

Penilaian Ujian Respons Auditori Keadaan Mantap di Kalangan Subjek Berpendengaran Normal dan Bermasalah Pendengaran Sensorineural

NASHRAH MAAMOR, SITTI LADYIA SALLEH & NURUL AIN ABDULLAH

ABSTRAK

Tujuan kajian ini adalah untuk menilai tahap ambang Respons Auditori Keadaan Mantap (ASSR) berkorelasi dengan ambang tingkahlaku dalam dua kumpulan subjek dewasa iaitu subjek-subjek berpendengaran normal dan subjek-subjek bermasalah pendengaran sensorineural. Apabila hubungan di antara ambang ASSR dan ambang tingkahlaku dianalisis secara berasingan mengikut kumpulan subjek yang berbeza, korelasi yang signifikan hanya diperolehi untuk kumpulan bermasalah pendengaran. Min perbezaan di antara ambang sebenar dan ramalan hasil analisis regresi linear untuk kumpulan subjek tersebut adalah 5dB (SP = 4), 3dB (SP = 3), 4dB (SP = 3) dan 4 dB (SP = 4) dengan nilai r adalah 0.80, 0.88, 0.91 dan 0.97 untuk frekuensi pembawa 500, 1000, 2000 dan 4000 Hz masing-masing. Apabila hubungan di antara ambang ASSR dan ambang tingkahlaku dianalisis menggunakan semua data dari kedua-dua kumpulan subjek, korelasi koefisien didapati lebih tinggi untuk semua frekuensi pembawa dari 500 ke 4000 Hz ($r \geq 0.96$) dengan min perbezaan di antara ambang sebenar dan ramalan sebanyak 6dB (SP = 3), 4dB (SP = 3), 4dB (SP = 3) dan 6dB (SP = 3) untuk kumpulan bermasalah pendengaran dan 11dB (SP = 7), 8dB (SP = 8), 8dB (SP = 6) dan 10dB (SP = 7) untuk kumpulan berpendengaran normal. Julat perbezaan di antara ambang sebenar dan ramalan pada kumpulan berpendengaran normal bagaimanapun dilihat amat besar mencapai 34 dB untuk frekuensi pembawa 500 dan 4000 Hz. Ini mencadangkan bahawa dalam seting klinikal, ASSR tidak dapat meramal kewujudan atau ketiadaan masalah pendengaran. Secara keseluruhan, boleh dirumuskan bahawa ASSR dapat meramal ambang tingkahlaku dalam julat ± 10 dB pada subjek yang mempunyai masalah pendengaran. Walaubagaimanapun ASSR tidak dapat meramal ambang pendengaran dengan tepat pada individu yang mempunyai pendengaran normal.

Kata kunci: ambang respons auditori keadaan mantap, ambang tingkahlaku, dewasa, pendengaran normal, masalah pendengaran

ABSTRACT

The objective of this study was to investigate the degree to which Auditory Steady State Response (ASSR) thresholds correlate with behavioral thresholds in two groups of adult subjects, one with normal hearing and the other with sensorineural hearing

impairment. When the relationship between ASSR and behavioral thresholds were analyzed separately according to different groups of subjects, significant correlations were only found for the hearing impaired group. The mean differences between the actual and the predicted thresholds derived from linear regression analysis for that group of subjects were found to be 5 dB (SD = 4), 3 dB (SD = 3), 4 dB (SD = 3) and 4 dB (SD = 4) with correlation coefficients of 0.80, 0.88, 0.91 and 0.97 for the 500, 1000, 2000 and 4000 Hz carrier frequencies, respectively. When the relationship between ASSR and behavioral thresholds were analyzed using data from both groups of subjects, correlation coefficients were found to be higher across carrier frequencies of 500 to 4000 Hz ($r \geq 0.96$) with mean differences between the actual and the predicted thresholds of 6 dB (SD = 3), 4 dB (SD = 3), 4 dB (SD = 3) and 6 dB (SD = 3) for the hearing impaired group and 11dB (SD = 7), 8 dB (SD = 8), 8 dB (SD = 6) and 10 dB (SD = 7) for the normal hearing group. However, it was observed that the range of differences between the actual and the predicted thresholds were quite large reaching 34 dB for the 500 and 4000 Hz carrier frequencies. This suggests that in clinical setting, ASSR cannot predict the presence or absence of a hearing loss accurately. In general, it can be concluded that ASSR allow for an accurate prediction of behavioral thresholds within ± 10 dB in subjects with hearing impairment. However, ASSR cannot accurately predict hearing thresholds in normally hearing individuals.

