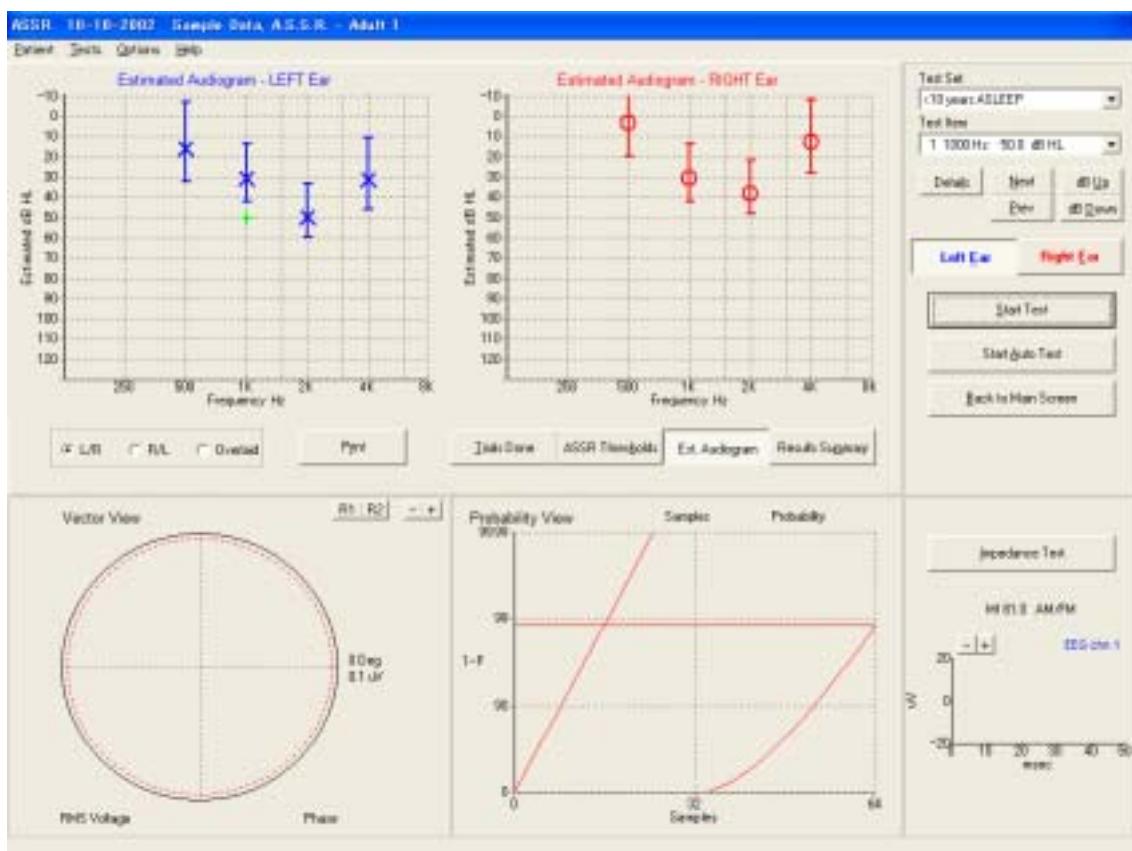


Auditory Steady-State Evoked Responses (ASSR) (ABR/OAE検査装置)

A New Tool for Frequency-Specific Hearing Assessment from Infants to Adults



An Application Note Provided
Courtesy of Grason-Stadler Inc.
A Subsidiary of VIASYS Healthcare

Auditory Steady-State Evoked Response

幼児・小児における周波数特異性を持った聴力評価の新しいツール

聴性定常状態誘発反応 (ASSR) とは、連続的あるいは定常的な音響刺激によって誘発される脳反応です。定常的刺激に対する脳反応もまた定常的であり、それを誘発させる音が持続している間は存在します。ASSR を発生させる連続音は周波数特異性を得るために最適化されており、ABR で用いられるクリックやトーンバーストと比較して、より純音に近いものです(図 1 参照)。

