

# Probleme bei der Kalibrierung von Ohrsonden zur Messung von Distorsionsprodukten otoakustischer Emissionen

Jörg Müller, Johann A. Oswald, Thomas Janssen

Labor für experimentelle Audiologie, HNO-Klinik, Klinikum rechts der Isar der Technischen Universität München

**Zusammenfassung** Die vorliegende Arbeit hat zum Ziel, einen Überblick über gebräuchliche Kalibriermethoden bei Ohrsonden und die damit verbundenen Fehlerquellen zu geben (Siegel 2002). Zudem werden Auswirkungen der Kalibrierung auf die Messung von Distorsionsprodukten otoakustischer Emissionen (DPOAE) beschrieben und Verbesserungsansätze aufgezeigt.

Ziel der Sonden-Kalibrierung ist es, einen definierten Schalldruckpegel am Trommelfell zu erzeugen. Ein einfacher Zusammenhang zwischen Spannung am Lautsprecher und Schalldruckpegel am Trommelfell ist zunächst aufgrund des lastabhängigen Frequenzgangs der Lautsprecher und der interindividuell unterschiedlichen Trommelfellimpedanz nicht gegeben. Die Ermittlung des Schalldrucks am Trommelfell ist von den genannten Einflüssen abhängig und soll durch die Kalibrierung ausgeglichen werden.

Es sind unterschiedliche Kalibrierverfahren im Einsatz (Whitehead et al. 1995), wobei das gebräuchlichste Verfahren die Im-Ohr-Kalibrierung darstellt. Bei konstanter Spannung am Schallsender wird der Schalldruck am Mikrofon der sich im äußeren Gehörgang befindlichen Sonde gemessen. Aufgrund des Leitungscharakters des Gehörgangs kommt es zur Ausbildung stehender Wellen durch Überlagerung der ausgesandten und am Trommelfell reflektierten Welle und damit zu Abweichungen zwischen dem Schalldruck am Mikrofon und am Trommelfell. Zur Kompensation kann ein Modell verwendet werden, das bei gemessener Gehörgangslänge und Trommelfellimpedanz die Differenzen zwischen Schalldruck am Trommelfell und am Sondenmikrofon schätzt und diese ausgleicht. Allerdings ist die Bestimmung der erforderlichen Parameter mit Schwierigkeiten verbunden, so dass keine vollständige Korrektur zu erwarten ist.

Bei der Konstant-Spannungs-Kalibrierung wird im Gegensatz zur vorherigen Methode nicht direkt im Ohr kalibriert, sondern an einem Referenzkuppler der Schalldruckpegel am Kupplermikrofon bei gegebener Ausgangsspannung bestimmt. Diese Kurve wird als Referenzkurve verwendet und zur Anpassung an das individuelle Gehörgangsvolumen entsprechend verschoben. Fehlerquellen sind der interindividuell unterschiedliche Frequenzgang zwischen Gehörgang und Kuppler und die bei der Messung im Kuppler aufgenommenen  $\lambda/2$ -Resonanzen, die im Ohr je nach Gehörgangslänge bei anderen Frequenzen liegen und in der Amplitude unterschiedlich stark ausgeprägt sein können. Der Vorteil dieses Verfahrens liegt darin, dass Einflüsse von Minima aufgrund stehender Wellen bei der Erfassung des Schallpegels am Ohrsimulatormikrofon keine Rolle spielen und damit im Vergleich zur Im-Ohr-Kalibrierung Abweichungen vom Nominalpegel im Frequenzbereich bis etwa 5 kHz kleiner sein sollten.

Korrespondierender Autor:

Dipl.-Ing. Jörg Müller

Labor für experimentelle Audiologie

HNO-Klinik

Klinikum rechts der Isar der

Technischen Universität München

Ismaninger Straße 22

81675 München

Tel. +49 (0)89 4140 6078

Fax +49 (0)89 4140 4971

E-Mail: [jmueller@rcs.ei.tum.de](mailto:jmueller@rcs.ei.tum.de)

Letztendlich hat die Kalibriermethode einen erheblichen Einfluss auf die DPOAE-Messung, da die Primärtöne  $L_1$  und  $L_2$  individuell unterschiedlich stark von ihrem Sollwert abweichen und damit eine Veränderung des DPOAE-Pegels auslösen können. Im Besonderen ist bei Verwendung der Pegelschere ( $L_1 = 0,4L_2 + 39$ ) als Reizparadigma (Janssen et al. 1995; Kummer et al. 2000) eine erhöhte Variabilität in den Wachstumsfunktionen zu erwarten. Eine Anregung des Ohres mit einem definierten Schalldruckpegel am Trommelfell ist daher zur fundierten Analyse der evozierten Emissionen unerlässlich.

Um diesem Ziel näher zu kommen, müssen insbesondere Kompensationsmodelle für die Im-Ohr-Kalibrierung weiterentwickelt und im praktischen Einsatz untersucht werden. Die Konstant-Spannungs-Kalibrierung sollte durch Verwendung unterschiedlicher Referenzkurven und Auswahl einer Kurve abhängig von der gemessenen Gehörgangslänge zu besseren Ergebnissen führen. In diesem Zusammenhang ist die Entwicklung einer Evaluierungsmethode für Messungen im Gehörgang erforderlich, um die Qualität der Kalibrierverfahren möglichst genau abschätzen zu können.

**Schlüsselwörter**

Kalibrierung  
Im-Ohr-Kalibrierung  
Konstant-Spannungs-Kalibrierung  
stehende Welle  
Trommelfellimpedanz  
Gehörgangslänge  
Distorsionsprodukte otoakustischer Emissionen

# Problems with calibration of ear probes for measuring distortion product otoacoustic emissions

Jörg Müller, Johann A. Oswald, Thomas Janssen

Labor für experimentelle Audiologie, HNO-Klinik, Klinikum rechts der Isar der Technischen Universität München

**Abstract** *The intention of this article is to give a survey on ear probe calibration methods (Siegel 2002) and their fundamental problems. Moreover, the influence on the measurement of distortion product otoacoustic emissions (DPOAE) is described and ideas to improve calibration are presented.*

*The main goal of ear probe calibration is to generate a defined sound pressure level at the ear drum. Voltage at the loudspeaker is not functionally linked to sound pressure level at the eardrum due to the dependency of loudspeaker output level on the attached load impedance which differs individually. Main influencing factors are ear canal volume and ear drum impedance. Ear probe calibration is necessary to compensate for these impacts.*

*There are two major kinds of calibration methods (Whitehead et al. 1995). The most common calibration procedure is the in-the-ear adjustment strategy. Given a constant voltage at the loudspeaker, you measure the sound pressure at the ear probe microphone which is situated somewhere in the outer ear canal. The sound pressure level at the ear drum differs, dependent on the frequency, substantially from the measured sound pressure level at the microphone because of standing waves which result from the superposition of in-going and reflected waves. Especially at frequencies in the range of 3 to 7 kHz there*

could be fundamental deviations from the expected ear drum sound pressure level due to cancellations at the microphone place. These differences could exceed 20 dB SPL. Therefore, network models are useful to compensate for these effects. These models predict the differences between the sound pressure level at the microphone and at the ear drum on the basis of measurements of certain parameters as ear canal length and ear drum impedance. Indeed, the estimation of difference is very difficult, because the measurement of the required parameters is due to several side effects in the ear quite complex and thus imprecise. All in all, no complete correction will be possible.

Another calibration method is the constant voltage calibration, which measures the transfer function within a reference coupler and not within the ear. The sound pressure level is measured at the coupler microphone given a defined input voltage at the ear probe loudspeaker. This curve is used as reference transfer function and is shifted according to the individual ear canal volume. The advantage over the in-the-ear calibration is that the coupler microphone is located at the ear drum position, that means at the end of the coupler, so that there are no effects due to standing wave minima. Sources of error are deviations between the individual ear canal and the coupler transfer function. Further on,  $\lambda/2$ -resonances which are measured in the ear coupler could deviate from resonance frequencies in a real ear. Also, the amplitude of the resonance could differ enormously between coupler and ear.

