KHẢO SÁT VAI TRÒ ĐO ĐÁP ỨNG THÍNH GIÁC TRẠNG THÁI ỔN ĐỊNH Ở NGƯỜI BỆNH NGHE KÉM

Lê Thiện Hiệp[1], Nguyễn Hữu Dũng[2] và Phạm Kiều Anh Thơ[3],✉

[1]Bệnh viện Đa khoa Châu Đốc, tỉnh An Giang

[2]Bệnh viện Đại học Y Dược Thành phố Hồ Chí Minh

[3]Trường Đại học Y Dược Cần Thơ

Đo đáp ứng thính giác trạng thái ổn định (ASSR) là phương pháp điện sinh lý khách quan giúp xác định ngưỡng nghe đặc hiệu theo tần số, hữu ích khi không thực hiện được thính lực đồ đơn âm (PTA) hoặc khi đáp ứng thính giác thân não (ABR) bị hạn chế ở người bệnh nghe kém nặng. Nghiên cứu mô tả cắt ngang tiến cứu trên 56 người bệnh với 97 tai nghe kém tại Khoa Thính học, Bệnh viện Tai Mũi Họng Thành phố Hồ Chí Minh từ 11/2020 đến 12/2021. Tất cả các tai được đo đồng thời PTA, ABR và ASSR. Tỷ lệ xác định được ngưỡng ASSR đạt 100%, cao hơn ABR (93,8%); cả 6 tai không ghi nhận đáp ứng ABR vẫn xác định được ngưỡng ASSR ở cả 4 tần số. ASSR tương quan chặt với PTA tại 500 Hz (r = 0,89 - 0,94) và 1000 Hz (r = 0,70 - 0,77), nhưng giảm ở 2000 Hz và 4000 Hz. Độ phù hợp theo phân loại ASHA đạt mức tốt (kappa có trọng số = 0,62). ASSR là phương pháp bổ trợ có giá trị trong đánh giá khách quan ngưỡng nghe.

Từ khóa: Đáp ứng thính giác trạng thái ổn định, ASSR, thính lực đồ, đáp ứng thính giác thân não, nghe kém, đánh giá ngưỡng nghe khách quan.

I. ĐẶT VẤN ĐỀ

Nghe kém là tình trạng giảm khả năng cảm nhận âm thanh, có thể gặp ở mọi lứa tuổi. Theo báo cáo World Report on Hearing của Tổ chức Y tế Thế giới, trên thế giới có khoảng 466 triệu người (trong đó 34 triệu là trẻ em) bị nghe kém ảnh hưởng đến cuộc sống, dự báo đến năm 2050 con số này sẽ tăng lên hơn 700 triệu người.[1] Xác định sớm và chính xác mức độ nghe kém có ý nghĩa quyết định trong việc chỉ định các biện pháp can thiệp như đeo máy trợ thính, cấy điện cực ốc tai và phục hồi chức năng ngôn ngữ. Thăm dò chức năng thính giác hiện gồm các phép đo chủ quan - thính lực đồ đơn âm (Pure Tone Audiometry - PTA) - và các phép đo khách quan như đo nhĩ lượng, đo âm ốc tai (Otoacoustic Emissions - OAE), đáp ứng thính giác thân não (Auditory Brainstem Response - ABR) và đáp ứng thính giác trạng thái ổn định (Auditory Steady-State Response - ASSR). Trong số đó, thính lực đồ đơn âm vẫn là tiêu chuẩn vàng nhưng phụ thuộc sự hợp tác của người bệnh, do đó không áp dụng được ở trẻ nhỏ dưới 6 tuổi, người chậm phát triển trí tuệ hoặc trong các trường hợp giám định y khoa nghi ngờ giả vờ nghe kém.[2]

ASSR được Galambos giới thiệu lần đầu năm 1981 và Stapells phát triển các kỹ thuật xác định ngưỡng nghe bằng phương pháp pha liên kết trong những năm 1980.[3,4] Đây là phép đo điện sinh lý ghi nhận đáp ứng não bộ với âm hiệu chỉnh biên độ và/hoặc tần số duy trì liên tục. ABR cho phép xác định ngưỡng nghe khách quan thông qua sóng V, tuy nhiên khi sử dụng kích thích click thường chỉ phản ánh vùng tần số 2000 - 4000 Hz và mất đáp ứng khi mức nghe kém vượt 90 - 95 dB HL.[5] Khác với ABR,

Tác giả liên hệ: Phạm Kiều Anh Thơ

Trường Đại học Y Dược Cần Thơ

Email: pkatho@ctump.edu.vn

Ngày nhận: 04/05/2026

Ngày được chấp nhận: 01/06/2026

ASSR cho phép xác định ngưỡng nghe đặc hiệu cho từng tần số 500, 1000, 2000 và 4000 Hz, sử dụng thuật toán thống kê khách quan để xác định sự hiện diện đáp ứng, đo được ở mức cường độ lên tới 120 dB HL.[5] Nhiều nghiên cứu trên thế giới đã chứng minh ASSR có mối tương quan chặt với PTA ở người bệnh nghe kém ở mọi lứa tuổi. Tại Việt Nam, các báo cáo về vai trò ASSR còn hạn chế. Nghiên cứu của Nguyễn Thị Huyền Ngân (2021) trên 25 bệnh nhân cấy điện cực ốc tai ghi nhận 17/25 ca (68%) không có sóng V trên ABR ở ngưỡng 90 dB nhưng vẫn đo được ngưỡng ASSR;[6] báo cáo của Lê Thị Bích Phương (2024) trên 23 trường hợp dị dạng tai trong cho thấy bộ ba phép đo OAE, ABR, ASSR đều ghi nhận nghe kém nặng đến điếc đặc.[7] Tuy nhiên, còn thiếu các nghiên cứu đối chiếu đồng thời ba phép đo PTA - ABR - ASSR trên các mức độ nghe kém khác nhau ở cả người lớn và trẻ em, đồng thời thiếu các mô hình hiệu chỉnh ngưỡng ASSR theo tần số. Nhằm bổ sung khoảng trống nghiên cứu nêu trên, chúng tôi tiến hành đề tài này với hai mục tiêu: (1) Khảo sát mức độ nghe kém của người bệnh qua các phép đo PTA, ABR và ASSR; (2) Phân tích mối liên hệ giữa ngưỡng nghe đo bằng ASSR với PTA, mức độ nghe kém xác định bằng ABR.