ASSR は ABR と同様の技術を用いて記録されますが、その記録や解析や解析手段はかなり異なっています(詳細は“レスポンス特性”の項を参照)。

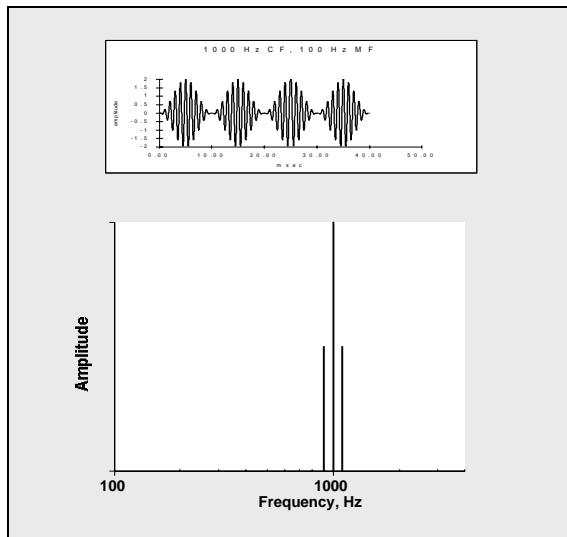
ASSR はスペクトル分析法を用いて周波数ドメインで分析され、反応の存在を決定する自動的、客観的、統計的手法を用いて評価されます。域値の評価は自動的かつ客観的な検出手段を用いて行われ、各周波数の域値は純音オージオグラムを推定するために使われます(詳細は“ASSR の解析”及び“オージオグラムの推定”の項を参照)。

聴性定常状態誘発反応の第 1 の臨床応用としては、新生児聴覚スクリーニング検査においてフォローアップ検査が必要とされた新生児に対する、周波数特異性を持った詳細な聴覚評価があげられます。ASSR 検査より得られる推定オージオグラムは、補聴器フィッティングや人工内耳の検討などで、もっとも妥当な手段を決定するための根拠を提供します。

刺激特性

ASSR を誘発するために用いられる刺激は、標準的なオージオメータ周波数 250 ~ 8000Hz の変調音です。純音は振幅 (AM) または周波数変調 (FM) あるいは両方を合わせた変調を行うことができます (AM + FM)。変調音は、幼児聴力検査で用いられるウォープル音のように聞こえます。これまでの研究で、AM + FM 変調音が、AM あるいは FM 変調単独の場合よりも、より良く ASSR を誘発させることができます (AM +

す。



(図 1)

図 1 の上部は、100Hz で振幅変調(AM)されたキャリア周波数(CF) 1000Hz を表しています。純音の振幅は、1 秒間に 100 回の頻度で 0 ~ 100% に変化します。この刺激は、刺激間隔のない、連続したトーンバースト信号と見なすことができます。

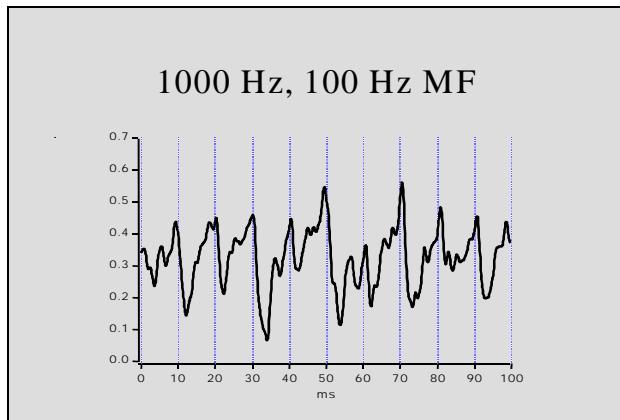
この例では、トーンバーストは 10ms おきに繰り返され、そのトーンバーストは 5ms のライズ / フォールを持ち、ブラーーの無い音となります。

図 1 の下部は、1000Hz(キャリア周波数、以下 CF)、100Hz(モジュレーション周波数、以下 MF)変調音のスペクトル(周波数特性)を表します。スペクトルは、刺激に含まれるエネルギーの主要なピークが 1000Hz (CF) に、側波帯が 900Hz と 1100Hz (1000Hz ± 100Hz) に存在することを示します。この例では、刺激のエネルギーは 900 ~ 1100Hz の間にしか存在しません。