The main advantage of this calibration strategy is the irrelevance of standing wave minima at the ear probe microphone place, so that the difference between assumed and real sound pressure level at the ear drum should be lower than with in-the-ear calibration in a frequency range up to about 5 kHz.

Considering all the additional undesirable effects in real ears, which were described above and which falsify the sound pressure level at the ear drum depending on the calibration method, it is apparent that calibration has a strong influence on DPOAE measurements, which are dependent on the primary tone level setting. The two primary tone levels  $L_1$  and  $L_2$  could deviate differently from their demand value, because they are located at different frequencies. Thus the optimal DPOAE amplitude, resulting from an ideal stimulus level setting (scissor paradigm:  $L_1 = 0,4L_2 + 39$  – Janssen et al. 1995; Kummer et al. 2000) will be changed. This results in a calibration-dependent varying course of the DPOAE growth function. Therefore, the calibration strategy has to be improved in order to assure a reliable acquisition and evaluation of DPOAE data, which is important for further trustworthy diagnostic conclusions.

To improve the in-the-ear calibration strategy it is necessary to develop reliable compensation models and test their quality in real ears. Further on, constant voltage calibration could possibly be enhanced by using various reference curves and chose one of these dependent on ear canal length measurement. Moreover, it is important to think of methods for evaluating the quality of a particular calibration strategy when used in real ears, since it is not easily possible to measure the sound pressure level at the ear drum. Subjective comparative tests could be helpful to solve this problem.

**Key words**

calibration  
in-the-ear calibration  
constant voltage calibration  
standing wave  
eardrum impedance  
ear canal length  
distortion product otoacoustic emissions

## Einleitung

Messungen von Distorsionsprodukten otoakustischer Emissionen (DPOAE) sind in der klinischen Diagnostik von großer Bedeutung, da sie die Möglichkeit bieten, Hörschädigungen objektiv zu erfassen. Eine zuverlässige und über viele Versuchspersonen hinweg vergleichbare Erfassung der Messergebnisse ist für eine qualitativ hochwertige Auswertung zwingend erforderlich. Dies setzt voraus, dass personenunabhängig ein definierter Schalldruckpegel am Trommelfell erzeugt werden kann. Nur bei bekanntem Anregungssignal lassen sich die Messergebnisse korrekt interpretieren und vergleichen.

Diese Forderung ist allerdings mit den heutzutage gebräuchlichen Ohrsonden und Kalibriermethoden nicht zu erfüllen. Zunächst besteht das Problem, dass eine definierte Spannung am Lautsprecher nicht direkt mit einem bestimmten Pegel am Lautsprecher gleich zu setzen ist. Dies ist durch die Lastabhängigkeit der Miniatur-Schallsender bei der im Gehörgang platzierten Ohrsonde begründet. Ein Sondenlautsprecher sollte zunächst als eine Schallflussquelle mit Innenimpedanz interpretiert werden, welcher abhängig von der

dahinter angekoppelten Abschlussimpedanz eine entsprechende Schalldruckverteilung erzeugt. Der am Trommelfell erzeugte Schalldruck ist insbesondere von der Trommelfellimpedanz und dem Übertragungsverhalten des Gehörgangs abhängig. Eine einfache Freifeldvermessung der Lautsprecher mit einem kalibrierten Mikrofon ist daher bei Ohrsonden nicht sinnvoll. Eine Anpassung an die individuellen Eigenschaften des Ohres muss mittels einer Kalibrierung erfolgen. Das Ziel der Kalibrierung ist, bei gegebener Eingangsspannung am Lautsprecher, den Schalldruck am Trommelfell möglichst genau zu schätzen. Dazu werden unterschiedliche Kalibrierverfahren verwendet. Die Methoden und die damit jeweils verbundenen Probleme sollen im Folgenden im Überblick erläutert werden. Zudem werden anschließend Auswirkungen auf die DPOAE-Messung und mögliche Verbesserungen der Kalibriermethoden diskutiert.

## Kalibriermethoden und ihre Probleme

Zunächst werden zwei in der Literatur beschriebene Kalibrierverfahren (*Whitehead et al. 1995*) und die damit jeweils einhergehenden Probleme aufgezeigt.

Abb. 1: Schematische Darstellung der Funktionsweise der Im-Ohr-Kalibrierung. Links: Schema der Messanordnung bei Im-Ohr-Kalibrierung – Ohrsonde (2 Lautsprecherkanäle, 1 Mikrofonkanal) in Gehörgang platziert. Rechts oben: zeitliche Darstellung des am Lautsprecher anliegenden Spannungsverlaufs (frequenzmodulierter Sinus). Rechts unten: zeitliche Darstellung des am Mikrofon aufgezeichneten und verstärkten Antwortsignals (Überlagerung des Eingangssignals mit dem am Trommelfell reflektierten Signal).

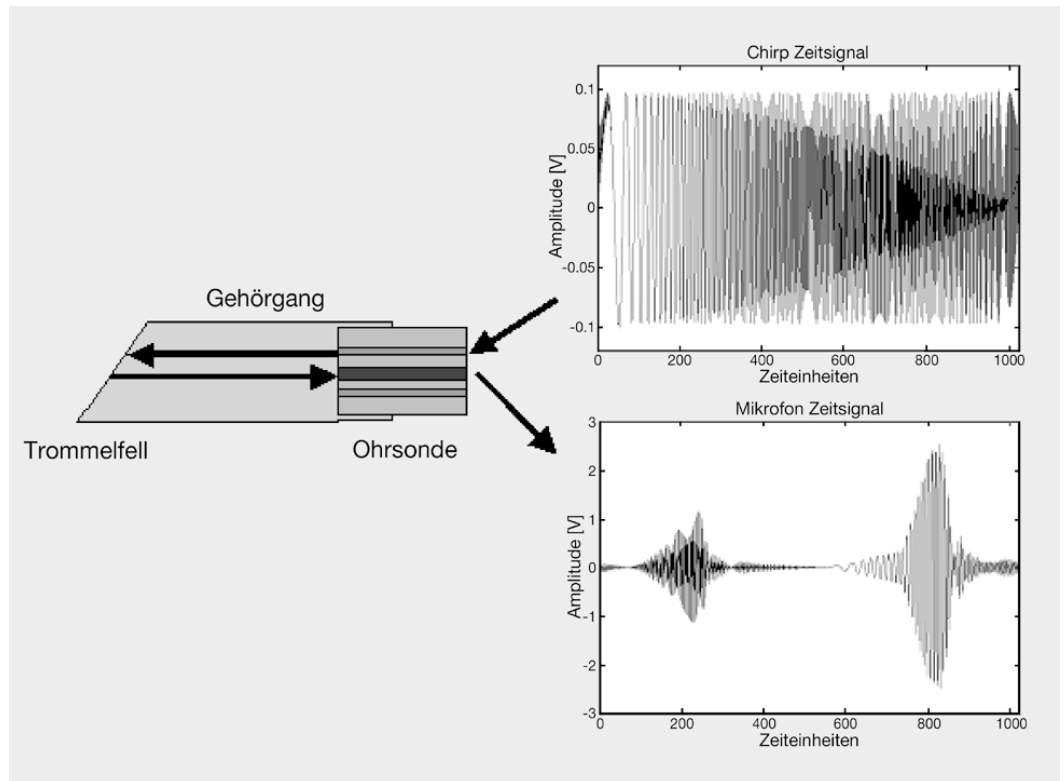


Fig. 1: Schematical presentation of the in-the-ear calibration procedure – left: measurement setup for the in-the-ear calibration – ear probe (2 loudspeakers, 1 microphone) placed in the outer ear canal; right, at the top: time signal presented at the loudspeaker (frequency modulated sine signal) – right, at the bottom: amplified time signal recorded at the microphone (superposition of the input signal and the signal reflected from the eardrum)

