W_H} \quad (3)$$

sind die Eigenschaften des Resonators analog denen eines elektrischen Serienschwingkreises charakterisiert. Der Resonator wird durch den viskosen Reibwiderstand W_H im Sondenhals bedämpft. Er läßt sich durch den Ausdruck

$$W_H = l_H A_H^{-3/2} \sqrt{2\pi\omega\mu\rho} \quad (4)$$

beschreiben. l_H ist die Halslänge, A_H ist die Halsfläche. μ ist die Zähigkeit des Mediums, ρ seine Dichte. Die resultierende Güte ist aufgrund der Frequenzabhängigkeit des viskosen Halswiderstands von \sqrt{f} abhängig. In erster Näherung kann diese Abhängigkeit in dem untersuchten Frequenzbereich vernachlässigt werden. Messungen haben ergeben, daß die Güte der Resonatoren etwa 30% kleiner als berechnet ist. Eine Ersatzschaltung des Mikrophoneils der Meßsonde zeigt Fig. 2. W_{GG} und F_{GG} repräsentieren die Modellierung von Realteil und Imaginärteil der Quellimpedanz des Gehörs. Die Druckübertragungsfunktion der Meßsonde ist eine Tiefpaßfunktion 2. Ordnung.

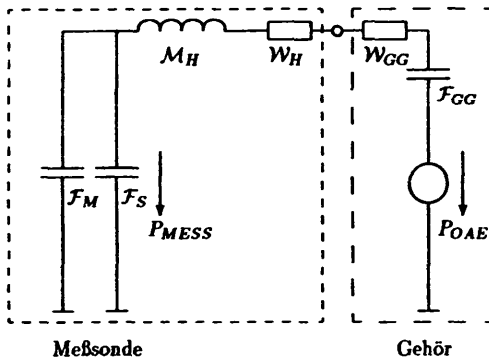


Fig. 2:
Akustische Ersatzschaltung einer an den Gehörgang angekoppelten Meßsonde. Das Mikrophon wird durch seine äquivalente akustische Federung F_M repräsentiert.

Der Innenwiderstand des Generators der OAE

Die Quelle, aus der die Meßsonde gespeist wird, hat eine zunächst unbekannte Quellimpedanz. Diese hat lineare und nichtlineare Anteile. Lineare Anteile sind die Impedanzen von Gehörgang, Mittelohrhöhlen und Mittelohr im Schallpegelbereich bis etwa 80 dB. Peisl [2] zeigt in seinen Untersuchungen, daß Imaginär- und Realteil der akustischen Eingangsimpedanz der von ihm verwendeten Cochleamodellierung pegelabhängig sind. Die von Zwicker [3] beschriebene spektrale Verschiebung der SEOAE deutet auf Wechselwirkungen mit dem Imaginärteil der akustischen Impedanz der Meßsonde hin. Um Anhaltspunkte über den Einfluß der akustischen Belastung des Gehörgangs durch die Meßsonde auf die Schallpegel der OAE zu gewinnen, wird eine Modellierung des Gehörs als ein lineares System Schallquelle mit Innenwiderstand durchgeführt. Deren Innenwiderstand entspricht der Eingangsimpedanz des Gehörs in der Öffnungsebene der Meßsonde.

Fig. 3 läßt sich entnehmen, daß die vereinfachte Modellierung durch einen akustischen Widerstand W_{GG} von $\frac{\rho c}{A_{GG}} = 8.2 \cdot 10^6 \frac{\text{N}}{\text{m}^2}$ und eine akustische Federung F_{GG} von $9.35 \cdot 10^{-12} \frac{\text{m}^5}{\text{N}}$ die gemessenen Eingangsimpedanz brauchbar nachbildet. Das komplexe Modell nach Zwislocki [4] und Gardener [1] liefert bezüglich des Imaginärteils keine genaueren Ergebnisse. Der Realteil des vereinfachten Modells ist für Frequenzen größer 1.3 kHz zu groß. In Fig. 4 A sind die Frequenzgänge der Druckübertragungsfunktionen zweier Meßsonden mit

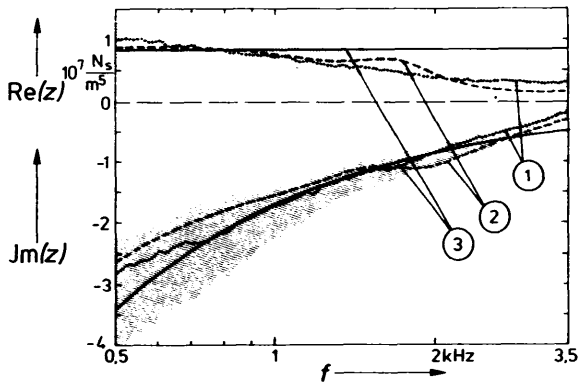


Fig. 3:
Eingangsimpedanz des Gehörs, Real- und Imaginärteil. ① Meßergebnisse (Zentralwert und Wahrscheinliche Schwankung). ② Berechnete Daten des Modells nach Zwislocki und Gardener. ③ Vereinfachtes Modell.