レスポンス特性

域値もしくはそれを越える ASSR 刺激が与えられると、その純音周波数に対応する領域の内耳有毛細胞が

興奮します。例えば、図1に示す刺激は、最大で 900 ~ 1100Hz に対応する領域の内耳を興奮させます。この神経電位が聴神経を伝わることにより、脳波は図2に示すように振幅変調周波数(100Hz)に同期し誘発されます。言い換えれば、100Hzで同期した脳波がASSRの主成分となります。



(図 2)

ASSR の解析

通常の ABR や他の過渡的な聴性誘発反応は、ピークやその遅れ、振幅を視覚的に解析しますが、ASSR は全く違う解析方法をとります。

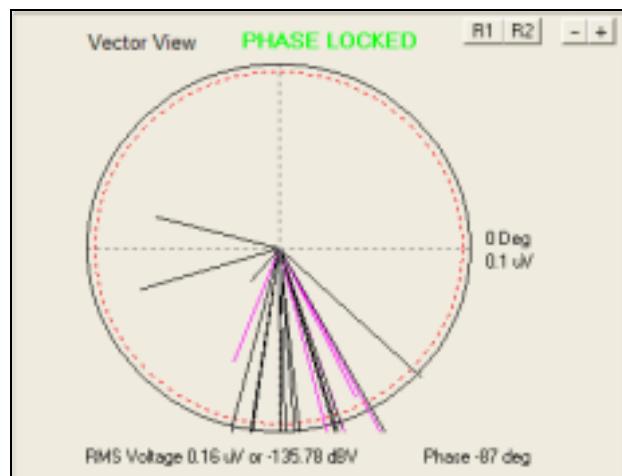
ASSR の解析は、記録された脳波について、刺激音の変調周波数に対応する脳波の振幅及び位相を解析するために、コンピューターアルゴリズム(FFT)を用いて行われます。これらの客観的手法は、記録評価の品質を確実にするだけでなく、検者の波形の解釈などによる誤差を最小にします。

ASSR の解析は、技術的には以下のステップで行われます。

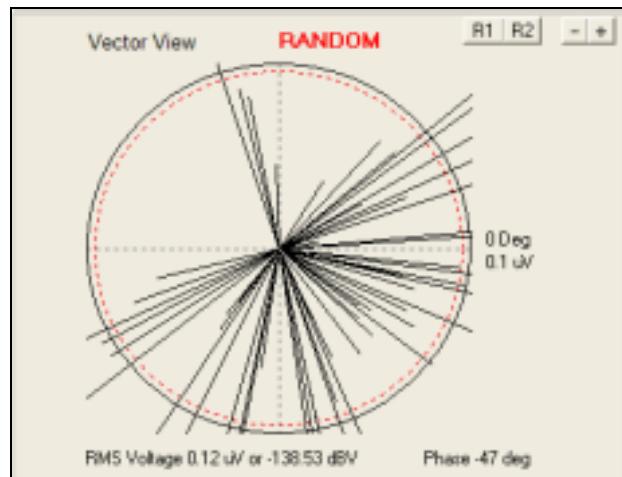
1. 連続的変調音を提示しながら脳波のサンプルを記録・解析します。解析は、それぞれのサンプルに対して行います。例えば1000Hz 30dBHLなどのように、1つの周波数、1つのレベルの測定に対して最大64サンプルが解析されます。
2. それぞれのサンプルに対して、純音変調周波数に対応する脳波の振幅及び位相を定量化します。各サンプルの振幅及び位相情報は極座標のベクトルとして示されます。ベクトルの長さが脳波の振幅に対応し、

ベクトルの角度は刺激と脳反応との間の位相あるいは時間遅れを反映します。

図3a、3b は 2 つの異なった反応に対して得られたベクトルを描いたものです。図3a では、極座標図は変調音が ASSR を誘発している場合のベクトルを示します。ベクトルは極座標において一方向に集中しており、“位相が固定された（以下 PHASE LOCKED）” 脳反応が存在する、すなわち、サンプルは変調周波数に同期していることを示しています。これは耳及び脳が刺激に対して反応している時のみ生じます。図3b は、刺激音が域値以下あるいは聞こえないレベル（もしくは刺激が存在しない場合）にある時に得られるベクトルを示します。ベクトルの長さ（すなわち振幅）はまちまちであり、さらに重要なのは、“位相が散らばっている(RANDOM)” ことです。これは脳波と変調音との間に何の相関関係もなく、脳波がランダムで、反応が発生していないことを示します。