II. ĐỐI TƯỢNG VÀ PHƯƠNG PHÁP

1. Đối tượng

Người bệnh nghe kém một hoặc hai tai đến khám tại Khoa Thính học, Bệnh viện Tai Mũi Họng Thành phố Hồ Chí Minh từ tháng 11/2020 đến tháng 12/2021.

Tiêu chuẩn lựa chọn: (1) chẩn đoán nghe kém tiếp nhận ở một hoặc hai tai; (2) đối với người lớn: kết quả thính lực đồ không phù hợp với ngưỡng nghe ước lượng qua khám lâm sàng, cần đánh giá khách quan bằng điện thính giác; (3) đối với trẻ < 6 tuổi: không thực hiện được thính lực đồ chủ quan, đã được xác định nghe kém qua ABR (đáp ứng ở cường độ > 40 dB HL); (4) nhĩ lượng đồ type A; (5) nội soi tai bình thường; (6) đồng ý tham gia nghiên cứu.

Tiêu chuẩn loại trừ: (1) tiền sử hoặc dấu hiệu bệnh lý tai giữa qua khám lâm sàng; (2) nhĩ lượng đồ không phải type A; (3) không đủ điều kiện kỹ thuật để đo ASSR; (4) không đồng ý tham gia.

2. Phương pháp

Thiết kế nghiên cứu: nghiên cứu mô tả cắt ngang tiến cứu, lấy mẫu thuận tiện liên tiếp.

Cỡ mẫu: ước tính theo công thức cho hệ số tương quan đơn $n = [(Z1-\alpha/2 + Z1-\beta)/C]^2 + 3$, với $C = 0,5 \times \ln[(1+r)/(1-r)]$, chọn $\alpha = 0,05$; $\beta = 0,10$ (lực mẫu 90%) và hệ số tương quan kỳ vọng $r \geq 0,5$ dựa trên báo cáo của Đỗ Quỳnh Uyển và Chen và cộng sự (2022) trên người lớn.[8,9] Cỡ mẫu tối thiểu tính được là 40 tai; nhóm tác giả lấy mẫu thực tế 97 tai (56 người bệnh) trong thời gian nghiên cứu. Đơn vị phân tích là tai (n = 97). Do 41/56 người bệnh nghe kém cả hai tai, dữ liệu hai tai trên cùng một người bệnh không hoàn toàn độc lập; chúng tôi đã thực hiện phân tích nhạy cảm chỉ trên tai xấu hơn của mỗi người bệnh (chọn 1 tai/người bệnh) và bổ sung mô hình GEE (Generalized Estimating Equations) với cấu trúc hiệp phương sai tương quan tự do (exchangeable) coi PatientID là biến cụm để kiểm chứng độ vững của kết quả.

Phương tiện: máy đo thính lực Clinical Audiometer AD 229 (Interacoustics), máy đo nhĩ lượng AT235 (Interacoustics), hệ thống đo điện thính giác GSI Audera (Grason-Stadler) sử dụng phần mềm PC version 2.8.

Quy trình kỹ thuật: tất cả ba phép đo được thực hiện trong cùng một buổi khám, trong phòng cách âm.

Đo PTA: đường khí qua tai nghe insert ở các tần số 500, 1000, 2000, 4000 Hz; đường xương khi cần; làm ù đối bên theo nguyên tắc Hood khi

chênh lệch ngưỡng nghe ≥ 40 dB. Trẻ < 6 tuổi không đo PTA.

Đo ABR: kích thích click 100 µs, cực kích thích âm tính (rarefaction), dải lọc 100 - 3000 Hz, tỷ lệ kích thích 33,1/giây, số lần trung bình tín hiệu 2048 lần, mỗi cường độ đo 2 lần để kiểm chứng độ lặp lại của sóng V; cường độ kích thích bắt đầu 85 dB nHL, giảm dần 10 - 20 dB cho tới khi sóng V biến mất; cường độ tối đa 100 dB nHL. Ngưỡng ABR là cường độ thấp nhất còn quan sát thấy sóng V xuất hiện ổn định ở hai lần đo. Không có sóng V ở cường độ tối đa 100 dB nHL được ghi nhận là "không đáp ứng". Có làm ù đối bên bằng tiếng ồn trắng khi cần.

Đo ASSR: kích thích đơn tai (single-frequency) bằng tai nghe insert ở 4 tần số 500, 1000, 2000, 4000 Hz; tần số hiệu chỉnh 40 Hz, hiệu chỉnh biên độ AM 100%, hiệu chỉnh tần số FM 10%; bắt đầu 40 dB HL, tăng/giảm 10 dB cho tới khi phát hiện đáp ứng, sau đó giảm 5 dB cho tới khi không còn đáp ứng; cường độ tối đa 110 dB HL. Phần mềm Audera tự động xác định có đáp ứng dựa trên thuật toán pha liên kết (phase coherence), ngưỡng có ý nghĩa thống kê $p < 0,01$ với mức nhiễu nền cho phép ≤ 0,2 µV. Trở kháng điện cực ≤ 5 kΩ, chênh lệch trở kháng giữa các điện cực ≤ 2 kΩ. Người bệnh được đo trong trạng thái nằm yên, mắt nhắm, ngủ tự nhiên; trẻ < 3 tuổi được gây ngủ bằng siro chloral hydrate 50 mg/kg theo chỉ định và giám sát của bác sĩ nhi khoa.

