

Einfluss der Kalibriermethode auf Wachstumsfunktionen otoakustischer Verzerrungsprodukte

Manfred Mauermann und Birger Kollmeier

Medizinische Physik, Institut für Physik, Fakultät V, C.v.O Universität Oldenburg

Hintergrund und Fragestellung

Wachstumsfunktionen otoakustischer Verzerrungsprodukte (DPOAE) bieten viel versprechende Ansätze zur objektiven Vorhersage von Hörschwelle und Kompressionsverlust (Boege und Janssen, 2002; Gorga et al., 2003). Obwohl im Mittel über Versuchspersonen hierbei gute Resultate erzielt werden, sind die Abweichungen zwischen DPOAE-Schwelle und psychoakustischer Hörschwelle für individuelle Vorhersagen meist zu groß. Ein wesentlicher Grund hierfür ist wahrscheinlich die Interaktion mit der zweiten DPOAE-Quelle, die zu sehr starken Schwankungen des Verlaufs von DPOAE-Wachstumsfunktionen über die Frequenz führt (Mauermann und Kollmeier, 2004). Ein weiterer Grund für Abweichungen zwischen psychoakustisch bestimmter Schwelle und DPOAE-Schwelle kann das immer noch ungelöste Problem der korrekten Kalibrierung der Sondenlautsprecher im geschlossenen Gehörgang sein. Bei der in kommerziellen OAE-Messsystemen weit verbreiteten „Im-Ohr-Kalibrierung“ kommt es bei Frequenzen oberhalb von 2 kHz durch stehende Wellen zu deutlichen Abweichungen der Schalldruckpegel zwischen Sondenmikrofon und Trommelfell (z.B. Whitehead, 1995; Siegel 2002). Bei einer „Kupplerkalibrierung“ ist zwar das Referenzmikrofon an der Stelle des Trommelfells des Ohrsimulators platziert, d.h. es wird der Schalldruck am „Trommelfell“ des genormten Ohrsimulators kalibriert, dafür bleiben jedoch Eigenschaften des individuellen Gehörgangs unberücksichtigt. Ziel der vorliegenden Studie ist es zu untersuchen in welcher Art sich die Verwendung der beiden üblichen Kalibriermethoden in Unterschieden von DPOAE-Pegeln, DPOAE-Wachstumsfunktionen und abgeleiteten DPOAE-Schwellen (Boege und Janssen, 2002; Gorga et al., 2003) widerspiegelt.

Methoden

Versuchsaufbau und Durchführung der Messungen sind detailliert in Mauermann und Kollmeier (2004) beschrieben. Zusätzlich zu den dort beschriebenen Messungen von DPOAE-Wachstumsfunktionen mit Kupplerkalibrierung wurden für die vorliegende Studie in drei der normalhörenden Versuchspersonen DPOAE-Wachstumsfunktionen mit Im-Ohr-Kalibrierung gemessen. Die Messungen der DPOAE-Wachstumsfunktionen erfolgte für L_2 von 20 bis 80 dB SPL in 10 dB Schritten mit sehr hoher Frequenzauflösung (f_2 : 1500-4500 Hz, 18 Hz Schrittweite). Die Primärtonpegelkombinationen L_1 und L_2 wurden gemäß Pegelschere¹ gewählt (Kummer et al., 1998). Der Gesamtmessaufwand betrug pro Versuchsperson und Kalibriermethode ca. 6-7 Stunden.