(図 3a)



(図 3b)

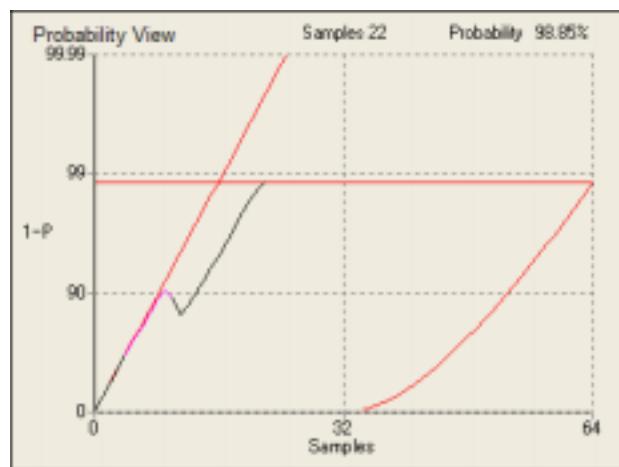
客観的なレスポンスの判定

“ PHASE LOCKED ” と “ RANDOM ” の決定は、図 3a、3b に示される視覚的な解釈によるものではなく、サンプルを収集しながらリアルタイムで行われる統計的解析によって行われます。解析アルゴリズムは、プリセットされた確率値（この例では $p < 0.03$ ）に達した時点で刺激提示とデータサンプリングを停止します。これにより必要な測定時間を最小にすることができます。同様に、64 サンプルの解析が行われた時または 64 サンプル以内に統計的な意味のある確率が達成されない時は、測定を停止します。

ベクトルの位相解析には、Phase Coherence squared(PC^2)として知られている方法を用います。サンプルの新しいベクトルが得られるたびに PC^2 の値が計算されます。 PC^2 の値は 0.0 から 1.0 の範囲にあり、0.0 に近い値は、サンプルと変調音との間で位相の一致度が低いことを示します。反対に、 PC^2 の値が 1.0 近くになる場合は、脳波サンプルと変調音との間で位相の一致度が高いことを示します。

PC^2 の値は、得られた位相の集中度合いが、刺激が存在しない場合または刺激音が可聴レベルを下回っている場合の測定で得られる位相の分布から、統計的にどの程度異なっているかを示す確率値を決定します。この値は、円分散 (circular variance) の統計的表を用いて得られ、反応があったかどうかを決定する統計的評価の基となります。

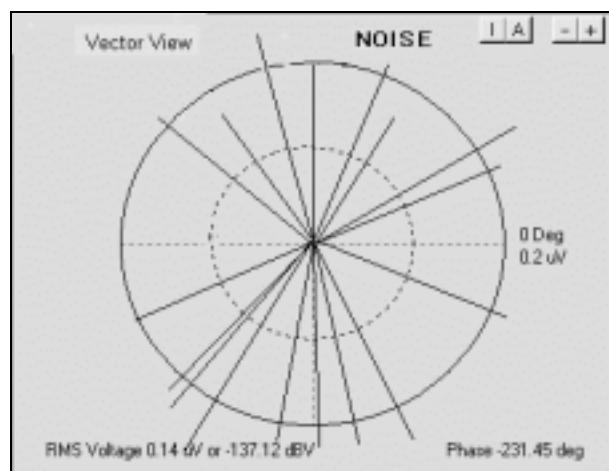
それぞれのサンプルが解析され、そのベクトルが描画されるたびに新しい PC^2 値が算出されて新しい確率値が決定されます。図 4 は、ASSR が存在する場合の測定に対して ($1-p$) の値をプロットした代表的な図の例です。97% のラインが統計的有意 $p < 0.03$ を示します。レスポンス確率曲線は 20 サンプルが評価された時点でのラインに達し、位相が統計的に有意な “ PHASE LOCKED ” 区分に達したことを示しています。



(図 4)