Biến số nghiên cứu: tuổi, giới, nơi cư trú, tai nghe kém; ngưỡng nghe (dB HL) tại 500, 1000, 2000, 4000 Hz đo bằng PTA và ASSR; mức độ phát hiện qua ABR (ngưỡng đáp ứng ≤ 40 dB HL - nhóm đáp ứng tốt với ABR click; 41 - 90 dB HL - nghe kém trung bình - nặng; > 90 dB HL - nghe kém sâu; không quan sát thấy sóng V - không đáp ứng); mức độ nghe kém theo phân loại ASHA dựa trên trung bình ngưỡng nghe ở 3 tần số 500, 1000, 2000 Hz: nhẹ (26 - 40 dB), trung bình (41 - 55 dB), nặng (56 - 70 dB), rất nặng (71 - 90 dB), điếc đặc (> 90 dB).[10] Lưu ý: nhóm ABR "đáp ứng tốt với click" (≤ 40 dB HL) không đồng nghĩa với "sức nghe bình thường", vì kích thích click chủ yếu phản ánh tần số 2000 - 4000 Hz, người bệnh vẫn có thể nghe kém ở các tần số khác.

Xử lý số liệu

Phân tích bằng phần mềm SPSS 26.0 (IBM, Hoa Kỳ) và R 4.3 (gói psych, blandr, geepack). Biến định lượng trình bày dưới dạng trung bình ± độ lệch chuẩn (TB ± ĐLC); biến định tính trình bày bằng tần số và tỷ lệ phần trăm. So sánh hai trung bình bắt cặp dùng kiểm định t-Student bắt cặp (paired t-test); so sánh nhiều nhóm khi phân phối không chuẩn dùng kiểm định Kruskal-Wallis. Tương quan giữa ASSR và PTA được đánh giá bằng hệ số tương quan Pearson và phương trình hồi quy tuyến tính. Độ phù hợp về phân loại nghe kém theo ASHA giữa PTA và ASSR được đánh giá bằng hệ số kappa của Cohen (kappa không trọng số, có trọng số tuyến tính và bình phương; diễn giải theo tiêu chuẩn thông dụng: kappa 0,21 - 0,40 yếu, 0,41 - 0,60 trung bình, 0,61 - 0,80 tốt, > 0,80 rất tốt). Mức độ thống nhất ngưỡng nghe giữa hai phép đo được đánh giá bằng biểu đồ Bland - Altman với giới hạn thống nhất 95% (LoA = TB ± 1,96 × ĐLC). Sự khác biệt có ý nghĩa thống kê khi $p < 0,05$.

3. Đạo đức nghiên cứu

Nghiên cứu được thông qua Hội đồng Đạo đức trong nghiên cứu y sinh học tại Trường Đại học Y khoa Phạm Ngọc Thạch với quyết định số: 399 ngày 25 tháng 11 năm 2020. Tất cả người tham gia được giải thích đầy đủ mục tiêu và nội dung nghiên cứu và ký cam kết đồng thuận tự nguyện. Thông tin cá nhân được bảo mật và chỉ sử dụng cho mục đích nghiên cứu khoa học.

III. KẾT QUẢ

Trong thời gian nghiên cứu, chúng tôi thu nhận được 56 người bệnh với tổng số 97 tai nghe kém đáp ứng tiêu chuẩn (51 tai trái và 46 tai phải). Trẻ < 6 tuổi (9 trẻ, 18 tai) không thực hiện được PTA, ngoài ra có 7 tai (người bệnh ≥ 6 tuổi) ngưỡng PTA ở một tần số đạt ngoài giới hạn đo của máy (> 120 dB HL) nên không có giá trị định lượng. Do đó, kích thước mẫu phân tích PTA dao động từ 82 tai (tần số 500 Hz) đến 89 tai (1000, 2000, 4000 Hz).

1. Đặc điểm chung của đối tượng nghiên cứu

Bảng 1. Đặc điểm chung của đối tượng nghiên cứu (n = 56 người bệnh)

Đặc điểm	Tần số (n)	Tỷ lệ (%)
Tuổi (năm) - TB ± ĐLC	30,0 ± 16,0	Min - Max: 1 - 52
Nhóm tuổi		
< 6 tuổi	9	16,1
6 - 18 tuổi	2	3,6
> 18 tuổi	45	80,3
Giới tính		
Nam	26	46,4
Nữ	30	53,6
Nơi cư trú		
TP. Hồ Chí Minh	40	71,4
Tỉnh khác	16	28,6
Tai nghe kém		
Tai trái đơn thuần	10	17,9
Tai phải đơn thuần	5	8,9
Cả hai tai	41	73,2

Tuổi trung bình của người bệnh là 30,0 ± 16,0 năm (dao động 1 - 52 tuổi). Tỷ lệ nam/nữ là 0,87. Đa số người bệnh cư trú tại TP. Hồ Chí Minh (71,4%) và nghe kém cả hai tai (73,2%).

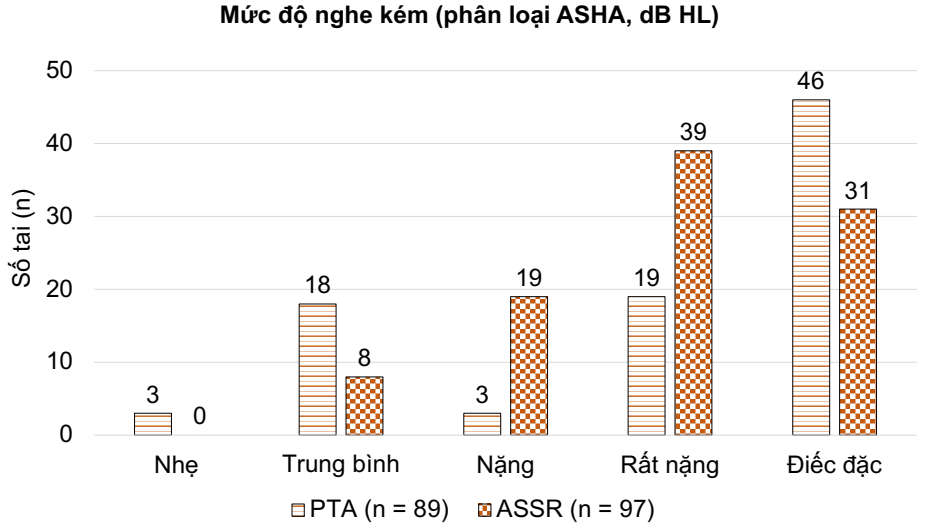
2. Mức độ nghe kém qua các phép đo

Bảng 2. Phân bố mức độ nghe kém theo phân loại ASHA (PTA, ASSR) và phân bố đáp ứng ABR theo ngưỡng kích thích click