### a) Im-Ohr-Kalibrierung

Die gebräuchlichste Kalibrierstrategie stellt die Methode der Im-Ohr-Kalibrierung dar, welche bei konstanter Eingangsspannung am Lautsprecher den Schalldruckverlauf am Mikrofon der sich im äußeren Gehörgang befindlichen Sonde misst. Wünschenswert wäre eine Messung des Schalldrucks in unmittelbarer Nähe zum Trommelfell (Siegel 1994), da davon auszugehen ist, dass der Schalldruck an diesem Ort den adäquaten Reiz für den weiteren Hörvorgang des Probanden darstellt. Die Platzierung einer Ohrsonde oder eines Mikrofons in unmittelbarer Nähe zum Trommelfell ist jedoch sehr schwierig, zeitaufwändig und für den Probanden unter Umständen schmerzhaft. Somit ist für die klinische Routine nur eine Platzierung der Ohrsonde in unbekannter Entfernung zum Trommelfell möglich, was zu den im nachfolgenden erläuterten Problemen und letztendlich zu frequenzabhängig unterschiedlich stark ausgeprägten Abweichungen vom Sollpegel führt. Der Ablauf der Im-Ohr-Kalibrierung ist schematisch in Abbildung 1 dargestellt.

Es wird ein frequenzmoduliertes Sinussignal konstanter Scheitelspannung am Lautsprecher ausgegeben und das aus der Überlagerung des zum Trommelfell hinlaufenden und des am Trommelfell reflektierten Signals hervorgehende Antwortsignal am Mikrofon der Ohrsonde gemessen. Das im Zeitbereich gemessene Antwortsignal wird anschließend mit einer Fourier-Transformation in den Frequenzbereich abgebildet. Daraus kann unter Bezugnahme auf das Anregungssignal die Übertragungsfunktion berechnet werden. Wird die Übertragungscharakteristik des Mikrofons und dessen Empfindlichkeit mit berücksichtigt, so erhält man letztendlich die individuelle Übertragungsfunktion in dB SPL/Volt. Daraus kann die erforderliche Spannung für einen gewünschten Ausgangspegel berechnet werden. Zunächst wird vereinfachend die Messung der Übertragungsfunktion bei Positionierung der Ohrsonde in einer Spritzenkanüle betrachtet, wobei der Abstand vom Abschluss der Spritze bis zum Mikrofon etwa 2 cm beträgt. In Abbildung 2 ist der in einer Spritze aufgenommene Schalldruckverlauf bei definierter Lautsprechereingangsspannung von 0,1 V unter Verwendung einer ER-10C-Ohrsonde (Etymotic Research) dargestellt. Es sind ein stark ausgeprägtes Minimum bei etwa 4 kHz und zwei deutliche Maxima (Leitungsresonanzen) bei ca. 8,8 und 17,3 kHz zu erkennen. Deren Entstehung aufgrund des stehenden-Welle-Effekts soll nachfolgend beschrieben werden.

Stehende Wellen entstehen durch Überlagerung einer hin- und einer rücklaufenden Welle, z. B. bei zwei Sinussignalen mit gleicher Frequenz und gegensätzli-

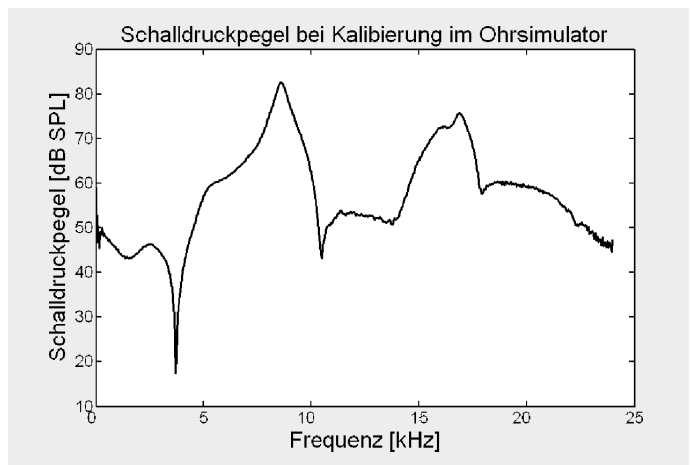


Abb. 2: Schalldruckpegel am Mikrofon der Ohrsonde bezogen auf die Lautsprechereingangsspannung und unter Verwendung einer ER-10C-Ohrsonde. Die Messung erfolgte in einer Spritze mit einem Längenabstand vom Abschluss der Spritze zum Mikrofon von 2 cm.

Fig. 2: Sound pressure level at the ear probe microphone related to the loudspeaker input voltage using an ER-10C ear probe. The measurement was achieved in a syringe with a distance from the ending of the syringe to the ear probe microphone of 2 cm.

cher Laufrichtung. Dies geschieht bei Signalen, die an einem schallharten Abschluss vollständig und ohne Phasendrehung reflektiert werden (siehe Abbildung 3).

Im Folgenden wird das Trommelfell zunächst vereinfachend als ideal schallhart angenommen, was in der Realität allerdings nur näherungsweise der Fall ist. Zusätzliche Effekte, die bei nicht ideal schallhartem Abschluss auftreten können, werden anschließend erläutert. Für die Im-Ohr-Kalibrierung bedeutet dies zunächst, dass sich stehende Wellen durch die Superposition von ausgesandtem und am Trommelfell reflektiertem Signal ergeben. Dabei entstehen im Abstand von  $\lambda/4$  (mit Periodizität von  $\lambda/2$ ) vor dem schallharten Abschluss Minima, während am hier als schallhart angenommenen Trommelfell stets ein maximaler Schalldruck auftritt. Deshalb kommt es im Bereich von Schwingungsknoten der stehenden Welle zu erheblichen Abweichungen zwischen dem Schalldruck am Mikrofon und am Abschluss. Resonanzen bei  $\lambda/2$  treten bei ideal schallhartem Abschluss sowohl am Mikrofon als auch am Trommelfell auf und stellen daher zunächst kein Problem für die Pegelmessung dar.

Betrachtet man das Reflexionsverhalten des Trommelfells genauer, so erkennt man, dass sowohl der Impedanzbetrag als auch die Phasendrehung am Trommelfell frequenzabhängig ist (siehe Abbildung 4) und

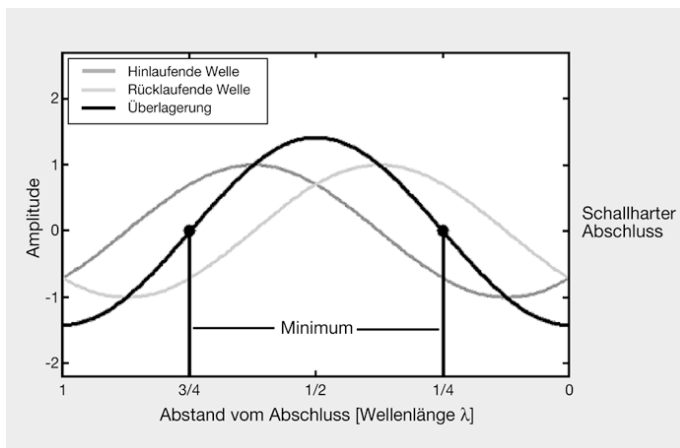


Abb. 3: Darstellung der Entstehung stehender Wellen – dunkelgrau: von Schallquelle ausgegebenes Sinussignal, hellgrau: an schallhartem Abschluss vollständig reflektiertes Sinussignal, schwarz: aus Überlagerung von hin- und zurücklaufender Welle entstehendes Signal (stehende Welle). Die Punkte kennzeichnen die Stellen, an denen sich Schwingungsknoten (konstante Nulldurchgänge) bei der stehenden Welle ergeben. Bei  $0$ ,  $\lambda/2$  und  $\lambda$  befinden sich im dargestellten Bereich die Maxima.