Key words: auditory steady-state response threshold, behavioral threshold, adult, normal hearing, hearing impairment

PENGENALAN

Respons Auditori Terangsang Keadaan Mantap (Auditory Steady State Response, ASSR) mula diberi perhatian sebagai salah satu ujian dalam bateri ujian pendengaran di kalangan kanak-kanak apabila Aoyagi dan rakan-rakan (1993) mendapati bahawa penggunaan modulasi frekuensi di antara 70 ke 100 Hz dalam ujian tersebut tidak dipengaruhi oleh keadaan sedar subjek seperti respons keadaan mantap yang menggunakan modulasi frekuensi 40Hz, seterusnya merumuskan bahawa ianya mampu meramal ambang dan konfigurasi pendengaran tingkahlaku di kalangan kanak-kanak yang tidur. Dapatan kajian ini kemudiannya disokong oleh pelbagai kajian lain yang merumuskan dapatan yang sama (Swanepoel et al 2004; Stueve & O'Rourke 2003; Rance & Rickards 2002).

ASSR adalah keupayaan yang direkod melalui permukaan kulit kepala yang sentiasa menuruti kadar modulasi rangsangan yang diberi (Rickards & Clark 1984; Kuwada et al. 1986). Contohnya, stimulus dengan frekuensi pembawa 1000 Hz yang dimodulasikan kepada 80 Hz akan menghasilkan tindakbalas auditori yang mempunyai bentuk gelombang yang menghampiri masa pembentukan rangsangan modulasi 80 Hz tersebut. Ambang pendengaran boleh ditentukan dengan menurunkan tahap intensiti stimulus sehingga tiada respons yang menyamai kadar modulasi stimulus diperolehi.

Salah satu kelebihan ujian ASSR berbanding ujian-ujian audiometri objektif yang lain adalah dari segi sifatnya yang spesifik frekuensi. Penggunaan stimulus frekuensi

termodulasi didapati mempunyai komposisi spektrum yang lebih sempit berbanding stimulus klik atau nada cetus (Aoyagi et al. 1994b). Terdapat tiga puncak utama pada spektrum frekuensi bagi stimulus modulasi amplitud yang digunakan dalam ASSR. Rajah 1 menunjukkan tiga puncak, yang mana puncak utama adalah pada frekuensi pembawa dan dua puncak yang lain berada pada jalur sisi frekuensi pembawa tersebut pada \pm modulasi frekuensi yang digunakan. Sebagai contoh, untuk stimulus dengan frekuensi pembawa 1000 Hz dan modulasi frekuensi 80 Hz, puncak utamanya berada pada 1000 Hz dan dua puncak yang lain berada pada 920 Hz (1000 Hz – 80 Hz) dan 1080 Hz (1000 Hz + 80 Hz). Tenaga rangsangan jenis ini tidak tertabur secara meluas seperti tenaga rangsangan jenis transien.

Interpretasi mengenai ketiadaan dan kewujudan respons yang dilakukan menggunakan analisis statistik masa sebenar juga membezakan ujian ini dari ujian-ujian objektif lain. Kebanyakan ujian-ujian tersebut walaupun tidak memerlukan respons subjektif pesakit, masih memerlukan interpretasi dilakukan secara visual, menyebabkan diagnosis yang dibuat adalah lebih terdedah kepada faktor bias penguji (Picton et al. 1987). Ramai penyelidik telah menjalankan kajian yang menyeluruh mengenai kaedah yang paling sesuai digunakan untuk merekod ASSR. Antaranya adalah koheren fasa yang kini digunakan dengan meluas dalam mesin ASSR kormesil. Koheren fasa adalah pengukuran fasa 'respons' dalam sudut 360° yang terhasil dari proses pempurataan. Darjah penyerakan fasa dilihat dalam julat 0 hingga 1, di mana koheren fasa dengan nilai 0 bermaksud fasa respons tertabur secara rawak menunjukkan bahawa 'respons' tersebut hanyalah kebisingan. Manakala koheren fasa dengan nilai 1 bermaksud fasa respons tertabur pada sudut yang sama menunjukkan bahawa respons yang diperolehi adalah asli (Dobie 1993). Kaedah statistik lain yang pernah dikaji untuk mengukur ASSR adalah seperti Koheren Magnitud Kuasa Dua (Dobie & Wilson 1989), Statistik T^2 iaitu kombinasi amplitud dan fasa (Picton et al. 1987) dan Ujian F atau ujian pengkalaan tersembunyi (Lins et al. 1995).

Penentuan ambang ramalan ASSR adalah berdasarkan kepada formula yang diterbitkan daripada korelasi ambang pendengaran elektrofisiologi ASSR dengan ambang pendengaran tingkahlaku. Formula yang diterbitkan oleh Rance et al. (1995) misalnya adalah hasil daripada analisis regresi linear ke atas data subjek-subjek dengan pelbagai tahap pendengaran. Persoalan timbul apabila julat perbezaan di antara ambang sebenar dan ramalan didapati lebih besar pada subjek berpendengaran normal berbanding mereka yang mempunyai masalah pendengaran, lalu mencadangkan bahawa keupayaan ASSR dipengaruhi oleh tahap ambang pendengaran.

Objektif kajian ini adalah untuk menilai dengan lebih terperinci hubungan ambang ASSR dan ambang tingkahlaku untuk kumpulan subjek dengan tahap pendengaran yang berbeza dan seterusnya menambah kepada kajian kebolehlaksanaan ujian ASSR dalam meramal ambang pendengaran. Sehingga kini, ujian ASSR belum lagi digunakan secara meluas memandangkan ramai audiologis yang masih belum yakin dengan keupayaannya untuk meramal ambang pendengaran, terutamanya di kalangan pesakit yang mempunyai tahap pendengaran yang lebih baik.