Phân loại theo ASHA	PTA (n = 89), n (%)	ASSR (n = 97), n (%)
Bình thường (≤ 25 dB)	0 (0,0)	0 (0,0)
Nhẹ (26 - 40 dB)	3 (3,4)	0 (0,0)
Trung bình (41 - 55 dB)	18 (20,2)	8 (8,2)
Nặng (56 - 70 dB)	3 (3,4)	19 (19,6)
Rất nặng (71 - 90 dB)	19 (21,3)	39 (40,2)
Điếc đặc (> 90 dB)	46 (51,7)	31 (32,0)

Phân loại theo ngưỡng đáp ứng click ABR**	n (%)
Đáp ứng tốt với click ABR (≤ 40 dB nHL)	16 (16,5)
Trung bình - nặng (41 - 90 dB nHL)	41 (42,3)
Điếc đặc (> 90 dB nHL)	34 (35,1)
Không đáp ứng (sóng V mất ở 100 dB nHL)	6 (6,2)

Theo phân loại ASHA, đa số người bệnh được phân loại ở mức rất nặng đến điếc đặc trên cả hai phép đo PTA (Rất nặng + Điếc đặc = 65/89 = 73,0%) và ASSR (39 + 31 = 70/97 = 72,2%) (Biểu đồ 1). Về tỷ lệ ghi nhận được ngưỡng, ASSR đạt 100% (97/97 tai), trong khi ABR chỉ đạt 93,8% (91/97 tai, vì 6 tai mất sóng V ở 100 dB nHL); toàn bộ 6 tai "không đáp ứng" trên ABR đều ghi nhận được ngưỡng ASSR ở cả 4 tần số (ngưỡng dao động 90 - 115 dB HL).



Biểu đồ 1. Phân bố số tai theo mức độ nghe kém phân loại theo ASHA, đo bằng thính lực đồ đơn âm và đáp ứng thính giác trạng thái ổn định

3. Đối chiếu kết quả ASSR và ABR

Bảng 3. Ngưỡng nghe trung bình ASSR theo nhóm phân loại ABR (n = 97 tai)

Nhóm theo ABR	Số tai	Tỷ lệ ghi nhận ASSR	Ngưỡng ASSR trung bình † (dB HL)
Đáp ứng tốt với click ABR (≤ 40 dB nHL)	16	100%	73,7 ± 5,5
Trung bình - nặng (41 - 90 dB nHL)	41	100%	86,8 ± 14,3
Điếc đặc (> 90 dB nHL)	34	100%	92,5 ± 11,8
Không đáp ứng ABR	6	100%	97,2 ± 8,0

† Trung bình ngưỡng ASSR ở 3 tần số 500, 1000, 2000 Hz (theo cách tính phân loại nghe kém của ASHA). Kiểm định Kruskal-Wallis so sánh ngưỡng ASSR trung bình giữa 4 nhóm: H = 18,2; p < 0,001

Ngưỡng ASSR trung bình tăng dần khi mức độ đáp ứng ABR ngày càng kém: từ 73,7 dB HL (nhóm ABR ≤ 40 dB nHL) đến 97,2 dB HL (nhóm không đáp ứng ABR), khác biệt có ý nghĩa thống kê (Kruskal-Wallis, p < 0,001). Đáng chú ý, nhóm 16 tai có ABR đáp ứng tốt với click (≤ 40 dB nHL) - thường bị coi là "sức nghe gần bình thường" trên ABR - lại có ngưỡng ASSR trung bình 73,7 dB HL, tương ứng với mức nghe kém "rất nặng" theo phân loại ASHA (71 - 90 dB). Bên cạnh đó, toàn bộ 6 tai mất sóng V trên ABR (cường độ tối đa 100 dB nHL) đều xác định được ngưỡng ASSR (97,2 ± 8,0 dB HL), khẳng định ASSR có khả năng phát hiện sức nghe còn sót lại ở các trường hợp nghe kém rất sâu mà ABR mất đáp ứng.