Fig. 3: Illustration of the synthesis of standing waves – dark grey line: sine signal transmitted by the acoustic source; light grey line: completely reflected sine signal at a rigid ending; black line: resulting superposition of the two sound waves (standing wave). The points mark the locations where there are nodes (constant zero points) of the standing wave. The maxima of the standing wave are located at  $0$ ,  $\lambda/2$  and  $\lambda$  for the plotted range.

nicht der ideal schallharten Situation entspricht. So ist der Betrag der Impedanz endlich und die Phasendrehung insbesondere bei Frequenzen oberhalb 5 kHz deutlich größer  $0^\circ$ . Dadurch entstehen zusätzliche Effekte, die im Folgenden beschrieben werden sollen.

Bei einer endlichen Impedanz, wie sie am Trommelfell vorhanden ist, wird nur ein Teil der Energie reflektiert, was für den Vorgang des Hörens zwingend notwendig ist. Dadurch können keine kompletten Auslöschungen mehr entstehen, so dass im Vergleich zu einem ideal schallharten Abschluss geringere Fehler bei der Pegelmessung im Bereich der durch stehende Wellen verursachten Minima auftreten. Insbesondere bei Frequenzen zwischen 3 und 7 kHz (je nach Gehörgangslänge) können durch destruktive Interferenzen am Mikrofon dennoch Schalldruckpegelunterschiede zwischen Sonden- und Trommelfellposition von 20 dB SPL entstehen. Des Weiteren führt der zusätzliche Phasenversatz bei Frequenzen über etwa 5 kHz dazu, dass am Sondenmikrofon höhere Pegel als am Trommelfell auftreten können und sich die Maxima bei geringeren Abständen wie  $\lambda/2$  befinden. Dies führt ebenfalls zu Fehlern in der Pegelschätzung und zu einer Verschiebung der Maxima zu höheren Frequenzen (siehe Abbildung 5).

Zur Berechnung der Leitungseffekte kann ein Netzwerk-Modell aufgebaut werden, das die Möglichkeit der Umsetzung akustischer Vorgänge in elektrische Elemente, wie Widerstände, Kapazitäten und Induktivitäten ausnutzt. Dies ist unter der Annahme möglich, dass die Querschnitte der Schalleiter im relevanten

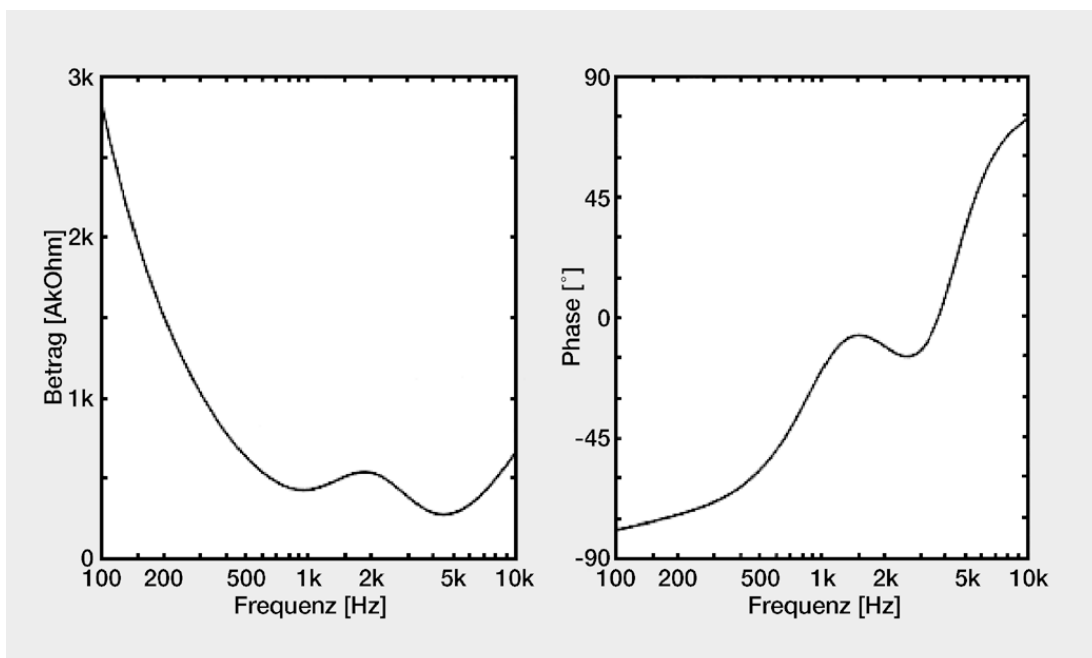


Abb. 4: Betrag und Phase der Trommelfellimpedanz nach einem Modell von Shaw und Stinson (1981, vgl. Letens 1988).

Fig. 4: Absolute value and phase of the eardrum impedance according to a model by Shaw and Stinson (Shaw and Stinson 1981, compare Letens 1988).

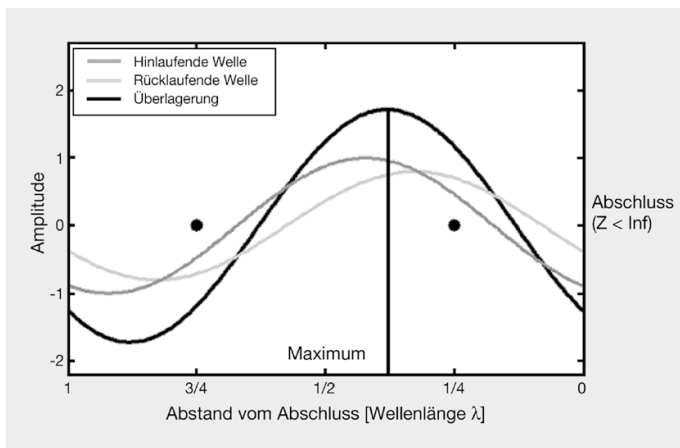


Abb. 5: Stehende Welle bei nicht schallhartem Abschluss ( $Z < \infty \rightarrow$  Amplitude der reflektierten Welle: 80 %, Phasendrehung:  $90^\circ$ ) – dunkelgrau: von Schallquelle ausgegebenes Sinussignal, hellgrau: an nicht ideal schallhartem Abschluss reflektiertes Sinussignal, schwarz: aus Überlagerung von hin- und zurücklaufender Welle entstehendes Signal (stehende Welle). Die senkrechte Linie kennzeichnet das erste Maximum bei einem Abstand vom Abschluss von weniger als  $\lambda/2$ . Die Punkte kennzeichnen die jetzt nicht mehr vorhandenen Nulldurchgänge bei  $\lambda/4$  und  $3\lambda/4$ .

Fig. 5: Standing wave at a partly reflecting ending ( $Z < \infty \rightarrow$  amplitude of the reflected wave: 80%, phase shift:  $90^\circ$ ) – dark grey line: sine signal transmitted by the acoustic source; light grey line: partly reflected sine signal at a non-rigid ending; black line: resulting superposition of the two sound waves (standing wave). The vertical line marks the first maximum at a distance to the ending smaller than  $\lambda/2$ . The points mark the now not any more existing nodes at  $\lambda/4$  and  $3\lambda/4$ .