METODOLOGI

SUBJEK

Subjek dewasa berpendengaran normal ($n = 30$) yang dipilih secara rawak daripada pelajar-pelajar Fakulti Sains Kesihatan Bersekutu, Universiti Kebangsaan Malaysia. Subjek-subjek ini berumur di antara 20 ke 24 tahun. Kesemuanya mempunyai ambang pendengaran ≤ 20 dBHL pada frekuensi 250, 500, 1000, 2000 dan 4000 Hz. Subjek dewasa bermasalah pendengaran sensorineural ($n = 31$) yang terdiri dari pesakit di Klinik Audiologi dan Sains Pertuturan UKM, ahli Persatuan Orang-orang Pekak Kuala Lumpur (KLSD) dan Persatuan Youth Men Christian Association (YMCA) Kuala Lumpur. Subjek-subjek ini berumur di antara 20 ke 45 tahun. Kesemua subjek mempunyai masalah pendengaran sensorineural apabila diuji pada frekuensi 250, 500, 1000, 2000 dan 4000 Hz. Kesemua subjek telah diberi penerangan mengenai tujuan dan prosedur kajian sebelum menandatangani borang kebenaran menjalani ujian-ujian yang terlibat.

UJIAN TINGKAHLAKU

Ambang pendengaran nada tulen untuk frekuensi-frekuensi 500, 1000, 2000 dan 4000 Hz diukur menggunakan kaedah Hughson-Westlake di dalam bilik kedap bunyi.

UJIAN RESPONS AUDITORI TERANGSANG KEADAAN MANTAP (ASSR)

Penilaian ASSR juga dijalankan di dalam bilik kedap bunyi menggunakan mesin GSI AUDERA. Semua subjek digalakkan untuk tidur semasa ujian dijalankan bagi mengurangkan aktiviti elektroensefalografi (EEG) yang boleh mengganggu proses pengumpulan data. Elektrod dilekatkan menggunakan montaj dua saluran pada posisi Fz (positif), M1 dan M2 (negatif) dan Fp (elektrod bumi). Impedans elektrod dipastikan kurang daripada 5 kOhm untuk membolehkan respons direkodkan secara optimum. Stimulus ujian terdiri daripada nada amplitud termodulasi (AM) dengan kedalaman 100% dan keluasan frekuensi termodulasi (FM) sebanyak 10%. Kombinasi AM dan FM ini digunakan bagi mendapatkan tindakbalas terangsang yang maksimum (Cohen et al 1991). Keluasan frekuensi termodulasi dihadkan kepada 10% untuk memastikan bahawa spektrum tenaga stimulus tersebut sentiasa berada di dalam satu lebar jalur kritikal (Picton et al 1987). Stimulus ujian adalah jenis berterusan 500, 1000, 2000 dan 4000 Hz yang mana modulasi frekuensinya adalah berbeza untuk setiap frekuensi pembawa iaitu 74Hz untuk 500 Hz, 81 Hz untuk 1000 Hz, 88Hz untuk 2000Hz dan 95Hz untuk 4000Hz. Parameter rakaman yang digunakan adalah seperti yang dihuraikan dalam Cohen et al. (1991). Ambang ASSR diperolehi daripada sebelah telinga setiap subjek berpendengaran normal dan kedua belah telinga setiap subjek bermasalah pendengaran. Ketiadaan dan kewujudan respons ditentukan secara objektif menggunakan kaedah koheren fasa dengan melihat kepada corak fasa respons yang diperolehi.

HASIL

Ambang ASSR dan ambang pendengaran nada tulen untuk frekuensi 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz dan 4000 Hz diperolehi daripada setiap subjek. Perbandingan di antara kedua-dua nilai dilakukan yang mana 120 data diperolehi daripada 30 subjek berpendengaran normal dan 117 data diperolehi daripada 31 subjek bermasalah pendengaran. Data-data di mana nilai ambang ASSR dan/atau ambang PTA tidak dapat diperolehi tidak dianalisis kerana perbandingan tidak dapat dilakukan. Walau bagaimanapun, ketiadaan respons ASSR dalam keadaan dimana ambang pendengaran nada tulen mencapai atau tidak diperolehi pada nilai maksimum had dail audiometer, menggambarkan hubungan yang wujud di antara keduanya.

Keputusan korelasi koefisyen untuk setiap frekuensi menunjukkan bahawa hubungan yang kuat di antara ambang ASSR dan ambang PTA hanya berlaku untuk kumpulan subjek bermasalah pendengaran yang mana korelasinya meningkat dengan peningkatan frekuensi ($r = 0.8$ hingga 0.97 ; $p < 0.05$). Hubungan di antara ambang ASSR dan ambang tingkahlaku bagi subjek berpendengaran normal dan bermasalah pendengaran diilustrasikan dalam Rajah 2 dan 3. Analisis regresi linear dibuat untuk kumpulan subjek bermasalah pendengaran dan formula regresi linear dihasilkan (Rajah 3) bagi membolehkan ramalan ambang tingkahlaku dibuat berdasarkan ambang ASSR.