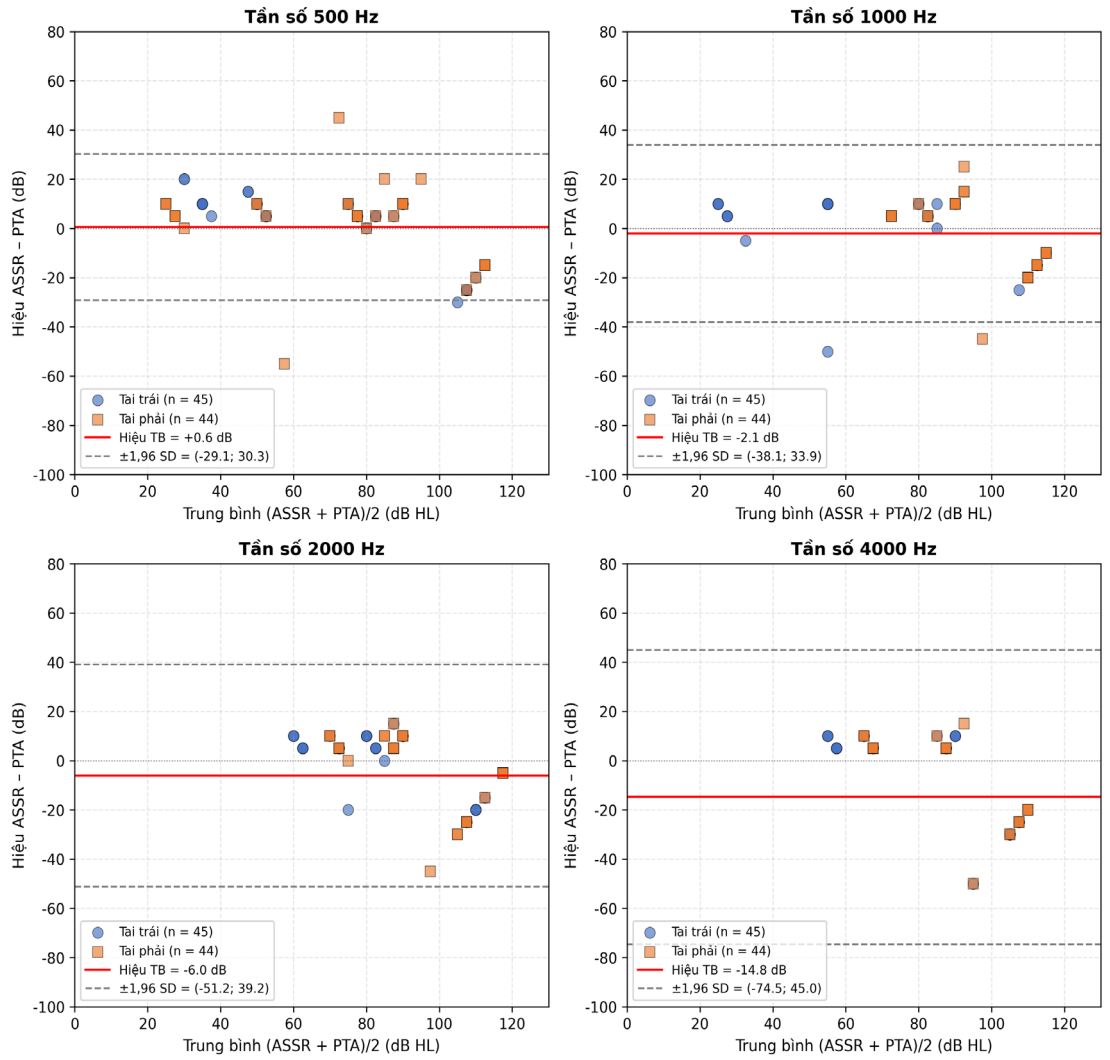
4. Đối chiếu ngưỡng ASSR và PTA

Bảng 4. Ngưỡng nghe trung bình ASSR và PTA, hiệu trung bình và giới hạn thống nhất Bland - Altman ở từng tần số

Tần số (Hz)	n	PTA (dB HL) TB ± ĐLC	ASSR (dB HL) TB ± ĐLC	Hiệu ASSR – PTA (TB ± ĐLC) (dB)	Giới hạn 95% LoA (dB)	p*
500	82	75,3 ± 33,7	75,8 ± 25,0	+0,6 ± 15,2	(−29,1; +30,3)	0,73
1000	89	85,7 ± 28,9	83,7 ± 23,8	−2,1 ± 18,4	(−38,1; +33,9)	0,29
2000	89	93,1 ± 23,1	87,1 ± 18,4	−6,0 ± 23,1	(−51,2; +39,2)	*0,02*
4000	89	96,6 ± 26,0	81,9 ± 24,0	−14,8 ± 30,5	(−74,5; +45,0)	*< 0,001*

** Kiểm định t bắt cặp so sánh ngưỡng ASSR và PTA. LoA: giới hạn thống nhất 95% theo Bland - Altman = TB ± 1,96 × ĐLC. TB ± ĐLC: trung bình ± độ lệch chuẩn*

Hiệu trung bình ASSR - PTA cho thấy hai phép đo gần như trùng nhau ở tần số thấp (+0,6 dB ở 500 Hz; −2,1 dB ở 1000 Hz; p > 0,05), nhưng ASSR có xu hướng cho ngưỡng thấp hơn PTA ở các tần số cao (−6,0 dB ở 2000 Hz, p = 0,02; −14,8 dB ở 4000 Hz, p < 0,001). Xu hướng này khác với hầu hết các nghiên cứu trên người nghe bình thường, trong đó ASSR thường cho ngưỡng cao hơn PTA. Ngoài ra, giới hạn thống nhất Bland - Altman 95% rộng dần theo tần số, đặc biệt rất rộng ở 4000 Hz (−74,5; +45,0 dB), cảnh báo ASSR và PTA có thể chênh lệch đáng kể trên từng tai riêng lẻ ở các tần số cao và do đó không nên dùng thay thế nhau ở cấp độ cá nhân (Biểu đồ 2).



Biểu đồ 2. Biểu đồ Bland - Altman so sánh ngưỡng nghe đo bằng ASSR và PTA ở 4 tần số: 500 Hz (trên trái), 1000 Hz (trên phải), 2000 Hz (dưới trái) và 4000 Hz (dưới phải)

Bảng 5. Hệ số tương quan Pearson và phương trình hồi quy giữa ASSR và PTA theo tần số

Tần số (Hz)	Phân nhóm	n	Hệ số r	p	Phương trình hồi quy ASSR = a × PTA + b
500	Toàn bộ	82	0,91	< *0,001*	ASSR = 0,67 × PTA + 25,2
	Trái	41	0,94	< *0,001*	ASSR = 0,62 × PTA + 28,1
	Phải	41	0,89	< *0,001*	ASSR = 0,71 × PTA + 22,7
1000	Toàn bộ	89	0,77	< *0,001*	ASSR = 0,63 × PTA + 29,6
	Trái	45	0,70	< *0,001*	ASSR = 0,64 × PTA + 25,6
	Phải	44	0,77	< *0,001*	ASSR = 0,42 × PTA + 53,6

Tần số (Hz)	Phân nhóm	n	Hệ số r	p	Phương trình hồi quy ASSR = a × PTA + b
2000	Toàn bộ	89	0,40	*< 0,001*	ASSR = 0,32 × PTA + 57,9
	Trái	45	0,43	*0,003*	ASSR = 0,33 × PTA + 54,3
	Phải	44	0,29	0,059	-
4000	Toàn bộ	89	0,26	*0,014*	ASSR = 0,22 × PTA + 60,8
	Trái	45	0,27	0,078	-
	Phải	44	0,19	0,222	-

