

Untersuchungen zur Knochenleitungs-Stimulation von otoakustischen Distorsionsprodukten

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

¹ Physikalisch-Technische Bundesanstalt, 38116 Braunschweig

² International Graduate School of Metrology, 38106 Braunschweig

E-Mail: makram.a.zebian@ptb.de

Einleitung

Distorsionsprodukt-Otoakustische Emissionen¹ (DPOAEs) bieten eine attraktive Möglichkeit zur frequenzabhängigen Differentialdiagnose von Hörstörungen. Die Stimulation von DPOAEs erfolgt konventionell über Luftleitung (*air conduction*: AC) mit den zwei Miniaturlautsprechern einer DPOAE-Sonde. Eine interessante und bislang wenig untersuchte Variante stellt die Stimulation von DPOAEs über Knochenleitung (*bone conduction*: BC) dar. Diese Stimulationsart könnte diagnostisch vorteilhaft sein: Bei der BC-Stimulation erreichen die Stimuli auch im Falle einer erheblichen Schallleitungs-Schwerhörigkeit das Innenohr, im Gegensatz zur AC-Stimulation, mit nur geringer Abschwächung.

Obwohl mittels zweier piezoelektrischer Wandler über Knochenleitung stimulierte otoakustische Distorsionsprodukte (BCDPOAEs) bereits nachgewiesen wurden [2], konnte sich diese Stimulationsart nicht durchsetzen. Dies liegt unter anderem daran, dass die Kalibrierung der Knochenleitungshörer (BC-Hörer) aufwendig ist und dass die Eigenschaften der in [2] verwendeten Wandler unbekannt sind. Um Intermodulationsverzerrungen der Stimuli innerhalb eines einzelnen Hörers auszuschließen, müssen außerdem zwei BC-Hörer verwendet werden. Diese auf das selbe Mastoid aufzusetzen, ist praktisch nicht realisierbar. Eine kontralaterale Darbietung des zweiten Primärtons kann dieses Problem lösen, allerdings gelangt dieser mit einem Pegel, der um die interaurale Überhördämpfung schwächer ist, an die zu untersuchende Cochlea.

Da es für BCDPOAEs keinerlei Reizparadigmen gibt, wurde diese Stimulationsart in dieser Studie mit unterschiedlichen Pegeln und Frequenzen untersucht. Sowohl die Frequenzabhängigkeit des DPOAE-Pegels (DP-Gramme) als auch die Wachstumsfunktionen (IO-Gramme) wurden mittels BC-Stimulation gemessen. Im Gegensatz zu den in [2] verwendeten BC-Hörern erfolgten die Messungen mit kommerziell erhältlichen Knochenleitungshörern, deren Eigenschaften wohlbekannt sind.

Methodik

Fünf Versuchspersonen (VP: 2 männlich, 3 weiblich) zwischen 24 und 36 Jahren nahmen an der Pilotstudie teil. Das einzige Kriterium für die Auswahl der Probanden war der Nachweis von DPOAEs (über Luftleitung) mit dem

kommerziellen Messsystem „HearID“ (*Mimosa Acoustics*) mit der Standardeinstellung (Primärtonpegel: 65 dB SPL und 55 dB SPL). Bei allen Versuchspersonen wurde das linke Ohr untersucht.

Alle Messungen über Luftleitung wurden mit dem *HearID* durchgeführt. Dagegen erfolgten die Messungen über Knochenleitung mittels eines MATLAB-programmierten Forschungsmessplatzes, der die Signalausgabe mit einem programmierbaren Abschwächer über eine externe Soundkarte steuert. Zur Darbietung der Signale wurde je ein BC-Hörer (*Radioear B71*) auf beide Mastoide (ipsilateral und kontralateral) aufgesetzt, und mit der Messsonde (*Etymotic Research ER-10C*) wurde das kubische Distorsionsprodukt (DP) im ipsilateralen Gehörgang gemessen. Die relativ geringe Überhördämpfung über BC (< 15 dB) erlaubte diese Vorgehensweise.

Die BC-Stimulation wurde in dB HL kalibriert. Da erstere in dieser Studie ohne kontralaterale Vertäubung erfolgte, wurden ebenfalls ohne Vertäubung ermittelte, äquivalente Knochenleitungs-Bezugshörschwellen (RETVFL: *Reference equivalent threshold vibratory force level*) aus [3] verwendet². Der erste Primärton (f_1) wurde dem ipsilateralen und der zweite Primärton (f_2) dem kontralateralen Ohr dargeboten. Das Frequenzverhältnis (f_2/f_1) beider Reiztöne betrug für alle Untersuchungen 1,2. Die Messung der DPOAE bei der BC-Stimulation wurde mit einem Gehörgangssimulator nach IEC 60711 in dB SPL kalibriert.