$p < 0.03$ の確率値は、ASSR 反応が存在しないにも関わらず、反応があったと判定される確率を 3 % と設定します。つまり $p < 0.03$ の確率に達する測定は、刺激がない状態や刺激が域値以下であるような、結果がノイズにのみ影響されている可能性が 3 % 以下であることを意味します。すなわち、“ PHASE LOCKED ”とは、測定において ASSR が存在することを示すものです。

過大なノイズの影響を受けた測定は自動的に中止され、図 5 にあるように “ NOISE ” が表示されます。これらの測定はこれ以降の評価から除外されます。

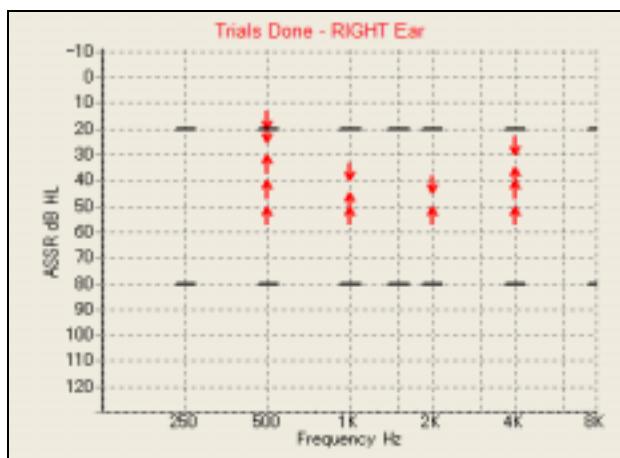


(図 5)

それぞれの測定が終わった時、客観的検出アルゴリズムは “ 反応がなかった ” 事を示す “ RANDOM ” 、あるいは “ 反応があった ” 事を示す “ PHASE LOCKED ” を示します。測定の結果は、“ Trials Done ” というオ

オージオグラムに似た表の上にプロットされ、記録されます。ある患者の右耳の測定結果プロット例を図 6 に示します。

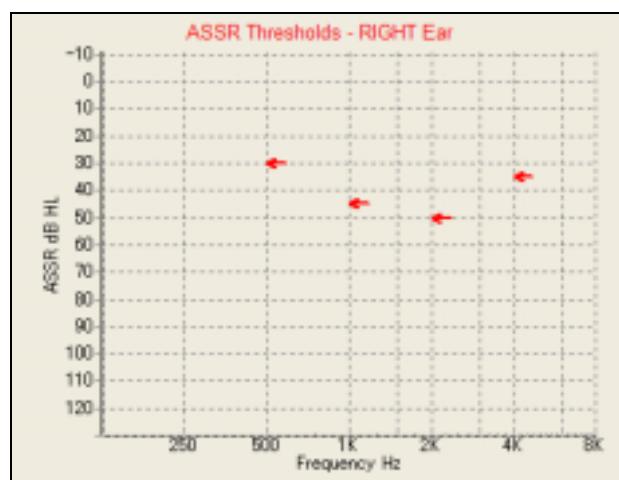
“ PHASE LOCKED ” となった測定結果は、ASSR 域値が測定された聴力レベルよりも良いことを示す上向きの矢印で表示されます。逆に、“ RANDOM ” の測定結果は、そのレベルの刺激が ASSR を誘発できなかった、すなわち域値以下であったことを示す下向きの矢印で表示されます。これを利用して、ASSR 検査は域値が挟まれるまで続けられます。域値は “ PHASE LOCKED ” の反応が得られた最小のレベルです。域値はそれぞれのオージオメータ周波数に対して求めることができます。



(図 6)

これより、それぞれの周波数に対する ASSR 域値が、反応があったと判定された最小の HL レベルとして自動的に定義されます。得られた ASSR 域値の精度は、域値を決定する際に使用された HL レベルのステップサイズによってことに注意して下さい。