Tương quan Pearson và hồi quy tuyến tính cho toàn bộ tai và riêng từng tai. Phương trình hồi quy được trình bày khi mối tương quan có ý nghĩa thống kê (p < 0,05). Phân tích nhạy cảm bằng mô hình GEE (cụm theo người bệnh) cho kết quả tương đương: ASSR = 0,67 × PTA + 25,2 ở 500 Hz; ASSR = 0,63 × PTA + 29,6 ở 1000 Hz

Tương quan giữa ASSR và PTA chặt nhất ở 500 Hz (toàn bộ tai: r = 0,91; phương trình hồi quy ASSR = 0,67 × PTA + 25,2; R^2 = 0,83) và 1000 Hz (r = 0,77; ASSR = 0,63 × PTA + 29,6; R^2 = 0,59), giảm dần ở 2000 Hz (r = 0,40) và yếu ở 4000 Hz (r = 0,26). Về độ phù hợp phân loại nghe kém theo ASHA giữa PTA và ASSR (n = 89 tai), kappa không trọng số đạt 0,41 (phù hợp trung bình); khi tính theo trọng số (xem xét khoảng cách giữa các mức ASHA), kappa có trọng số tuyến tính đạt 0,62 và kappa có trọng số bình phương đạt 0,78 (đều ở mức tốt).

IV. BÀN LUẬN

Nghiên cứu của chúng tôi trên 56 người bệnh (97 tai) là một trong số ít nghiên cứu ở Việt Nam đối chiếu đồng thời ba phép đo PTA, ABR và ASSR trên đối tượng cả người lớn và trẻ em có nghe kém. Mẫu nghiên cứu chủ yếu là người bệnh nghe kém mức rất nặng đến điếc đặc do tiêu chí lựa chọn thiên về các trường hợp có chỉ định đánh giá khách quan bằng điện thính giác, không đại diện cho toàn bộ người bệnh nghe kém trong cộng đồng. Số lượng tai khảo sát (n = 97) lớn hơn các loạt ca trong nước trước đây về ASSR ở ứng viên cấy điện cực ốc tai (Nguyễn Thị Huyền Ngân, 2021 với 25 bệnh nhân;[6] Lê Thị Bích Phương, 2024 với 23 bệnh nhân) và tương đương các nghiên cứu nước ngoài đối chiếu ASSR - PTA trên người lớn của Chen và cộng sự (60 tai) và Tarawneh và cộng sự (50 người), đủ lớn để đảm bảo độ tin cậy của các ước lượng tương quan và hồi quy.[7,9,11] Tỷ lệ ghi nhận được ngưỡng ASSR đạt 100% trong khi ABR chỉ đạt 93,8%; toàn bộ 6 tai không có sóng V trên ABR đều xác định được ngưỡng ASSR ở cả 4 tần số (ngưỡng dao động 90 - 115 dB HL). Kết quả này phù hợp với báo cáo trong nước của Nguyễn Thị Huyền Ngân (2021) trên 25 bệnh nhân ứng viên cấy điện cực ốc tai, ghi nhận 17/25 ca (68%) không có sóng V trên ABR ở ngưỡng 90 dB nhưng vẫn đo được ngưỡng ASSR;[6] và phù hợp với Eder và cộng sự (2022) trên trẻ em dị dạng tai trong và/hoặc thiểu sản dây thần kinh ốc tai, cho thấy ASSR và ABR đều có vai trò bổ sung trong đánh giá ngưỡng nghe ở các trường hợp nghe kém sâu.[12] Báo cáo của Lê Thị Bích Phương (2024) trên 23 trẻ dị dạng tai trong ứng viên cấy ốc tai cũng cho thấy bộ ba phép đo OAE, ABR, ASSR đều ghi nhận nghe kém nặng đến điếc đặc.[7] Ưu thế này của ASSR xuất phát từ khả năng phát kích thích ở cường độ cao (đến 120 dB HL) và sử dụng âm hiệu chỉnh duy trì liên tục, khác với

âm click ngắn dùng trong ABR.[5] Đặc điểm này có ý nghĩa thực tiễn quan trọng trong việc xác định sức nghe còn sót lại của người bệnh nghe kém sâu trước khi được tư vấn cấy điện cực ốc tai; tuy nhiên, nghiên cứu của chúng tôi không trực tiếp đánh giá kết cục can thiệp nên không đưa ra khuyến nghị về chỉ định cấy.

