

Zeiteffiziente Erfassung von Kurzpuls-DPOAE-Pegelkarten zur Diagnostik des cochleären Verstärkers

K. Braun, D. Zelle, H. Braun, L. Dierkes, A.W. Gummer, H. Löwenheim, E. Dalhoff
 Universitäts-Hals-Nasen-Ohren-Klinik, Elfriede-Aulhorn-Str. 5, 72076 Tübingen, Germany

Einleitung

Distorsionsprodukt-otoakustische Emissionen (DPOAE) ermöglichen eine objektive Diagnostik des funktionellen Zustands des cochleären Verstärkers. Mit DPOAE-Wachstumsfunktionen können bei der Verwendung der Pegelschere [1] durch Extrapolation geschätzte Distorsionsproduktschwellen (EDPT) bestimmt werden, die eine quantitative Diagnostik ermöglichen [2]. Welleninterferenz zwischen den DPOAE-Komponenten (Abb. 1) [3] und Abweichungen von individuell optimalen Anregungspegel beeinträchtigen jedoch die Genauigkeit der EDPT. Hier wird ein alternatives Verfahren zur interferenzfreien EDPT-Erfassung vorgestellt, welches DPOAE in Abhängigkeit von L_1 und L_2 als Pegelkarte darstellt (Abb. 2).

Material und Methoden

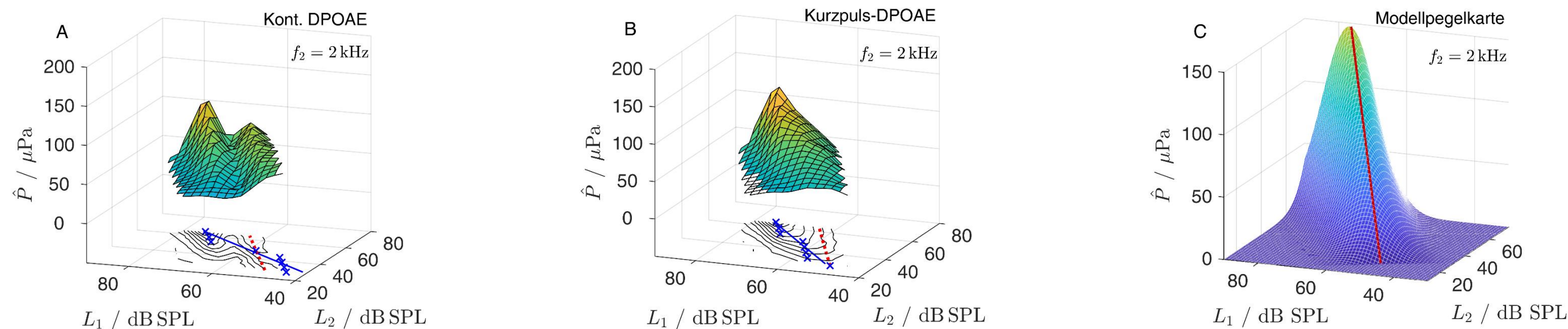


Abb. 2: Darstellung der DPOAE-Amplitude im L_1, L_2 -Raum als Pegelkarte. **A:** Pegelkarte für konventionelle, kontinuierliche DPOAE bei $f_2 = 2$ kHz mit Beeinflussung durch DPOAE-Welleninterferenz. Ohr S001R. **B:** Wie A, nur für die aus Kurzpuls-DPOAE-Zeitsignalen ermittelte Distorsionskomponente. Schwarze Linien in der L_1, L_2 -Ebene: Kontur der Pegelkarte; rot: Anregungspegel nach der Pegelschere [1]; blau: optimale L_1, L_2 -Paare mit maximaler DPOAE-Amplitude. **C:** Anhand von Pegelkarten für sechs normalhörende Ohren aus Zelle u. a. [5] bestimmte Modellpegelkarte mit optimalen Anregungspfad (rot).