DP-Gramme wurden bei der AC-Stimulation mit jeweils gleichen Primärtonpegeln $L_{AC1} = L_{AC2}$ in dB SPL bei unterschiedlichen Schalldruckpegeln aufgenommen. Bei der BC-Stimulation wurden die Pegel mit $L_{BC1} = L_{BC2}$ in dB HL eingestellt. Das Paradigma $L_{BC1} = L_{BC2}$ entsprach dabei dem Vorgehen in [2]. In ähnlicher Weise wurden IO-Gramme für die Frequenzen $f_2 = 1, 2, \text{ und } 4 \text{ kHz}$ bei einem Reizpegel von $L_{AC1} = 55 \text{ dB SPL}$ bzw. $L_{BC1} = 55 \text{ dB HL}$ untersucht. Dabei wurde der zweite Reizpegel L_{AC2} bzw. L_{BC2} von 26 bis 54 dB (SPL bzw. HL) in Schritten von 4 dB variiert. Der Signal-Störabstand für den Nachweis einer DPOAE wurde mit 6 dB festgelegt.

Ergebnisse und Diskussion

Exemplarisch sind in Abb. 1 einzelne DP-Gramme bei 55 dB SPL (oben) für die AC-Stimulation und 55 dB HL (unten) für die BC-Stimulation dargestellt. Jedes Symbol in der Abbildung bezeichnet eine einzelne VP. Bei der AC-Stimulation hatten alle VP bei $f_2 = 2 \text{ kHz}$ eine nachweisbare DPOAE, bei der BC-Stimulation bei $f_2 = 1 \text{ kHz}$.

¹ Schreibweise nach Norm-Entwurf E DIN EN 60645-6:2008-01.

² Bei 1 kHz entspricht 0 dB HL ca. 50 dB VFL re 1 μN , vgl. [3].

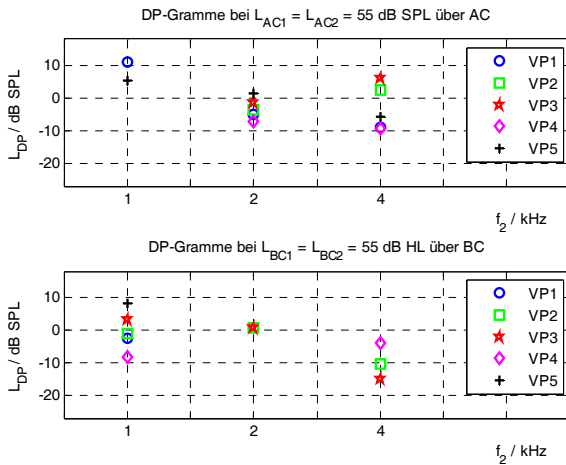


Abb. 1: DP-Gramme von fünf Versuchspersonen³. VP₁(O), VP₂(□), VP₃(*), VP₄(◇), VP₅(+). Das Nichtvorhandensein eines Symbols deutet auf das Fehlen einer DPOAE bei der entsprechenden Frequenz hin.

IO-Gramme ($f_2 = 2$ kHz) für AC-Stimulation sind in Abb. 2 (oben) gezeigt. Zwischen $L_{AC2} = 38$ und 54 dB SPL waren DPOAEs bei allen Probanden messbar. Für die Versuchspersonen VP₁ und VP₂ lässt sich ein Anstieg bei niedrigeren Pegeln ($L_{AC2} < 38$ dB SPL) und eine Sättigung bei ca. 38 dB SPL erkennen. Für die Probanden VP₃ und VP₄ war die Sättigung erst bei höheren Pegeln erreicht. IO-Gramme bei BC-Stimulation (Abb. 2 unten) waren dagegen nur bei 3 Probanden darstellbar.