Für die Kupplerkalibrierung wurde der Frequenzgang der an die Sonde angekoppelten Einsteckhörer in einem künstlichen Ohr für Einsteckhörer (B&K 4157) bestimmt. Der Pegel wurde an das individuelle Gehörgangsvolumen angepasst (siehe Mauermann und Kollmeier, 2004). Die individuelle Korrektur gegenüber dem Pegel im Kuppler war in allen Fällen kleiner als ± 2 dB. Als alternative Kalibriermethode der Lautsprecher wurde eine so genannte Im-Ohr-Kalibrierung durchgeführt, wie sie in den meisten kommerziellen OAE-Systemen zum Einsatz kommt. Hierbei wurden sowohl der Schalldruckpegel als auch der Frequenzgang der Lautsprecher mit Hilfe des Sondenmikrofons im vorderen Bereich des individuellen Gehörgangs bestimmt. Der Einfluss der Kalibrierung auf die eigentlichen Verzerrungsprodukte wird deutlich durch Effekte aus der Interaktion der zwei DPOAE-Quellen überlagert. Um diesen Kalibrierungseffekt möglichst unbeeinflusst zu beobachten wurde der Beitrag der zweiten kochleären DPOAE-Quelle (Reflexionskomponente) mit Hilfe der Methode der Latenzfensterung (Mauermann und Kollmeier, 2004) ausgeblendet. Die so erhaltenen, von der zweiten Quelle unbeeinflussten eigentlichen Verzerrungsproduktkomponenten (DCOAE²) weisen einen über die Frequenzen hinweg deutlich geglätteten Verlauf auf (Abb. 1). Demgegenüber zeigen DPOAE eine deutlich ausgeprägte Feinstruktur. Sowohl aus den DPOAE als auch den DCOAE-Wachstumsfunktionen wurden Schätzwerte für die Hörschwelle gewonnen. Dazu wurde an die über den Primärtonpegel L_2 aufgetragenen Verzerrungsproduktschalldrücke eine Gerade angefüttet. Der zu dem jeweiligen Verzerrungsproduktschalldruck von 0 μ Pa gehörende Primärtonpegel L_2 dient als Schwellenschätzer für f_2 . An die DPOAE-Wachstumsfunktionen werden hinsichtlich Qualität der Messung und Güte des Fit bestimmte Anforderungen gestellt um zur Hörschwellenschätzung herangezogen zu werden (siehe Boege und Janssen, 2002; Gorga et al., 2003). Mindestens drei Messpunkte einer Wachstumsfunktion müssen ein Signalrauschverhältnis besser als 6 dB aufweisen und für die angefüttete Gerade muss gelten, dass der Korrelationskoeffizient r^2 mindesten 0.8 ist, der Standardfehler des Fit muss kleiner als 10 μ Pa und die Steigung muss größer als 0.2 μ Pa/dB sein. Wurde mindestens eins dieser Kriterien für die Wachstumsfunktion bei einer Frequenz nicht erfüllt ist der entsprechende Datenpunkt in den Abbildungen 4 und 5 nicht dargestellt bzw. als Unterbrechung in den Datenkurven zu erkennen.

¹ $L_1 = 0,4 \cdot L_2 + 39$ dB

² DCOAE stellen damit den Beitrag dar, der im wesentliche aus dem primären Verzerrungsproduktquellbereich der Koehlea stammt, d.h. aus dem Bereich des maximalen Überlapps der Erregung der beiden Primärtöne auf der Basilarmembran nahe f_2 .

Ergebnisse: Die Unterschiede der DCOAE-Pegel aus Messungen mit den beiden Kalibriermethoden liegen in der Größenordnung von ± 5 dB (siehe Abb.1).

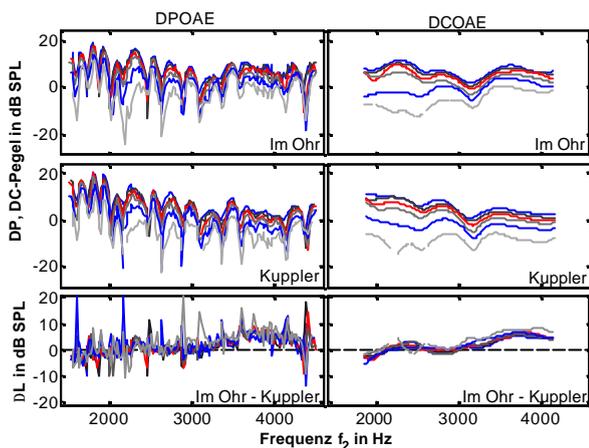


Abbildung 1 (a) DP-Gramme (DPOAE-Pegel aufgetragen über f_2) mit hoher Frequenzauflösung von unten nach oben für L_2 von 30 bis 80 dB SPL in 10 dB Schritten für Im-Ohr-Kalibrierung - ausgelassene Punkte in der Darstellung kennzeichnen Messpunkte mit einem Signal/Rauschverhältnis von weniger als 6 dB, (b) wie (a) nur für Kupplerkalibrierung. (c) die Differenz der DPOAE-Pegel zwischen Im-Ohr und Kupplerkalibrierung, (d), (e) die aus den DPOAE Daten der linken Abbildungen extrahierten DCOAE und (f) deren Differenz zwischen den unterschiedlich kalibrierten Messungen. Alle Daten VP

Über die Versuchspersonen hinweg ist im Vergleich zwischen den beiden Kalibriermethoden kein klarer Trend der DPOAE/DCOAE-Pegel über die Frequenzen hinweg festzustellen. Die für die beiden Kalibriermethoden gemessenen DPOAE-Pegel weisen bei einzelnen Frequenzen jedoch Unterschiede von bis zu 20 dB auf. Diese Unterschiede resultieren aus geringfügigen pegelabhängigen Verschiebungen der DPOAE-Feinstruktur. Insbesondere im Bereich von Feinstruktur-Minima kann dies zu deutlichen Pegeldifferenzen zwischen den gegeneinander verschobenen Mustern führen (siehe Abb. 2).