Tương quan giữa ASSR và PTA mạnh ở tần số thấp (500 Hz: r = 0,89 - 0,94; 1000 Hz: r = 0,70 - 0,77) và yếu dần ở tần số cao. Hiện tượng này có thể được lý giải bởi đặc điểm phân bố mẫu: phần lớn người bệnh nghe kém rất nặng đến điếc đặc với nhiều giá trị PTA đạt ngưỡng tối đa của máy (120 dB HL - "không nghe được") trong khi ASSR vẫn đo được ngưỡng cụ thể đến 110 dB HL, gây hiệu ứng trần ở phía PTA và làm phân tán dữ liệu ở vùng cường độ cao. Ngoài ra, do số lượng tai nghe kém mức nhẹ - trung bình ở các tần số cao trong mẫu rất ít, biến thiên dữ liệu hạn chế cũng làm giảm khả năng phát hiện tương quan ở 2000 và 4000 Hz. Phân tích nhạy cảm bằng cách chỉ lấy tai xấu hơn của mỗi người bệnh (1 tai/người bệnh, n = 48) và mô hình GEE cụm theo người bệnh cho cùng xu hướng kết quả, khẳng định độ vững của phát hiện chính. Hiệu trung bình ASSR - PTA dao động từ +0,6 đến −14,8 dB, nằm trong khoảng được Picton và cộng sự ghi nhận (3 - 17 dB) cho người lớn nghe kém.[5] Trong tổng quan hệ thống và phân tích gộp mới nhất của Huang và cộng sự (2025) trên 7 nghiên cứu với 2.845 cặp ngưỡng ở trẻ nhũ nhi, ASSR cho ước lượng đáng tin cậy về ngưỡng thính lực hành vi;[15] tổng quan tài liệu của Martins và cộng sự (2025) trên 16 nghiên cứu giai đoạn 2014 - 2024 cũng kết luận ASSR là công cụ đáng tin cậy ở trẻ em.[14] Ding và cộng sự (2024) khi so sánh ASSR và ABR sử dụng kích thích chirp băng hẹp ở trẻ em nghe kém dẫn truyền cũng ghi nhận tương quan tốt với thính lực hành vi.[13] Đặc biệt, Tarawneh và cộng sự (2022) trên 50 người cao tuổi (60 - 85 tuổi) có thính lực bình thường hoặc nghe kém nhẹ ghi nhận trên 80% chênh lệch ASSR - PTA nằm trong khoảng ±15 dB lâm sàng chấp nhận được tại tất cả 4 tần số, và hệ số tương quan tăng dần khi tần số tăng (r = 0,42 ở 500 Hz → r = 0,84 ở 4000 Hz) - ngược với xu hướng quan sát thấy trong nghiên cứu của chúng tôi (r = 0,91 ở 500 Hz → r = 0,26 ở 4000 Hz).[11] Sự khác biệt này phù hợp với đặc điểm phân bố mức độ nghe kém của hai quần thể: mẫu của Tarawneh chủ yếu nghe bình thường/nhẹ (PTA tản đều trong dải 0 - 40 dB ở mọi tần số, không có hiệu ứng trần), trong khi mẫu của chúng tôi chủ yếu nghe kém rất nặng đến điếc đặc (PTA dồn ở 90 - 120 dB ở tần số cao, gây hiệu ứng trần và làm thu hẹp khoảng biến thiên dữ liệu). Mức độ phù hợp phân loại nghe kém theo ASHA giữa PTA và ASSR trong nghiên cứu của chúng tôi đạt mức tốt (kappa có trọng số tuyến tính = 0,62; kappa có trọng số bình phương = 0,78). Tuy nhiên, biểu đồ Bland - Altman cho thấy giới hạn thống nhất rộng (lên tới ±50 dB ở 2000 và 4000 Hz), cảnh báo rằng dù tương quan trung bình cao, hai phép đo không thể thay thế nhau trên từng tai riêng lẻ - đặc biệt khi cần dự đoán chính xác ngưỡng PTA từ ASSR; nhận định này thống nhất với khuyến cáo của Chen và cộng sự (2022) khi áp dụng ICC để đánh giá độ tương đồng trên người lớn.[9] Đáng chú ý, nhóm 16 tai có ABR đáp ứng tốt với kích thích click (ngưỡng ≤ 40 dB nHL) lại có ngưỡng ASSR trung bình 73,7 ± 5,5 dB HL ở 3 tần số 500 - 2000 Hz, tương ứng với nghe kém mức rất nặng theo phân loại ASHA (71 - 90 dB). Phát hiện này cho thấy ABR sử dụng kích thích click có thể bỏ sót nghe kém ở các tần số thấp do tính chất phổ rộng của click chủ yếu phản ánh vùng 2000 - 4000 Hz;[5] trong khi ASSR đặc hiệu theo tần số cho phép phát hiện và định lượng được nghe kém ở từng dải tần số. Mức chênh lệch giữa ASSR và PTA gợi ý rằng khi sử dụng ASSR để dự đoán ngưỡng PTA, cần áp dụng các hệ số hiệu chỉnh

đặc hiệu cho từng tần số. Phương trình hồi quy được thiết lập trong nghiên cứu này (đặc biệt ở 500 Hz với R^2 = 0,83 và 1000 Hz với R^2 = 0,59 trên phân tích toàn bộ tai) có thể cung cấp công cụ tham khảo cho các nhà thính học tại Việt Nam khi cần ước lượng ngưỡng PTA từ ngưỡng ASSR trong trường hợp không đo trực tiếp được PTA. Nghiên cứu có một số hạn chế. Thứ nhất, thiết kế mô tả cắt ngang tại một trung tâm chuyên khoa, cỡ mẫu trung bình và lấy mẫu thuận tiện nên khả năng khái quát ra cộng đồng còn hạn chế. Thứ hai, do tiêu chí chọn mẫu thiên về người bệnh có chỉ định đánh giá khách quan, phân bố mức độ nghe kém lệch về phía rất nặng - điếc đặc, dẫn đến hiệu ứng trần PTA và làm thu hẹp khoảng biến thiên ở các phép kiểm tra tương quan. Thứ ba, hai tai trên cùng một người bệnh không hoàn toàn độc lập về mặt thống kê; mặc dù chúng tôi đã sử dụng GEE và phân tích nhạy cảm để khắc phục, cấu trúc dữ liệu vẫn là nguồn gây sai số tiềm ẩn. Thứ tư, chúng tôi không khảo sát ảnh hưởng của các yếu tố nhiễu như nguyên nhân nghe kém, thời gian khởi phát, tình trạng dùng thuốc gây ngủ và biên độ EEG nền - những yếu tố có thể ảnh hưởng đến đáp ứng ASSR.