Frequenzbereich (bis 10 kHz) klein gegenüber der Wellenlänge sind und damit in guter Näherung mit ebenen Wellen zu rechnen ist. Diese elektroakustische Analogie erlaubt eine einfache mathematische Handhabung. Mit vertretbarem Aufwand können damit die komplexen akustischen Vorgänge bei der Messung in einem realen Ohr allerdings nur näherungsweise abgebildet werden. Ein Netzwerk-Modell kann dazu verwendet werden, die Differenzen zwischen Schalldruck am Trommelfell und am Sondenmikrofon abzuschätzen, um diese ausgleichen zu können. Die benötigten Parameter sind im Wesentlichen die Gehörgangslänge und die Trommelfellimpedanz. Die Bestimmung der Gehörgangslänge erfolgt mit Hilfe eines  $\lambda/4$ -Detektors (Fröstl 2001), der aufgrund der Lage des geschätzten  $\lambda/4$ -Minimums auf die Länge des Gehörgangs schließt (siehe Abbildung 6). Als Parameter für die Minimumsuche kann dabei neben Einflussgrößen, wie Temperatur und Abschlussimpedanz, die Fenstergröße angegeben werden, die für die Suche nach einem lokalen Minimum

benutzt wird. Aus den daraus resultierenden errechneten lokalen Minima kann dann manuell dasjenige ausgewählt werden, das für den Benutzer mit größter Wahrscheinlichkeit dem  $\lambda/4$ -Minimum entspricht. Der Zusammenhang zwischen Gehörgangslänge  $l$  und der Frequenz  $f_n$  der Minima ist dabei wie folgt gegeben:

$$f_n = (2n+1) \frac{c}{4l}$$

$n$ : Ordnung des Minimums,  $n \geq 0$ ;  
 $c$ : Schallgeschwindigkeit

Unter der Voraussetzung eines schallharten Abschlusses ist die Gehörgangslängenschätzung relativ einfach und genau. Versuche bei Verwendung einer Spritze als simuliertem Gehörgang mit schallhartem Abschluss ergaben Abweichungen von Längenprädiktion zu tatsächlicher Länge von weniger als 1 mm. Unter Einflussnahme des nicht ideal schallharten Trommelfells wird die manuelle Bestimmung des Minimums und die Zuordnung von Frequenz zu korrespondierender Gehörgangslänge allerdings wesentlich schwieriger, da die Ausprägung des Minimums weniger deutlich und die genaue Position des Minimums (nicht mehr exakt bei  $\lambda/4$ ) durch den Phasenversatz am Trommelfell beeinflusst wird. Güteangaben für das reale Ohr liegen nicht vor, da die Länge des realen Gehörgangs nicht tatsächlich gemessen werden konnte. Ein weiterer nicht einfach bestimmbarer Einflussparameter ist die Temperatur, die im Gehörgang bei eingesteckter Ohrsonde im Verlauf einer längeren Messung schwanken kann. Diese wirkt sich auf die Schallgeschwindigkeit und damit auch direkt auf die Längenberechnung aus. Die Größenordnung der Verfälschung der Längenschätzung durch Temperatureinflüsse ist jedoch relativ gering und beträgt etwa 0,2 % pro Grad Celsius Temperaturveränderung.

Des weiteren soll nun der zweite wesentliche Parameter für die Modellierung der Vorgänge im realen Ohr, die Schätzung der Abschlussimpedanz des Trommelfells, betrachtet werden. Für die Trommelfell-Impedanzmessung (siehe Abbildung 7) ist die Admittanz  $Y_0$  und der Schallfluss  $q_0$  der Ohrsonde von Bedeutung. Um diese zwei unbekannt Parameter bestimmen zu können, müssen zwei Messungen an bekannten Lastabschlüssen (schallhart: z. B. Spritze, schallweich: z. B. offenes Ende) durchgeführt werden. Sind die Quellparameter bekannt, so kann die Messung an einer unbekannt Lastadmittanz  $Y_X$  durchgeführt werden.

Die Impedanzmessungen sind allerdings sehr komplex und insbesondere die Phaseninformation war bei Testmessungen mit einer ER-10C-Ohrsonde nicht sinn-

Abb. 6: Oberfläche zur halbautomatischen Bestimmung der Gehörgangslänge über die Detektion des Minimums der stehenden Welle. Einstellbare Parameter sind das angenommene Modell der Abschlussimpedanz (schallhart, nach Modell von Shaw/Stinson und nach Modell von Hudde/Engel), die Anzahl der durchgeführten Mittelungen bei der Messung, die Temperatur und die Fensterbreite für die Detektion eines lokalen Minimums in der Schalldruckpegelkurve (Fröstl 2001).

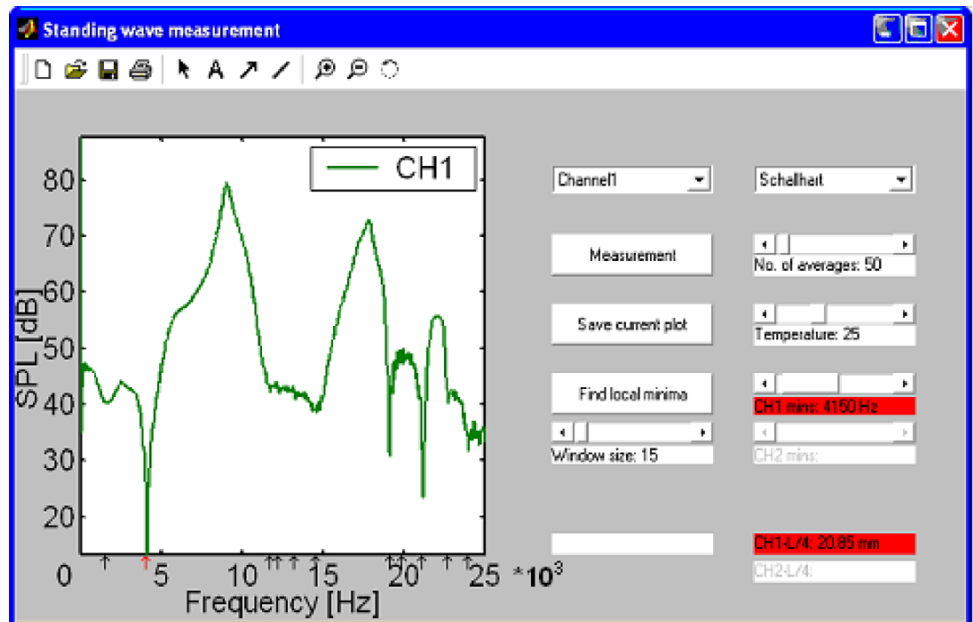


Fig. 6: User interface for a partly automatic ascertainment of the individual ear canal length by detecting the minimum of the standing wave. Adjustable parameters are the assumed model of the terminating impedance of the ear canal (rigid ending, model by Shaw/Stinson, and by Hudde/Engel), the number of averages for the measurement, the temperature, and the window width for the local minimum detection window (Fröstl 2001).

voll rekonstruierbar (Fröstl 2001). Die bislang in Studien (Keefe et al. 1992; Hudde et al. 1999) durchgeführten Impedanzmessungen wurden meist mit speziellen Messköpfen durchgeführt, deren komplexer Aufbau nicht für die Messung von DPOAE und für den klinischen Einsatz geeignet ist. Deshalb bieten sich mittlere Trommelfellimpedanzen nach Modellen von Shaw und Stinson (1981; vgl. Letens 1988) oder Hudde und Engel (1998) als Ersatzlösung an. Sind nun Gehörgangslänge und Abschlussimpedanz bekannt, kann der Fehler bei der Pegelschätzung am Mikrofon berechnet werden. Da allerdings die Messungen der Gehörgangsparameter mit Schwierigkeiten verbunden sind und durch die Verwendung von Modellen keine individuellen Besonderheiten der Trommelfellimpedanz berücksichtigt werden, ist keine vollständige Korrektur zu erwarten. Wie gut solche Netzwerkmodelle bei Messungen im Ohr funktionieren, lässt sich schwer abschätzen, da bislang keine qualitativ aussagekräftigen Kontrollmessungen vorliegen.

## b) Konstant-Spannungs-Kalibrierung

Die zweite gebräuchliche Kalibrier-Methode stellt die Konstant-Spannungs-Kalibrierung dar. Im Gegensatz zur Im-Ohr-Kalibrierung wird nicht direkt individuell im Ohr kalibriert, sondern eine an einem Referenzkupppler (z. B. Brüel & Kjær Ohrsimulator Typ 4157) aufgenommene Kalibrierkurve (siehe Abbildung 8) hinterlegt.