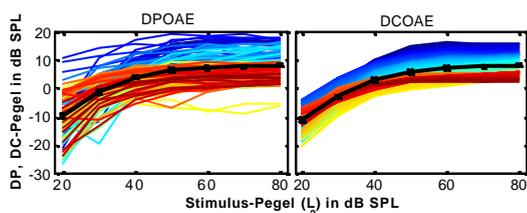


Abbildung 2 DPOAE-Wachstumsfunktionen (links) und DCOAE-Wachstumsfunktionen (rechts) aus den gleichen DPOAE-Messungen gewonnen (VP: IT rechtes Ohr). Die Frequenzen sind von tiefen zu hohen Frequenzen farblich von blau, über grün und gelb nach rot kodiert. Für DCOAE-Wachstumsfunktionen erkennt man kontinuierliche Veränderungen über die Frequenzen während sich für DPOAE-Wachstumsfunktionen eine eher unsortierte Abfolge zeigt und die Wachstumsfunktionen oftmals deutliche Einbrüche aufweisen. Die dicken schwarzen Linien zeigen die mittlere Wachstumsfunktion über alle Frequenzen.

Diese ausgeprägten Pegeldifferenzen sind also ein Kombinationseffekt aus der Interaktion der beiden DPOAE-Quellen, die zur Ausbildung der Feinstruktur führt und den Abweichungen der Primärtonpegel, die aus den un-

terschiedlichen Kalibriermethoden resultieren und durch die es dann zu pegelabhängigen Verschiebungen der Feinstruktur kommen kann (siehe z.B. Mauermann et al., 1997). Im Gegensatz zum DPOAE/DCOAE-Pegel liefert die Schwellenschätzung aus DCOAE Wachstumsfunktionen einen für alle drei Versuchspersonen ähnlichen Trend. Die Schwellenschätzungen liegen oberhalb von 3 kHz für Messungen mit Kupplerkalibrierung um ca. 5-10 dB höher als für Messungen mit Im-Ohr-Kalibrierung (Abb. 3).

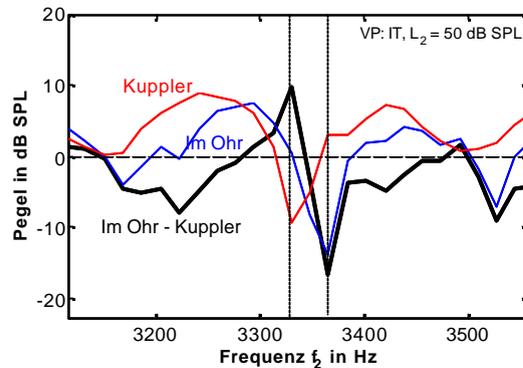


Abbildung 3 Ausschnitte aus einem DP-Gramm mit Kupplerkalibrierung gemessen (rote Linie) und im gleichem Ohr für die gleichen Messparameter mit Im-Ohr-Kalibrierung gemessen (blaue Linie). Die Differenz der resultierenden DPOAE-Pegel (dicke schwarze Kurve) ist bei den Frequenzen besonders groß bei denen es zu einer Verschiebung der Feinstrukturminima gekommen ist (siehe senkrechte Linien zur Orientierung).

Die Schwellenschätzungen aus den DPOAE-Wachstumsfunktionen weisen den gleichen Trend auf. Die Variation der Schwellenschätzer über die Frequenz aufgrund der Interaktion der zwei DPOAE-Quellen ist hier jedoch deutlich größer als die Abweichungen durch die unterschiedliche Kalibrierung (Abb. 4).

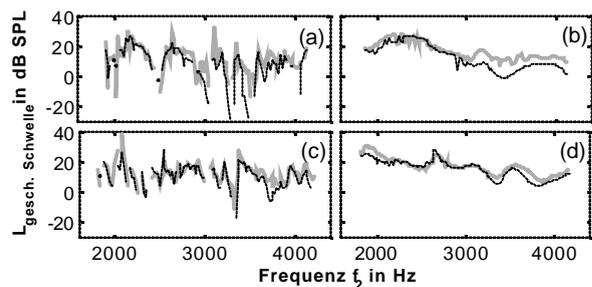


Abbildung 4 Beispiele für Schwellenschätzungen aus DPOAE-Wachstumsfunktionen [(a) und (c)] und Schwellenschätzungen aus den zugehörigen DCOAE-Wachstumsfunktionen [(b) und (d)]. (a) und (b), VP: AP rechtes Ohr, (c) und (d), VP: MO rechtes Ohr

Dies gilt in ähnlicher Weise auch für die Steigung der and die Wachstumsfunktionen angefitzten Geraden (Abb. 5).