V. KẾT LUẬN

Trên 97 tai nghe kém của 56 người bệnh, ASSR đạt tỷ lệ ghi nhận ngưỡng 100% (cao hơn ABR 93,8%) và xác định được ngưỡng nghe ở toàn bộ 6 tai không có sóng V trên ABR (ngưỡng dao động 90 - 115 dB HL). Tương quan giữa ASSR và PTA chặt ở 500 Hz (r = 0,89 - 0,94) và 1000 Hz (r = 0,70 - 0,77), giảm còn yếu/không có ý nghĩa ở 2000 Hz (r = 0,29 - 0,43) và 4000 Hz (r = 0,19 - 0,27); hiệu trung bình ASSR - PTA từ +0,6 đến −14,8 dB; độ phù hợp phân loại ASHA giữa PTA và ASSR đạt mức tốt (kappa có trọng số tuyến tính = 0,62). Trong quần thể người bệnh nghe kém được chỉ định đánh giá điện thính giác tại một cơ sở chuyên khoa, ASSR là phép đo bổ trợ có giá trị giúp xác định ngưỡng nghe khách quan khi không thực hiện được PTA hoặc ABR mất đáp ứng, đặc biệt ở các trường hợp nghe kém nặng đến điếc đặc. ASSR không nên được dùng để thay thế PTA mà nên kết hợp với PTA và ABR trong quy trình thăm dò chức năng thính giác.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

1. World Health Organization. World report on hearing. Geneva: WHO; 2021.

2. Đặng Xuân Hùng. *Thính học lâm sàng chẩn đoán*. Thành phố Hồ Chí Minh: Nhà xuất bản Y học; 2010:26-42,167-175.

3. Galambos R, Makeig S, Talmachoff PJ. A 40-Hz auditory potential recorded from the human scalp. *Proc Natl Acad Sci USA*. 1981;78(4):2643-2647. doi: 10.1073/pnas.78.4.2643.

4. Stapells DR, Galambos R, Costello JA, Makeig S. Inconsistency of auditory middle latency and steady-state responses in infants. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1988;71(4):289-295. doi: 10.1016/0168-5597(88)90029-9.

5. Picton TW, John MS, Dimitrijevic A, Purcell D. Human auditory steady-state responses. *Int J Audiol*. 2003;42(4):177-219. doi: 10.3109/14992020309101316.

6. Nguyễn Thị Huyền Ngân, Cao Minh Thành. Đánh giá mức độ khó khăn của phẫu thuật cấy điện cực ốc tai với độ ngả sau của thành sau ống tai ngoài. *Tạp chí Y học Việt Nam*. 2021;505(2). doi: 10.51298/vmj.v505i2.1107.

7. Lê Thị Bích Phương, Cao Minh Thành. Đánh giá đáp ứng thính giác trong phẫu thuật cấy ốc tai điện tử trên bệnh nhân dị dạng tai trong. *Tạp chí Y học Việt Nam*. 2024;535(1):27-30. doi: 10.51298/vmj.v535i1.8577.

8. Đỗ Quỳnh Uyển. Khảo sát mối tương quan giữa đáp ứng thính giác trạng thái ổn định và thính lực đồ đơn âm. Luận văn Bác sĩ

Chuyên khoa II. Trường Đại học Y khoa Phạm Ngọc Thạch; 2016.

9. Chen M, Wei Y, Wang X, Liu L, Liu M, Jiang G, Wei F. Assessing agreement between frequency-specific chirp auditory steady-state response and pure tone audiometry in adults by intraclass correlation coefficient. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec*. 2022;84(1):30-38. doi: 10.1159/000515237.

10. Clark JG. Uses and abuses of hearing loss classification. *ASHA*. 1981;23(7):493-500.

11. Tarawneh HY, Sohrabi HR, Mulders WHAM, Martins RN, Jayakody DMP. Comparison of auditory steady-state responses with conventional audiometry in older adults. *Front Neurol*. 2022;13:924096. doi: 10.3389/fneur.2022.924096.

12. Eder K, Polterauer D, Semmelbauer S, Schuster M, Rader T, Hoster E, Flatz W. Comparison of ABR and ASSR using narrow-band-chirp-stimuli in children with cochlear malformation and/or cochlear nerve hypoplasia suffering from severe/profound hearing loss. *Eur Arch Otorhinolaryngol*. 2022;279(6):2845-2855. doi: 10.1007/s00405-021-06990-4.

13. Ding L, Zheng Z, Wang M, Zhang Y, Tang M, Yang Y, Liu Y. Comparison of ASSR and frequency specificity ABR induced by NB CE-Chirp for prediction of behavioral hearing thresholds in children with conductive hearing loss. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*. 2024;176:111826. doi:10.1016/j.ijporl.2023.111826.

14. Martins MFP, Donadon C, Skarzynski PH, Tashiro de Souza AJ, Andrade AN, Gil D, Sanfins MD. Auditory steady-state responses for detecting mild hearing loss in babies, infants, and children: literature review. *Life (Basel)*. 2025;15(7):1105. doi: 10.3390/life15071105.

15. Huang X, Kluk K, Perugia E. The relationship between auditory steady-state response and behavioural audiometry in hearing estimation for infants: a meta-analysis. *Syst Rev*. 2025;14:255. doi: 10.1186/s13643-025-03003-x.

Summary

ROLE OF AUDITORY STEADY-STATE RESPONSE (ASSR) IN ASSESSING HEARING-IMPAIRED SUBJECTS

Auditory steady-state response (ASSR) is an objective electrophysiological method used to determine frequency-specific hearing thresholds, particularly useful when pure-tone audiometry (PTA) cannot be performed or when auditory brainstem response (ABR) is limited in subjects with severe hearing loss. This prospective cross-sectional study was conducted on 56 subjects (97 hearing-impaired ears) at the Audiology Department of Ho Chi Minh City Ear-Nose-Throat Hospital from November 2020 to December 2021. All ears underwent simultaneous PTA, ABR, and ASSR assessments. The detection rate of ASSR thresholds was 100%, higher than ABR (93.8%); all six ears without detectable ABR responses still showed ASSR thresholds at all four frequencies. ASSR demonstrated strong correlations with PTA at 500 Hz (r = 0.89 - 0.94) and 1000 Hz (r = 0.70 - 0.77), whereas weaker correlations were observed at 2000 Hz and 4000 Hz. The mean ASSR-PTA difference ranged from +0.6 to −14.8 dB. Agreement between the two methods according to ASHA classification was good (linear weighted kappa = 0.62). As shown, ASSR is a valuable adjunctive tool for objective hearing threshold assessment.

Keywords: Auditory steady-state response, ASSR, pure tone audiometry, auditory brainstem response, hearing loss, objective threshold estimation.