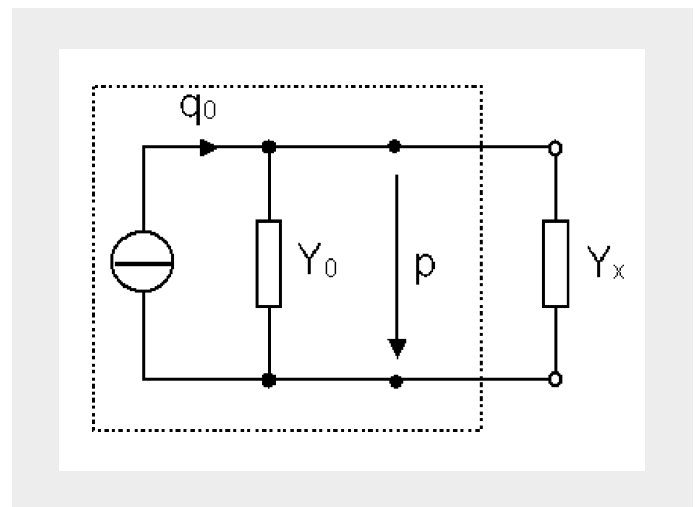


Abb. 7: Elektrisches Ersatzschaltbild für die akustische Impedanzmessung –  $q_0$ : Schallfluss,  $Y_0$ : Admittanz der Quelle,  $p$ : Schalldruck, gemessen am Sondenmikrofon,  $Y_x$ : Last- bzw. Abschlussadmittanz (Trommelfell, Gehörgang) (Lodwig 1997).

Fig. 7: Equivalent circuit diagram for the acoustical impedance measurement –  $q_0$ : sound energy flux,  $Y_0$ : source admittance,  $p$ : sound pressure measured at the ear probe microphone,  $Y_x$ : load admittance (eardrum, ear canal) (Lodwig 1997).



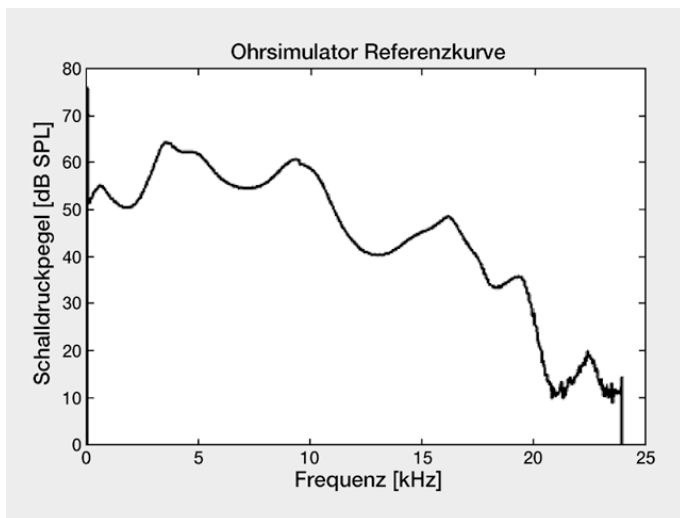


Abb. 8: Schalldruckpegel am Mikrofon des Ohrsimulators Brüel & Kjær 4157 bei gegebener Ausgangsspannung von 0,1 V am Lautsprecher der Ohrsonde ER-10C.

Fig. 8: Sound pressure level at the ear simulator (Brüel & Kjær 4157) microphone at a given voltage of 0,1 V at the ear probe (ER-10C) loudspeaker.

Diese Kurve wird als Referenzkurve verwendet. Der Vorteil liegt darin, dass sich das Sondenmikrofon bei der Schallpegelmessung an der »Trommelfellposition« am Ende des Kupplers befindet und dadurch die Minima aufgrund von Schwingungsknoten bei stehenden Wellen am Ort des Sondenmikrofons keinen Einfluss auf die Kalibrierung haben. Zusätzlich lässt sich eine Anpassung an das individuelle Gehörgangsvolumen durchführen. Eine Änderung im Gehörgangsvolumen bei konstanter Gehörgangslänge lässt sich für niedere Frequenzen näherungsweise durch eine Parallelverschiebung der Schalldruckpegelkurve bei konstanter Lautsprecherspannung beschreiben. Die Anpassung erfolgt, indem man die hinterlegte Referenzkurve mit einer im Ohr aufgenommenen Kurve bei einer Frequenz, die nicht von Schwingungsknoten bei stehenden Wellen beeinflusst werden sollte (z. B. bei 1 kHz), vergleicht und den im Kuppler aufgenommenen Referenz-Schalldruckpegelverlauf auf den Schalldruckpegelwert der im realen Gehörgang aufgezeichneten Kurve bei dieser Frequenz verschiebt. Mit dieser Vorgehensweise kann das Gehörgangsvolumen relativ gut ausgeglichen werden. Versuche bei unterschiedlichen Sondenpositionen im Ohrsimulator und Messung des Pegels am Kupplermikrofon bestätigen diese Vorgehensweise.

Eine Fehlerquelle bei diesem Verfahren ist der interindividuell unterschiedliche Frequenzgang zwischen realem Gehörgang und Kuppler. Für Frequenzen bis etwa 4 kHz sollte eine gute Übereinstimmung zwischen

dem Übertragungsverhalten von realem Gehörgang und Ohrsimulator vorliegen. Damit sind in diesem Frequenzbereich nur sehr geringe Pegelfehlschätzungen zu erwarten. Speziell bei Frequenzen über etwa 4 kHz wird jedoch für gewöhnlich die Impedanz des realen Ohres nur unzureichend nachgebildet. Zudem werden bei Messungen im Kuppler  $\lambda/2$ -Resonanzen mit in die Referenzkurve aufgenommen. Die Resonanzen können im Ohr jedoch je nach Gehörgangslänge bei anderen Frequenzen liegen und in der Amplitude unterschiedlich stark ausgeprägt sein.

Der entscheidende Vorteil der Konstant-Spannungs-Strategie liegt darin, dass Minima aufgrund stehender Wellen bei der Aufzeichnung am Ohrsimulatormikrofon keine Rolle spielen und daher die Abweichungen im unteren Frequenzbereich bis etwa 5 kHz geringer sein sollten als bei der Im-Ohr-Kalibrierung (Whitehead et al. 1995).

### c) Vergleich von Im-Ohr- und Konstant-Spannungs-Kalibrierung

Ein schematischer Vergleich der Abweichungen bei der vorgestellten Verfahren findet sich in Abbildung 9. Es gilt darauf hinzuweisen, dass dies eine schematische Darstellung ist, welche die Größenordnungen der auftretenden Pegelfehlschätzungen darlegt. Individuell kann diese Kurve quantitativ abweichen und z. B. das Maximum der Pegelfehlschätzung bei Im-Ohr-Kalibrierung abhängig von der Gehörgangslänge bei einer anderen Frequenz liegen.

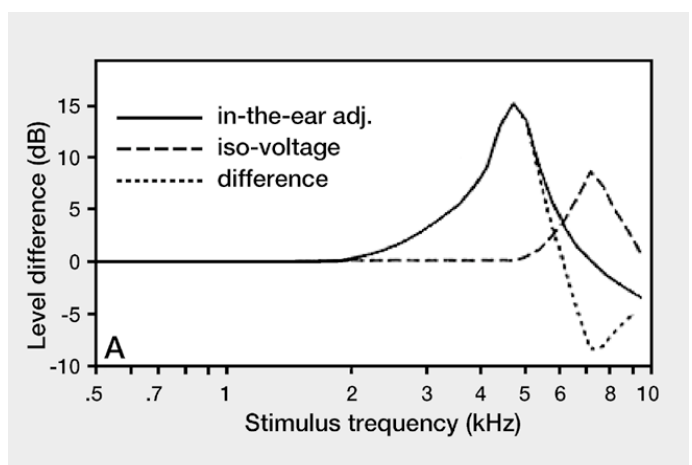


Abb. 9: Schematischer Vergleich der Pegelabweichung vom Sollpegel bei Im-Ohr- und Konstant-Spannungs-Kalibrierung (Whitehead 1995).