Ergebnisse

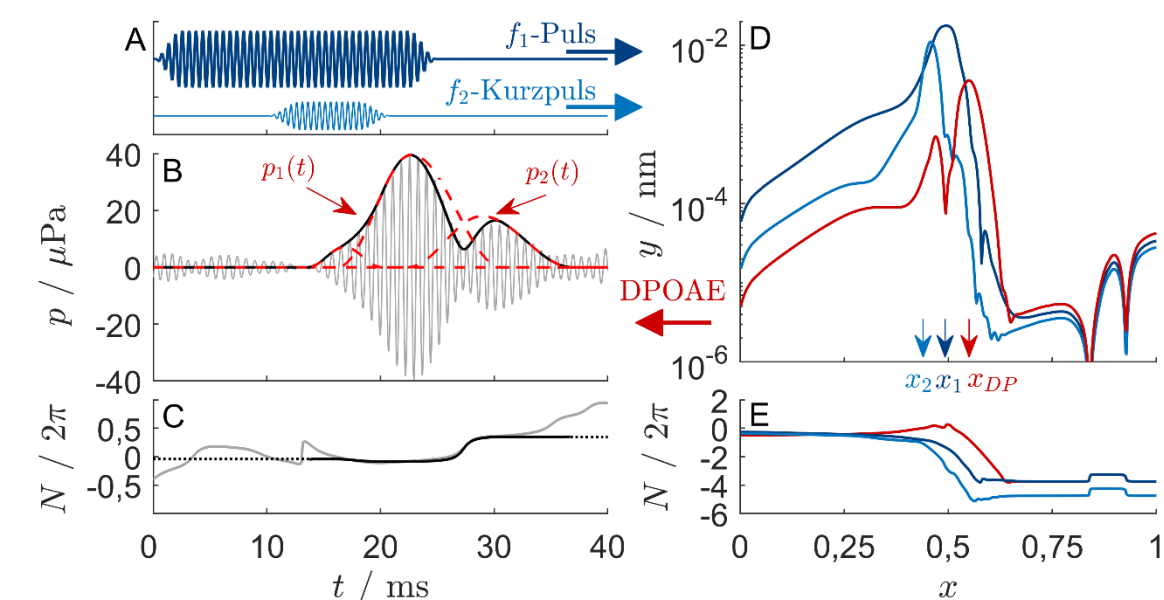


Abb. 1: DPOAE-Entstehung. **A:** Gepulste Anregungstöne im Gehörgang mit den Frequenzen f_1 und f_2 zur Erfassung von DPOAE im Zeitbereich. **B:** DPOAE-Zeitsignal (grau) mit Hüllkurve (schwarz); p_1 : Distorsionskomponente; p_2 : Reflexionskomponente. **C:** DPOAE-Phasenverlauf **D, E:** Hüllkurven und Phasenverläufe der Basilarmembranauslenkung bei den Frequenzen der Primärtöne (f_1 : dunkelblau; f_2 : blau; $f_2/f_1=1,2$) und des Distorsionsprodukts $2f_1-f_2$ berechnet mit einem hydrodynamischen Innenohrmodell [4].

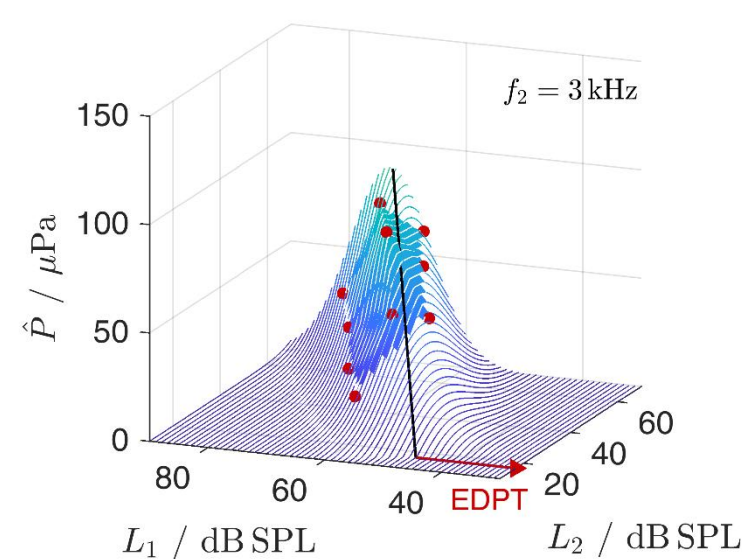


Abb. 3: Individuelle Modellpegelkarte. Durch nichtlineare Ausgleichsrechnung werden aus 12 Messpunkten im L_1, L_2 -Raum individuelle DPOAE-Pegelkarten rekonstruiert, aus denen ein frequenzspezifisches EDPT abgeleitet werden kann. $L_{EDPT} = 16,7$ dB SPL. Ohr S162L.