Formula yang diterbitkan kemudiannya diuji menggunakan nilai ambang ASSR dan ambang tingkahlaku sebenar kumpulan subjek bermasalah pendengaran. Nilai ambang ASSR (x) setiap subjek dimasukkan ke dalam formula tersebut untuk menghasilkan nilai ramalan ambang tingkahlaku (y). Pengiraan perbezaan di antara nilai ramalan dan nilai sebenar ambang tingkahlaku dibuat (nilai ralat). Jadual 1 menunjukkan nilai - nilai min dan sisihan piawai bagi perbezaan tersebut. Keputusan menunjukkan nilai min perbezaan yang kecil dibawah 5 dB untuk semua frekuensi diuji. Ramalan tidak dapat dibuat berdasarkan data kumpulan subjek berpendengaran normal memandangkan tiada hubungan yang signifikan diperolehi di antara ambang ASSR dan ambang tingkahlaku. Keputusan analisis korelasi koefisyen Pearson tidak memungkinan formula ramalan diterbitkan.

Seterusnya analisis dibuat dengan mengelompokkan kedua-dua data kumpulan subjek berpendengaran normal dan bermasalah pendengaran. Analisis ini dilakukan untuk melihat sama ada wujud hubungan yang boleh digunakan untuk meramal ambang pendengaran di kalangan subjek berpendengaran normal. Hubungan di antara ambang ASSR dan ambang tingkahlaku dikaji menggunakan analisis korelasi koefisyen Pearson untuk setiap frekuensi dan hubungan ini ditunjukkan dalam Rajah 4. Keputusan menunjukkan wujudnya hubungan yang kuat di antara dua parameter tersebut dengan nilai $r \geq 0.96$ untuk semua frekuensi yang diuji. Formula regresi linear juga diterbitkan menggunakan hubungan tersebut.

Nilai ralat ataupun perbezaan di antara ambang ramalan dan ambang sebenar dikira menggunakan formula di atas. Pengiraan dilakukan untuk kedua-dua kumpulan subjek kerana terdapatnya perbezaan di antara set formula pertama dan kedua. Tiada perbezaan yang signifikan dilihat di antara ambang ramalan dan ambang tingkahlaku sebenar bagi subjek yang bermasalah pendengaran (500 Hz: $T = 0.25$, $p > 0.05$; 1000 Hz: $T = 0.54$, $p > 0.05$; 2000 Hz: $T = 0.73$, $p > 0.05$; 4000 Hz: $T = 0.75$, $p > 0.05$) pada

semua frekuensi yang diuji. Keputusan yang sama juga diperolehi untuk subjek berpendengaran normal di mana tidak terdapat perbezaan yang signifikan pada semua frekuensi (500 Hz: $T = -0.83$, $p > 0.05$; 1000 Hz: $T = -0.67$, $p > 0.05$; 2000 Hz: $T = -0.57$; $p > 0.05$; 4000 Hz: $T = -0.79$, $p > 0.05$). Berdasarkan keputusan tersebut, nilai min, sisihan piawai dengan julat minimum dan maksimum untuk subjek berpendengaran normal dan bermasalah pendengaran disenaraikan (Jadual 2).

Min perbezaan untuk hampir semua frekuensi berada pada atau di bawah 10 dB kecuali untuk 500 Hz untuk kumpulan berpendengaran normal. Walau bagaimanapun, kumpulan subjek bermasalah pendengaran memperlihatkan nilai min dan sisihan piawai yang lebih rendah berbanding kumpulan subjek normal untuk semua frekuensi.

PERBINCANGAN

Hubungan yang kuat hanya dilihat pada kumpulan subjek bermasalah pendengaran apabila data setiap kumpulan dianalisis secara berasingan. Ketiadaan korelasi yang signifikan untuk subjek berpendengaran normal mencadangkan bahawa ujian ASSR yang menggunakan parameter seperti dalam kajian, tidak begitu sesuai digunakan untuk mengesan masalah pendengaran. Sebaliknya ASSR lebih sesuai digunakan untuk mendapatkan bacaan ambang pendengaran di setiap frekuensi pada kes yang telah dikenalpasti sebagai mempunyai masalah pendengaran. Korelasi yang kuat pada subjek bermasalah pendengaran berbanding subjek berpendengaran normal adalah selaras dengan dapatan kajian Rance et al. (1995). Mereka juga mendapati bahawa kekuatan korelasi meningkat mengikut peningkatan darjah keterukan masalah pendengaran. Salah satu sebab yang diberikan adalah kemungkinan wujudnya fenomena rekrutmen pada subjek yang mempunyai masalah pendengaran sensorineural seterusnya menghasilkan peralihan yang lebih jelas daripada *tiadanya respons* di bawah ambang kepada *adanya respons* pada tahap ambang.