Fig. 9: Schematic comparison of the deviation between actual and target sound pressure level for in-the-ear and constant-voltage calibration (Whitehead 1995).

Es ist zu erkennen, dass die Pegelabweichung bei der Im-Ohr-Kalibrierung zwischen 3 und 7 kHz besonders stark ist und 20 dB betragen kann. Geringere Abweichungen im oberen Frequenzbereich entstehen durch die Phasenverschiebung und den damit einhergehenden Effekt eines im Vergleich zum Trommelfellpegel höheren Pegels am Sondenmikrofon. Für die Konstant-Spannungs-Kalibrierung lässt sich abschließend festhalten, dass größere Fehler im oberen Frequenzbereich durch abweichende Reflektanz von Kuppel und Ohr entstehen. Zudem verfälschen aufgezeichnete  $\lambda/2$ -Resonanzen im Frequenzbereich ab etwa 5 kHz die Pegeldarstellung. Dieser Effekt ist in Abbildung 9 nicht visualisiert, da bei diesem Vergleich eine Konstant-Spannungs-Kalibrierung mit fester Ausgangsspannung aufgrund des flachen Frequenzgangs der dort verwendeten ER-2-Lautsprecher gewählt wurde und damit keine tatsächlich gemessene Funktion hinterlegt wurde.

### Einfluss von Pegelfehlschätzungen auf die DPOAE-Messung: Fallbeispiel

Beide Verfahren sind fehlerbehaftet und liefern im Allgemeinen keine exakte Pegelschätzung am Trom-

melfell. Diesen Umstand muss man sich bei DPOAE-Messungen vor Augen halten. Die Kalibrieremethode hat einen erheblichen Einfluss auf die DPOAE-Messung (Siegel und Hirohata 1994; Siegel und Dreisbach 1995), da die bei unterschiedlichen Frequenzen dargebotenen Primärtonpegel  $L_1$  und  $L_2$  unterschiedlich stark von ihrem Sollwert abweichen können. Damit kann das optimale Reizparadigma (Pegelschere: Janssen et al. 1995; Kummer et al. 2000), welches maximale DPOAE-Amplituden hervorruft, verfälscht werden. Dies führt zu einer Veränderung der DPOAE-Wachstumsfunktion, welche lediglich bei optimalen Stimulusreizen und bei Übereinstimmung von realen und nominalen Schalldruckpegelwerten zur weiteren objektiven Analyse benutzt werden sollte. Abweichungen der realen von den nominalen Schalldruckpegeln der beiden Primärtöne  $L_1$  und  $L_2$  bei gleichzeitiger Einhaltung des optimalen Reizparadigmas führen zu einer Verschiebung der DPOAE-Wachstumsfunktion entlang der  $L_2$ -Achse (siehe Abbildung 10). Zusätzlich auftretende Abweichungen vom optimalen Reizparadigma führen zu einer verringerten DPOAE-Amplitude. Es gilt hierbei noch zu erwähnen, dass das optimale Reizparadigma interindividuell unterschiedlich sein kann. Die Pegelschere stellt lediglich ein für die Im-Ohr-Kalibrierung über viele Personen gemittelt Optimum dar.

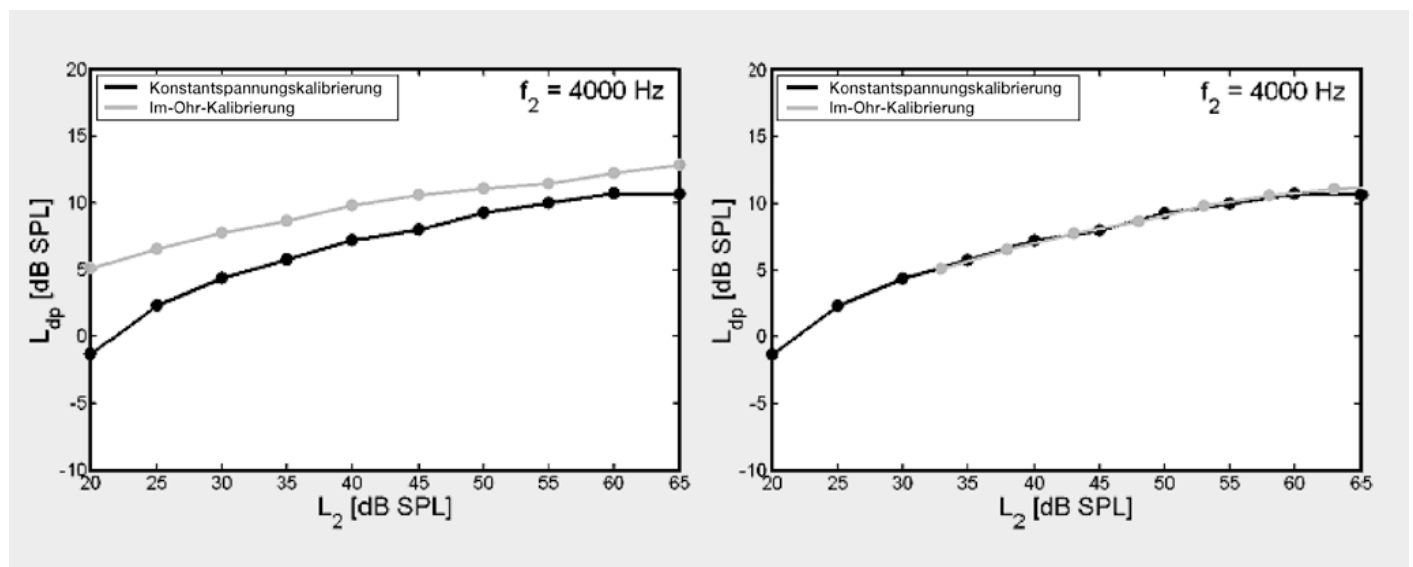


Abb. 10: Messung von DPOAE-Wachstumsfunktionen bei 4 kHz für Konstant-Spannungs-Kalibrierung (schwarz) und Im-Ohr-Kalibrierung (grau) bei Person mit geschätzter Gehörgangslänge von etwa 22 mm ( $\rightarrow$  Minimum der stehenden Welle befindet sich im Bereich um 4 000 Hz). Links: Original DPOAE-Wachstumsfunktionen. Rechts: DPOAE-Wachstumsfunktion bei Im-Ohr-Kalibrierung um 13 dB SPL entlang der  $L_2$ -Achse verschoben.

Fig. 10: Measurement of DPOAE growth functions at 4 kHz with constant-voltage calibration (black) and in-the-ear calibration (grey) at a subject with an estimated ear canal length of 22 mm ( $\rightarrow$  Minimum of the standing wave is located around 4000 Hz) – left: original DPOAE growth functions; right: DPOAE growth functions with the function measured with in-the-ear-calibration shifted 13 dB SPL along the  $L_2$  axis.

Man erkennt, dass bei der mit Im-Ohr-Kalibrierung gemessenen DPOAE-Wachstumsfunktion deutlich höhere Emissionsamplituden im Vergleich zur Messung mit Konstant-Spannungs-Kalibrierung vorliegen, was auf methodische Ursachen zurückzuführen sein muss, da DPOAE-Messungen bei konstantem SONDENSITZ sehr zuverlässig sind und nicht in diesem Ausmaße schwanken. Es liegt deshalb die Vermutung nahe, dass abhängig von der Kalibriermethode unterschiedliche Anregungspegel die Ursache für die verschiedenen starken Emissionspegel sind. Weshalb diese Annahme hier gerechtfertigt scheint, soll nun erklärt werden. Die Messung erfolgte bei  $f_2 = 4$  kHz. Im Bereich dieser Frequenz sollte bei der vermessenen Versuchsperson ein deutliches durch eine stehende Welle verursachtes Minimum vorliegen. Diese Annahme ergibt sich aus der zuvor durchgeführten Gehörgangslängenschätzung. Die erhöhten Emissionspegel bei der Im-Ohr-Kalibrierung lassen sich dann durch eine für beide Primärtöne effektiv zu hohe Pegeldarbietung erklären. Diese fehlerhafte Darbietung entsteht durch einen im Vergleich zum Trommelfellschalldruck zu niedrigen bei der Kalibrierung gemessenen Schalldruckpegel am Sondenmikrofon, der durch einen Schwingungsknoten einer stehenden Welle in der Messebene verursacht wird. Man erkennt, dass bei Verschiebung der mit Im-Ohr-Kalibrierung gemessenen DPOAE-Wachstumsfunktion um 13 dB SPL entlang der  $L_2$ -Achse, diese DPOAE-Wachstumsfunktion in die DPOAE-Kurve bei Konstant-Spannungs-Kalibrierung übergeht.