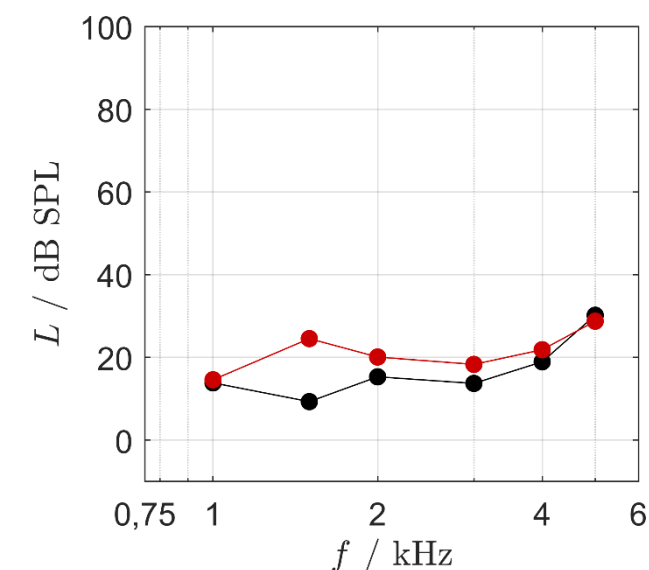


Abb. 4: Individuelles EDPT-Gramm. Rot: EDPT-Gramm ermittelt aus den rekonstruierten DPOAE-Pegelkarten. Schwarz: Subjektive Hörschwelle ermittelt mit Tracking-Audiometrie. Ohr S162L.

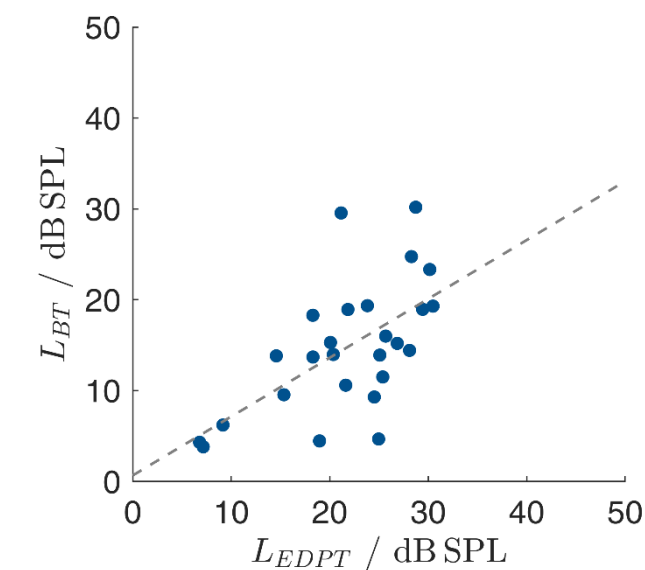


Abb. 5: Korrelation der subjektiven Hörschwellen mit den ermittelten EDPT Werten. $r = 0,61$, $p = 0,0011$, Schätzfehler von 6,26 dB.

Material und Methoden

DPOAE wurden in fünf normalhörenden Ohren für fünf Frequenzen $f_2 = 1 - 5$ kHz bei zwölf L_1, L_2 -Paaren mit kurz gepulsten Anregungstönen erfasst.

Die mittels Tracking-Audiometrie erfassten subjektiven Hörschwellen (Abb. 3, 4) korrelieren signifikant mit den ermittelten EDPT-Werten ($r = 0,61$, $p = 0,0011$) und weisen einen Schätzfehler von 6,26 dB auf (Abb. 5).

Schlussfolgerung

Die Rekonstruktion von individuellen Pegelkarten durch Ausgleichsrechnung anhand weniger DPOAE-Messpunkte erlaubt eine zeiteffiziente und genaue EDPT-Bestimmung ohne vorherige Ermittlung einer optimalen Pegelschere.