Ketiadaan korelasi antara ambang ASSR dan ambang tingkahlaku pada mereka yang berpendengaran normal juga mungkin dipengaruhi oleh kebisingan latar elektroensefalografi (EEG) yang lebih tinggi hasil rangsangan auditori berikutan tahap pendengaran normal pada kumpulan tersebut. Selain rangsangan sensori, keresahan mengenai status pendengaran dan ujian yang dijalankan boleh juga meningkatkan aras kebisingan EEG memandangkan mereka tidak begitu terdedah kepada ujian pendengaran. Anggapan ini dibuat berdasarkan dua faktor; (a). Kekekapan tanda amaran "NOISE" dikeluarkan pada kumpulan berpendengaran normal walaupun keadaan persekitaran ujian adalah serupa untuk kedua-dua kumpulan subjek. (b). Nilai ambang ramalan yang menghampiri nilai ambang sebenar apabila subjek berkeadaan tenang atau tidur.

Walaupun bagaimanapun, kajian ini tidak membuat rumusan mengenai keberkesannya sebagai ujian saringan kerana Cone-Wesson et al. (2002) dalam kajiannya ke atas bayi yang lahir matang dan pramatang memperoleh hasil yang memberangsangkan dengan kadar lulus ujian saringan melebihi 90%. Namun faktor subjek dan frekuensi modulasi yang berbeza menghalang perbandingan langsung dibuat dengan kajian ini. Penyelidik tersebut juga menekankan keperluan kajian sistematik

lanjut mengenai kesan frekuensi modulasi ke atas ambang ASSR dan penentuan protokol ujian dilakukan sebelum ianya boleh digunapakai secara efektif dalam program saringan.

Analisis lanjut yang dilakukan ke atas ke semua data yang diperolehi daripada kedua-dua kumpulan subjek seperti yang pernah dilakukan dalam kajian Rance et al. (1995) menunjukkan korelasi yang amat signifikan ($r \geq 0.96$) menyamai dapatan kajian Rance yang menggunakan peralatan dan teknik rakaman yang serupa. Hubungan ini digunakan terutamanya untuk melihat perbezaan ambang ramalan dan ambang sebenar di kalangan subjek berpendengaran normal dan mengkaji kesesuaian penggunaan ujian ASSR berdasarkan dapatan min dan sisihan piawainya. Ramalan yang dibuat didapati mempunyai ketepatan dalam lingkungan ± 10 dB untuk semua tahap pendengaran walaupun julat minimum dan maksimum adalah besar bagi kumpulan subjek berpendengaran normal (Jadual 2). Dapatan yang serupa diperolehi dalam kajian Swanepoel et al. (2004). Perbandingan nilai ralat menggunakan dua set formula yang berlainan juga dibuat untuk meramal ambang pendengaran subjek bermasalah pendengaran. Kedua-dua set formula yang diterbitkan didapati mempunyai keupayaan yang serupa dalam meramal ambang pendengaran sebenar subjek.

Kebolehan ujian ASSR untuk meramal tahap masalah pendengaran di kalangan bayi dan kanak-kanak adalah penting untuk menentukan keberkesanannya dalam seting klinikal. Keputusan kajian yang menunjukkan hubungan yang kuat di antara ambang ASSR dan ambang sebenar pada subjek dewasa yang mempunyai masalah pendengaran adalah cukup untuk membuat inferensi bahawa ia juga berkesan dalam meramal konfigurasi masalah pendengaran di kalangan bayi dan kanak-kanak. Rumusan ini dibuat memandangkan parameter ujian ASSR yang digunakan adalah sesuai untuk semua peringkat umur, dan proses fisiologi yang terlibat untuk menghasilkan respons auditori keadaan mantap ini adalah sama untuk subjek kanak-kanak dan dewasa tanpa pengaruh kesan kematangan yang ketara (Aoyagi et al. 1994a).

Permasalahan mungkin timbul dalam menentukan tahap ambang pendengaran bayi dan kanak-kanak jika kewujudan masalah pendengaran tidak dapat dipastikan. Ini adalah berdasarkan nilai ralat yang dilihat agak besar pada kumpulan subjek berpendengaran normal yang menggambarkan bahawa terdapat kemungkinan untuk penguji memperoleh keputusan positif palsu. Untuk mengelakkan keadaan ini berlaku, dicadangkan agar ujian ASSR tidak dilakukan secara bersendirian dalam mendiagnosis kewujudan masalah pendengaran. Keputusan ujian perlu disokong keputusan ujian lain seperti ujian Respons Auditori Batang Otak (ABR). Ia juga perlu selaras dengan maklumat yang diperolehi dari sejarah kes pesakit dan pemerhatian klinikal.

Secara keseluruhan, ujian ASSR mampu memberi maklumat yang lebih terperinci mengenai keterukan dan konfigurasi masalah pendengaran di kalangan bayi dan kanak-kanak secara efisien. Fungsinya jelas dalam membantu audiologis menentukan kekuatan amplifikasi yang sesuai untuk pesakit di peringkat awal bagi membolehkan intervensi juga dimulakan seawal mungkin. Walau bagaimanapun, ujian ASSR bukan merupakan ujian diagnostik yang sesuai untuk mengesahkan kewujudan masalah pendengaran.