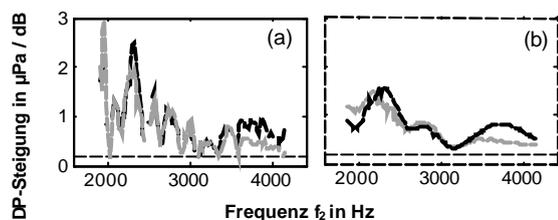


Abbildung 5 Beispiel für den Verlauf der Steigung über die Frequenz der an die DPOAE-Wachstumsfunktionen (a) bzw. an die DCOAE-Wachstumsfunktionen (b) angepassten Geraden. VP- AP rechtes Ohr

Diskussion und Schlussfolgerungen: Die verwendete Kalibrieremethode ist für die absoluten Pegel von DCOAE mit Abweichungen von ± 5 dB relevant und führt für die Im-Ohr-Kalibrierung oberhalb von 3 kHz zu einer systematisch höheren Schwellenschätzung als für Messungen mit Kupplerkalibrierung. Dabei zeigt die Abweichung der Schwellenschätzung aus DCOAE für alle drei Versuchspersonen einen ähnlichen Trend und ist deutlich geringer als die starken Variationen der Schwellenschätzung aus DPOAE (welche auf die Interaktion der zwei DPOAE-Quellen zurückzuführen ist).

Damit kann die Wahl der Kalibrierung in bestimmten Frequenzbereichen zwar ggf. als Grund für systematische Abweichungen zwischen psychoakustischen und aus DPOAE-Wachstumsfunktionen vorhergesagten Schwellen angesehen werden, kann aber kaum die beobachtete große Streuung der Daten (Boege und Janssen, 2002; Gorga et al., 2003) erklären. Die Streuung dieser Daten ist eher auf die starken Variationen der Schwellenvorhersage aus DPOAE-Wachstumsfunktionen (Abb. 4) und damit auf die Interaktion der zwei DPOAE-Komponenten zurückzuführen. Die Verwendung von DCOAE anstelle von DPOAE-Wachstumsfunktionen zur Schwellenvorhersage ist deshalb sinnvoll. Der zur Durchführung einer Latenzfensterung benötigte Messaufwand ist für die klinische Anwendung jedoch deutlich zu hoch. Speziell für die Anwendbarkeit der Hörschwellenvorhersage aus Wachstumsfunktionen otoakustischer Verzerrungsprodukte erscheint daher die Entwicklung von Mess- und Auswertemethoden zur Bestimmung getrennter DPOAE-Komponenten mit akzeptablem Messaufwand derzeit noch wichtiger als die Entwicklung einer optimierten Kalibrierung.

Danksagung

Diese Arbeit wurde gefördert durch die Deutsche Forschungsgemeinschaft, DFG – Ko 942/11-3.

Literatur

- Boege, P., und Janssen, T. (2002). „Pure-tone threshold estimation from extrapolated distortion product otoacoustic emission I/O-functions in normal and cochlear hearing loss ears,“ *J. Acoust. Soc. Am.* **111**, 1810-1818.
- Gorga, M. P., Neely, S. T., Dorn, P. A., und Hoover, B. M. (2003). „Further efforts to predict pure-tone thresholds from distortion product otoacoustic emission input/output functions.“ *J. Acoust. Soc. Am.* **113**, 3275-3284.
- Kummer, P., Janssen, T., und Arnold, W. (1998). „The level and growth behavior of the $2f_1-f_2$ distortion product otoacoustic emission and its relationship to auditory sensitivity in normal hearing and cochlear hearing loss,“ *J. Acoust. Soc. Am.* **103**, 3431-3444.
- Mauermann, M., Uppenkamp, S., und Kollmeier, B. (1997). „Periodizität und Pegelabhängigkeit der spektralen Feinstruktur von Verzerrungsprodukt-Emissionen,“ *Audiol. Akustik* **36**, 92-104
- Mauermann, M. und Kollmeier, B. (2004). „Distortion product otoacoustic emission (DPOAE) input/output functions and the influence of the second DPOAE source.“ *J. Acoust. Soc. Am.* **116**, 2199-2212.
- Siegel, J. H. (2002). „Calibrating Otoacoustic Emission Probes,“ in *Otoacoustic Emissions - Clinical Applications*, 2nd ed., edited by M. S. Robinette and T. J. Glatke. (Thieme New York, Stuttgart), 416-438
- Whitehead, M.L., Stagner, B.B., Lonsbury-Martin, B.L., Martin G.K. (1995). „Effects of ear-canal standing waves on measurements of distortion-product otoacoustic emissions.“ *J. Acoust. Soc. Am.* **98**, 3200-3214.