Prinzipiell stellt sich die Situation so dar, dass eine optimale Kombination von Spannungswerten an den Sondenlautsprechern abhängig von individuellen Eigenschaften des äußeren Gehörgangs und der Mittelohrimpedanz zum adäquaten Reiz für die Cochlea und somit für die Auslösung der DPOAE werden. Die Kalibrierung bildet diesen Vorgang in entsprechend generierte Quantitäten von  $L_2$  ab. Unterschiedliche Kalibrierungen können somit bei gleicher Eingangsspannung am Lautsprecher zu unterschiedlichen nominalen  $L_2$  führen. Die retrograd emittierten DPOAE werden unabhängig von der Art der Kalibrierung jeweils mit demselben Sondenmikrofon erfasst und auf identische Weise in Schalldruck umgerechnet.

Insgesamt lässt sich festhalten, dass Pegelfehlerdarbietungen die interindividuelle Vergleichbarkeit verschlechtern und zu fehlerhaften Auswertungen, z. B. bei der extrapolierten Hörschwelle (Boege und Janssen 2002) führen. Deshalb ist eine Verbesserung der Kalibriermethodik unbedingt anzustreben, um eine zuverlässigere Auswertung und interindividuell bessere Vergleichbarkeit von DPOAE-Daten zu gewährleisten.

## Ausblick

Beide Kalibrierstrategien bieten noch Möglichkeiten zur Verbesserung. Insbesondere müssen Kompensationsmodelle für die Im-Ohr-Kalibrierung weiterentwickelt und im praktischen Einsatz untersucht werden. Das Hauptaugenmerk sollte auf der Verbesserung der Impedanzmessung liegen, um wesentliche Fortschritte in der Qualität dieses Kalibrierverfahrens erzielen zu können, wenngleich die bisherigen Ergebnisse nahelegen, dass die Impedanzparameter und vor allem die Phaseninformation mit einer herkömmlichen Sonde nur schwer zu ermitteln sind.

Zudem kann die Konstant-Spannungs-Kalibrierung durch die Verwendung unterschiedlicher Referenzkurven für verschiedene Gehörgangslängen verbessert werden. Die Auswahl einer Kurve erfolgt nach gemessener Gehörgangslänge im Ohr. Damit sollte der Einfluss von aufgezeichneten  $\lambda/2$ -Resonanzen geringer werden und eine Verbesserung der Pegeldarbietung im Frequenzbereich über 5 kHz erzielt werden.

Des Weiteren ist die Entwicklung einer Evaluierungsmethode für Messungen im Gehörgang vonnöten, um die Qualität der Kalibrierverfahren zur Prädiktion des Trommelfellschalldrucks besser abschätzen zu können. Messungen direkt am Trommelfell sind zu aufwändig, gefährlich und unangenehm für den Probanden. Deshalb könnten psychoakustische Verfahren (Neely und Gorga 1998) Verwendung finden. Zum Beispiel kann mittels Vergleich der jeweils mit Ohrsonde und freifeldentzerrtem Lautsprecher (Kopfhörer) bestimmten Hörschwelle der Fehler an der Sonde bestimmt werden. Wenn man davon ausgeht, dass der Pegel am Kopfhörer korrekt ist und die Hörschwelle ausreichend genau bestimmt werden kann, ist es möglich durch Bildung der Differenz der Schalldruckpegel an der Hörschwelle, die Abweichung des Ohrsonden-Sollpegels vom real vorhandenen Pegel zu bestimmen.

## Literatur

- Boege P, 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 (4): 1810–1818
- Fröstl M (2001) Erarbeitung eines Kalibrierverfahrens für einfache Ohrsonden. Diplomarbeit, Technische Universität München, Fakultät für Elektrotechnik
- Hudde H, Engel A (1998) Measuring and Modeling Basic Properties of the Human Middle Ear and Ear Canal. Part I-III. *Acustica* 84: 720–738, 894–913, 1091–1109
- Hudde H, Engel A, Ludwig A (1999) Methods for estimating the sound pressure at the eardrum. *J Acoust Soc Am* 106 (4): 1977–1992

- Janssen T, Kummer P, Arnold W (1995) Wachstumsverhalten der Distorsionsproduktemissionen bei kochleäre Hörstörungen. *Otorhinolaryngol Nova* 5: 34–46
- Keefe DH, Ling R, Bulen JC (1992) Method to measure acoustic impedance and reflection coefficient. *J Acoust Soc Am* 91 (1): 470–485
- Kummer P, Janssen T, Hulin P, Arnold W (2000) Optimal  $L_1$ - $L_2$  primary tone level separation remains independent of test frequency in humans. *Hearing Res* 146 (1): 47–56
- Letens U (1988) Über die Interpretation von Impedanzmessungen im Gehörgang anhand von Mittelohr-Modellen. Dissertation, Ruhr-Universität Bochum, Fakultät für Elektrotechnik
- Lodwig A (1997) Ein System zur Anpassung von Hörgeräten: Messtechnik, patientenbezogene Modellierung, Optimierung der Komponenten. Dissertation, Ruhr-Universität Bochum, Fakultät für Elektrotechnik
- Neely ST, Gorga MP (1998) Comparison between intensity and pressure as measures of sound level in the ear canal. *J Acoust Soc Am* 104 (5): 2925–2934.
- Shaw EAG, Stinson MR (1981) Network concepts and energy flow in the human middle-ear. *J Acoust Soc Am, Supplement* 1, 69: 43
- Siegel JH (1994) Ear-canal standing waves and high-frequency sound calibration using otoacoustic emission probes. *J Acoust Soc Am* 95 (5): 2589–2597
- Siegel JH, Dreisbach LE (1995) Optical placement of a probe tube in the occluded human ear canal. *Abstr Assoc Res Otolaryngol* 18: 119
- Siegel JH, Hirohata ET (1994) Sound calibration and distortion product otoacoustic emissions at high frequencies. *Hearing Res* 80 (2): 146–152
- Siegel JH (2002) Calibrating Otoacoustic Emission Probes. In: Robinette MS, Glattke TJ (eds.) *Otoacoustic Emissions – Clinical Applications* (second edition). Thieme Verlag, New York: 416–441
- Whitehead ML, Stagner BB, Lonsbury-Martin BL, Martin GK (1995) Effects of ear-canal standing waves on measurements of distortion-product otoacoustic emissions. *J Acoust Soc Am* 98 (6): 3200–3214



*Dipl.-Ing. Jörg Müller: Geboren 1976. Studium der Elektro- und Informationstechnik von 1997 bis 2002 an der Technischen Universität München. Seit 2002 wissenschaftlicher Angestellter am Labor für Experimentelle Audiologie der HNO-Klinik des Klinikum Rechts der Isar in München. Forschungsschwerpunkt: Distorsionsprodukte otoakustischer Emissionen und ihre Anwendbarkeit in der audiologischen Diagnostik.*

*Dipl.-Ing. Jörg Müller: Born 1976. Studies in electrical engineering and information technologies between 1997 and 2002 at the Technische Universität München. Since 2002 academic employee at the experimental audiology laboratory of the ENT department at the Klinikum Rechts der Isar in Munich. Main research activity: distortion product otoacoustic emissions and their applicability in audiological diagnostics.*