PENGHARGAAN

Penyelidikan ini dibiayai Geran Penyelidikan Jangka Pendek Universiti Kebangsaan Malaysia (NN-012-2003).

RUJUKAN

- Aoyagi, M., Kiren, T., Furuse, H., Fuse, T, Suzuki, Y., Yokota, M. & Koike, Y. 1994a. Effects of aging on amplitude-modulation following response. *Acta Otolaryngol. Suppl. (Stockh)* 511: 15-22.
- Aoyagi, M., Kiren, T., Furuse, H., Fuse, T, Suzuki, Y., Yokota, M. & Koike, Y. 1994b. Pure tone threshold prediction by 80-Hz amplitude modulation following response. *Acta Otolaryngol. Suppl. (Stockh)* 511: 7-14.
- Aoyagi, M., Kiren, T., Kim, Y., Suzuki, Y., Fuse, T & Koike, Y. 1993. Optimal modulation frequency for amplitude-modulation following response in young children during sleep. *Hear Res.* 65: 253-261.
- Cohen, L.T., Rickards, F.W. & Clark, G.M. 1991. A comparison of steady-state evoked potentials to modulated tones in awake and sleeping humans. *J. Acoust. Soc. Am.* 90: 2467-2479.
- Cone-Wesson, B., Parker, J., Swiderski, N. & Rickards, F. 2002. The auditory steady-state response: full-term and premature neonates. *J. Am. Acad. Audiol.* 13: 260-269.
- Dobie, R. A. 1993. Objective response detection. *Ear Hear* 14: 31-35. Dobie, R. A. & Wilson, M. J. 1994. Objective detection of 40 Hz auditory evoked potentials: Phase coherence vs. Magnitude squared coherence. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 92: 405-413.
- Dobie, R. A. & Wilson, M. J. 1989. Analysis of auditory evoked potentials by magnitude-squared coherence. *Ear Hear* 10: 2-13.
- Kuwada, S., Batra, R. & Maher, V. L. 1986. Scalp potentials of normal and hearing impaired subjects in response to sinusoidally amplitude-modulated tones. *Hear Res.* 21: 179-192.
- Lins, O. G., Picton, P. E. & Picton, T. W. 1995. Auditory steady state responses to multiple simultaneous stimuli. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 96: 420-432.
- Picton, T.W., Skinner, C.R., Champagne, S. C., Kellett, A.J.C. & Maiste, A.C. 1987. Potentials evoked by the sinusoidally modulation of the amplitude or frequency of a tone. *J. Acoust. Soc. Am.* 82: 165-178.
- Rance, G. & Rickards, F. 2002. Prediction of hearing threshold in infants using auditory steady-state evoked potentials. *J. Am. Acad. Audiol.* 13:236-245.
- Rance, G., Rickards, F.W, Cohen, L.T. 1995. The automated prediction of hearing thresholds in sleeping subjects using auditory steady-state evoked potentials. *Ear Hear* 16: 499-507.
- Rickards, F.W. & Clark, G.M. 1984. Steady-state evoked potentials to amplitude modulated tones In *Evoked Potentials II*, edited by Nodar, R.H. & Barber, C. 163-168. Boston: Butterworth.
- Stueve, M. P. & O'Rourke, C. 2003. Estimation of hearing loss in children: comparison

of auditory steady-state response, auditory brainstem response, and behavioral test methods. *Am. J. Audiol.* 12: 125-136.

Swanepoel, D., Hugo, R. & Roode, R. 2004. Auditory steady-state responses for children with severe to profound hearing loss. *Arch. Otolaryngol.* 130: 531-535.

Nashrah Maamor
Sitti Ladyia Salleh
Nurul Ain Abdullah
Jabatan Audiologi dan Sains Pertuturan
Fakulti Sains Kesihatan Bersekutu
Universiti Kebangsaan Malaysia
Jalan Raja Muda Abdul Aziz
50300 Kuala Lumpur

JADUAL 1. Perbezaan di antara ambang tingkahlaku ramalan dan sebenar subjek bermasalah pendengaran

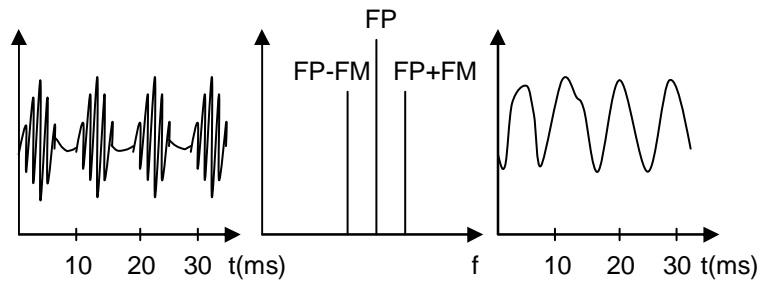
<i>Frekuensi diuji (Hz)</i>	<i>Min (dB)</i>	<i>Sisihan Piawai(dB)</i>	<i>Minimum (dB)</i>	<i>Maksimum(dB)</i>
500 (n = 40)	5	4	-12	13
1000 (n = 36)	3	3	-6	15
2000 (n = 31)	4	3	-14	10
4000 (n = 10)	4	4	-2	14