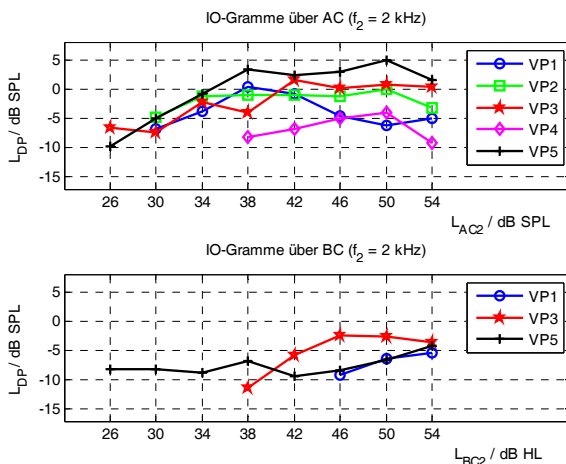


Abb. 2: Wachstumskurven (IO-Gramme) von fünf Versuchspersonen bei $f_2 = 2$ kHz und $L_{AC1} = 55$ dB SPL über AC-Stimulation (oben) bzw. $L_{BC1} = 55$ dB HL über BC-Stimulation (unten).

Auf Grund der bei der Frequenz $f_2 = 1$ kHz gut nachweisbaren BCDPOAEs (vgl. Abb. 1 unten) wurden IO-Gramme über BC-Stimulation bei dieser Frequenz eingehender untersucht. Das Ergebnis ist in Abb. 3 dargestellt. Mit Ausnahme von VP₅ sind bei allen Probanden ein Anstieg und eine Sättigung erkennbar.

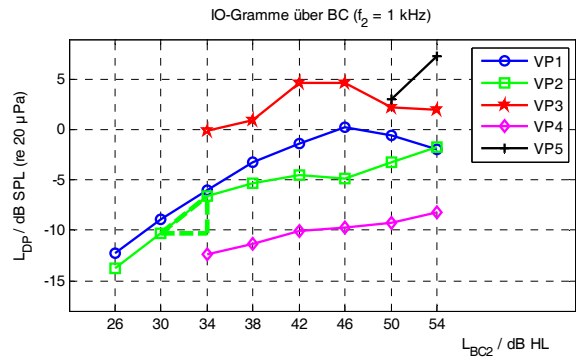


Abb. 3: IO-Gramme über Knochenleitungs-Stimulation bei $f_2 = 1$ kHz. Der Primärtonpegel L_{BC1} beträgt 55 dB HL.

Der Anstieg bei den Probanden VP₁ und VP₂ zwischen 30 und 34 dB HL beträgt ca. $0,8$ dB/dB (siehe Dreieck in Abb. 3). Diese Steigung im IO-Gramm liegt in derselben Größenordnung wie die bei AC-Stimulation [1] und BC-Stimulation [2] von anderen Autoren ermittelten Steigungen. Bei niedrigeren Pegeln (< 34 dB HL) waren DPOAEs nicht immer messbar (VP₃, VP₄ in Abb. 3). Ab 50 dB HL kam es dagegen bei allen Probanden zu messbaren DPOAEs. Diese Effekte sind vermutlich auch darauf zurückzuführen, dass die individuelle interaurale Überhördämpfung der einzelnen Probanden den an der untersuchten Cochlea wirksamen Reizpegel jeweils unterschiedlich beeinflusst.

Zusammenfassung und Ausblick

Durch Knochenleitung stimulierte DPOAEs konnten bei allen Probanden bei mindestens einer Frequenz nachgewiesen werden. Im Hinblick auf die Kalibrierung der Stimuli weist die BC-Stimulation den entscheidenden Vorteil auf, dass einfache Mikrofonsonden zur Messung der DPOAE ausreichen. Weiterhin ist der bei DPOAE-Sonden bekannte Störeffekt der Nahfelder der Stimuli nicht vorhanden, weil die Knochenleitungshörer und das Sondenmikrofon örtlich voneinander getrennt sind. Allerdings können die in dieser Studie verwendeten BC-Hörer nur einen schmalen, um 1 kHz konzentrierten Frequenzbereich ausreichend gut übertragen. In einer zukünftigen Studie sind weitere Untersuchungen mit breitbandigen BC-Hörern geplant.

Literatur

[1] Dreisbach et al. (2001): Distortion-product otoacoustic emissions measured at high frequencies in humans. *J. Acoust. Soc. Am.* 110, 2456-2469

[2] Purcell et al. (1998): Distortion Product Otoacoustic Emissions Stimulated Through Bone Conduction. *Ear Hear.* 19, 362-370

[3] Zebian et al. (2010): Ein effizientes Vertäubungsverfahren zur Bestimmung von Knochenleitungs-Bezugshörschwellen. Originalarbeit, *Zeitschrift für Audiologie* 49 < im Druck >

³ Die Symbole sind in allen Abbildungen einheitlich.