Resonanzfrequenzen von 1100 Hz (Sonde 1) und 2100 Hz (Sonde 2) dargestellt. ① und ② zeigen die für das freie Schallfeld berechneten Frequenzgänge von Sonde 1 und Sonde 2. ③ (Sonde 1) und ④ (Sonde 2) zeigen an der Modellierung nach [4] und [1] berechnete Frequenzgänge dieser Meßsonden. Fig. 4 B zeigt die Pegeldifferenz zwischen mit beiden Meßsonden an einer Versuchsperson gemessenen spontanen Emissionen. Darüber hinaus ist die Pegeldifferenz zwischen den beiden Sonden dargestellt, die sich aus der Berechnung an dem Modell (Fig. 4 A, ③ und ④) ergibt. Die Freifeldfrequenzgänge spiegeln sich nicht in den gemessenen Pegeldifferenzen wieder. Der Abfall des mit den Sonden meßbaren Schallpegels zu hohen Frequenzen zeigt, daß die Tiefpaßcharakteristik der Meßsonden erhalten bleibt. Die Resonanzfrequenz der Meßsonde nach Gl. 2 begrenzt den Meßbereich zu hohen Frequenzen. Die Resonanzüberhöhung wird durch die Quellimpedanz des Gehörgangs bedämpft.

Um die Resonanzüberhöhung des Helmholtzresonators in der Sonde zur Empfindlichkeitssteigerung bei der Messung von OAE zu nutzen, muß die Belastung des Gehörs durch die Sonde gering sein. Dies kann durch einen großen Kernwiderstand nach Gl. 1 des Resonators der Meßsonde erreicht werden. Es existiert ein Optimum für die Sondenhalssfläche, bei der die Bedämpfung des Resonators minimal ist. Die Halsfläche A_H , für die dieses Optimum erreicht wird, kann Gl. 5 entnommen werden. Gl. 5 wurde unter Verwendung des vereinfachten Modells nach Fig. 3 ③ hergeleitet. A_{GG} repräsentiert die Fläche des Gehörgangs.

$$A_H = \left(\frac{\mu\pi\omega_0}{2\rho} \right)^{1/3} \cdot \left(\frac{A_{GG}l_H}{c} \right)^{2/3} \quad (5)$$

Der resultierende Radius der Kanüle beträgt etwa 0.5 mm. Der Imaginärteil der Quellimpedanz ist in Gl. 5 nicht berücksichtigt. Die im Vergleich zu A_{GG} kleine Fläche A_H bewirkt, daß das Impedanzniveau des Gehörs im Vergleich zu dem der Sonde klein wird. Die Auswirkungen des Imaginärteils reduzieren sich auf eine geringe Verschiebung der Resonanzfrequenz der Sonde zu höheren Frequenzen hin.

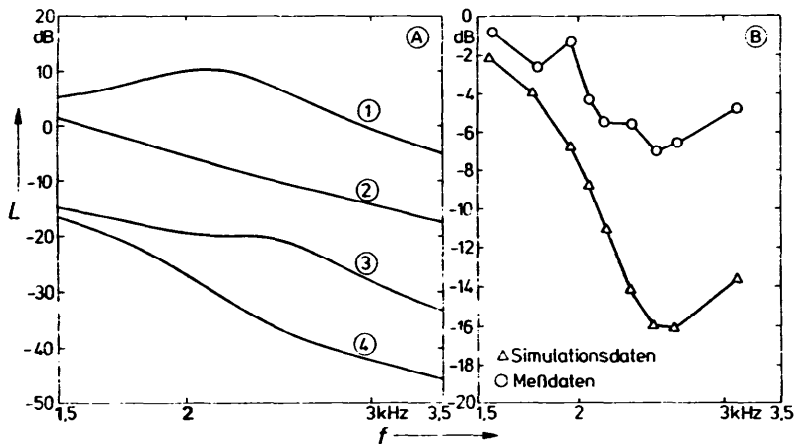


Fig. 4: (A) im freien Schallfeld und am Modell des Gehörs berechnete Frequenzgänge zweier Meßsonden. (B) Gemessene und berechnete Pegeldifferenzen von SOAE.

Das Rauschen des Gehörs

Anhand der gemessenen Impedanzwerte läßt sich der Schallintensitätsdichtepegel abschätzen, der unabhängig von Eigengeräuschen der Versuchsperson und des umgebenden Raumes vorhanden ist. Unter Verwendung der Nyquist-Formel für das thermische Rauschen eines Widerstands ergibt sich dieser Schallintensitätsdichtepegel zu

$$L_D = 10 \lg \left(\frac{4kT \frac{\rho c}{A_{GG}}}{P_a^2 H_s} \right) \text{ dB} + 94 \text{ dB} = -34.7 \text{ dB} \quad (6)$$

Kleinere Schallintensitätsdichtepegel als die in Gl. 6 berechneten -34.7 dB lassen sich ohne die Anwendung von Korrelationsverfahren nicht messen. Die besten derzeit zur Verfügung stehenden Mikrophone haben einen äquivalenten Rauschintensitätsdichtepegel von etwa -20 dB .

- [1] Gardener, M.B. und Hawley, M.S. Network representation of the external ear. *Journal of the Acoustical Society of America*, 52: 1620-1628, 1972.
- [2] Peisl, W. Beschreibung aktiver nichtlinearer Effekte der peripheren Schallverarbeitung des Gehörs durch ein Rechnermodell. Dissertation, Technische Universität München, 1989.
- [3] Zwicker, E. On the influence of acoustical probe impedance on evoked otoacoustic emissions. *Hearing Research*, 47: 185-190, 1990.
- [4] Zwislocki, J. Analysis of the middle-ear function. part I: input impedance. *Journal of the Acoustical Society of America*, 34: 1514-1523, 1962.