*dB = desibel

JADUAL 2. Min perbezaan di antara ambang ramalan dan ambang sebenar tingkahlaku

<i>Subjek</i>	<i>Frekuensi diuji (Hz)</i>	<i>Min (dB)</i>	<i>Sisihan Piawai(dB)</i>	<i>Minimum (dB)</i>	<i>Maksimum (dB)</i>
<i>Hilang pendengaran sensorineural</i>	500 (n = 40)	6	3	-14	11
	1000 (n = 36)	4	3	-8	15
	2000 (n = 31)	4	3	-15	8
	4000 (n = 10)	6	3	-12	4
<i>Pendengaran normal</i>	500 (n = 33)	11	7	-13	34
	1000 (n = 33)	8	8	-22	24
	2000 (n = 33)	8	6	-19	24
	4000 (n = 33)	10	7	-34	21

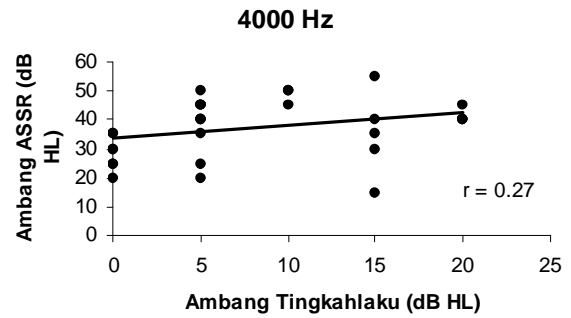
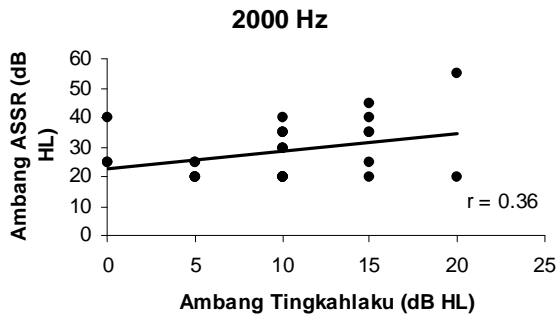
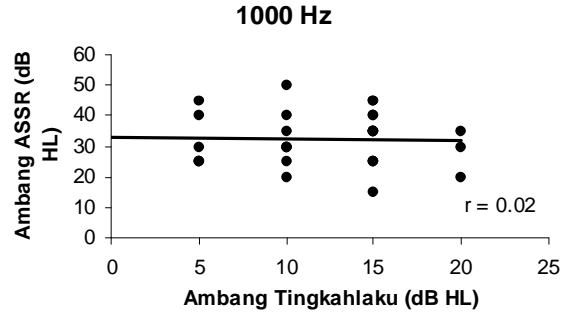
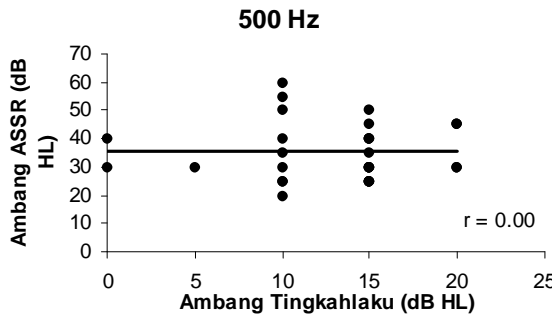
*dB = desibel



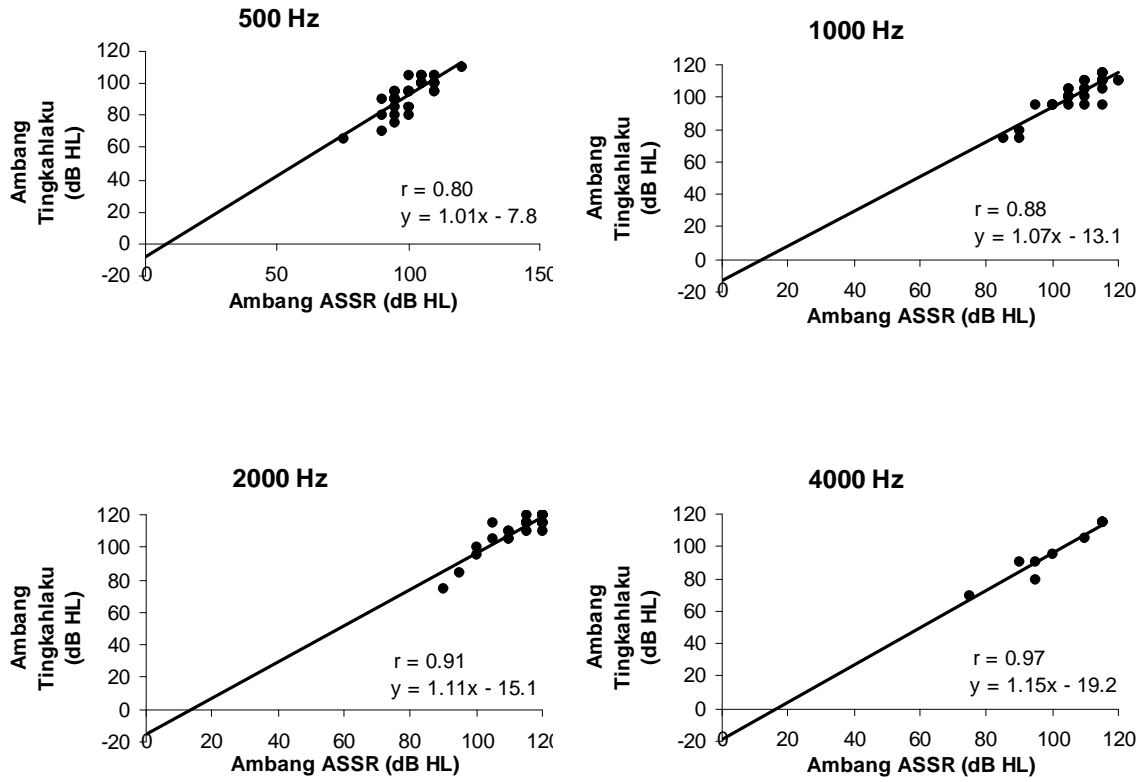
FP = Frekuensi pembawa

FM = Frekuensi modulasi

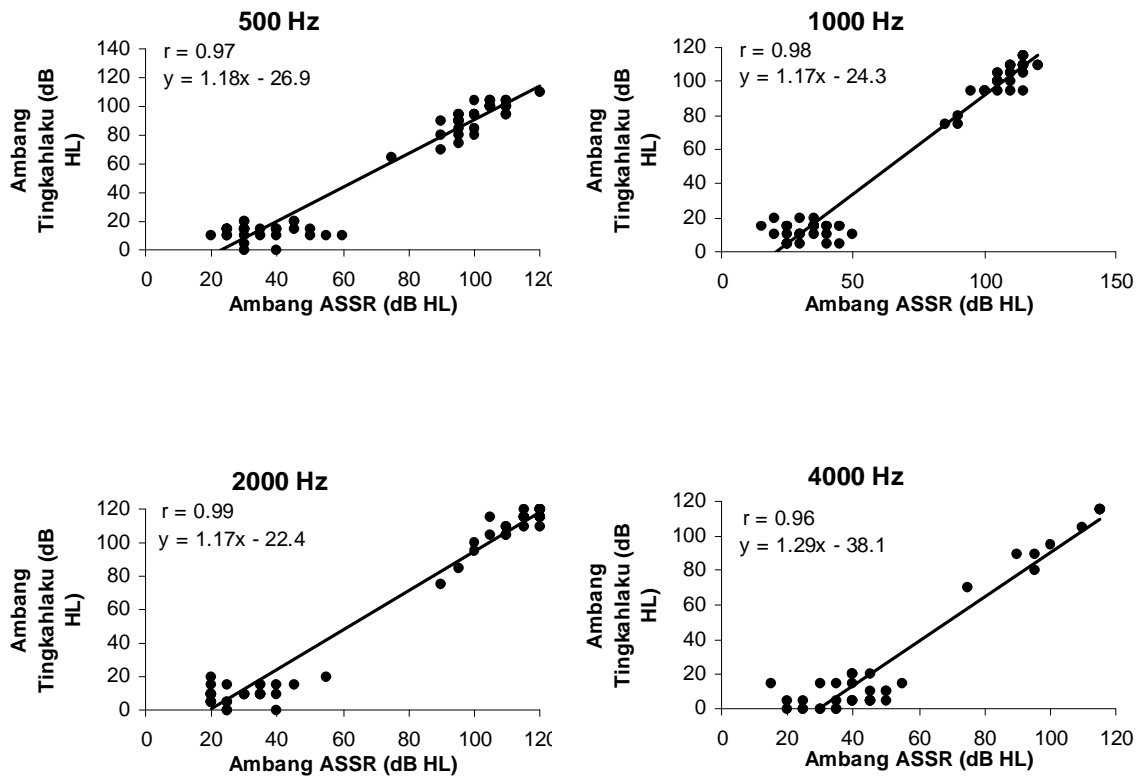
RAJAH 1. Pembentukan tiga puncak utama stimulus modulasi amplitud dalam ASSR



RAJAH 2. Hubungan di antara ambang ASSR dan ambang tingkahlaku pada 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz dan 4000 Hz untuk kumpulan subjek berpendengaran normal.



RAJAH 3. Hubungan di antara ambang ASSR dan ambang tingkahlaku pada 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz dan 4000 Hz untuk kumpulan subjek bermasalah pendengaran.



RAJAH 4. Hubungan di antara ambang ASSR dan ambang tingkahlaku pada 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz dan 4000 Hz untuk kumpulan subjek berpendengaran normal dan bermasalah pendengaran.