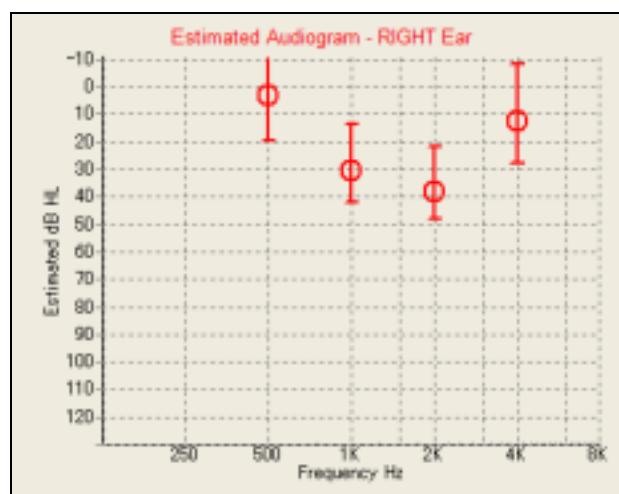
図 6 の結果から得られた ASSR 域値は、次に図 7 に示されるようにオージオグラムに似た図上にプロットされます。



(図 7)

オージオグラムの推定

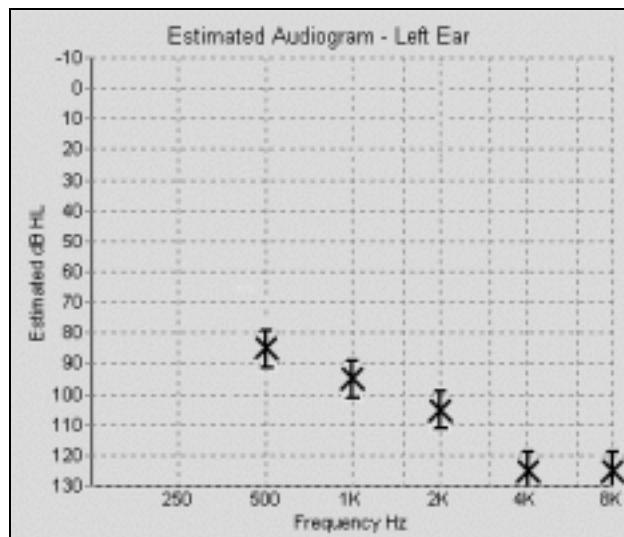
ASSR の域値は、次に純音オージオグラムを推定するため使用されます。この推定には、様々な聴力損失を持つ患者の ASSR 域値と、そのオージオグラムの関係に関する、メルボルン大学より出版された研究結果を基礎とするアルゴリズムを利用します (Rance et al , 1995)。この研究では、ASSR 域値が純音の域値に対して高い相関 (>90%) を持つこと、また中等度、高度難聴者においてはより高い相関 (>95%) があることを明らかにしています。ASSR 域値は、中等度、高度難聴者では純音域値に比して $\pm 10\text{dB}$ 以下、正常者や軽度難聴者では $\pm 20\text{dB}$ 以下の誤差を示します。



(図 8)

図 8 は、図 7 の ASSR 域値から推定された純音オージオ

グラムです。聴力損失が正常あるいはほぼ正常の場合は推定域値の精度は下がることを反映して、それぞれの域値間の範囲は比較的広いことがわかります。けれども、補聴器や人工内耳を必要とするような患者のオージオグラムを推定する時などより重要な場合には、推定された純音オージオグラムの精度は著しく高くなります(図9参照)。



(図 9)

補足考察

ASSR は非常に小さな誘発電位であるため、バックグラウンドノイズと ASSR との間の可能な限り良い S/N 比を実現することが、信頼度の高い ASSR 検査につながります。検査は患者が睡眠中に行われなければなりません。小児の食事後、あるいは鎮静剤、麻酔剤の投与により睡眠させることができます。高い(>60Hz) 変調周波数を用いた場合、鎮静剤あるいは麻酔剤の投与によって ASSR が無くなったり減弱することは無いことが研究によりわかっています。

文書の許諾 Grason-Stadler, Inc.

Information in this Application Note is based on personal communications with, and the published research of, the following: Professor Field Rickards and colleagues in the Department of Otolaryngology, The University of Melbourne, Australia; Dr. Barbara Cone-Wesson, Department of Speech & Hearing Sciences, University of Arizona, Tucson; and Mr. John Parker, Interrupt Systems, Victoria, Australia.

翻訳 リオン株式会社

本文書の内容の一部あるいは全部を無断で複写(コピー)することは、法律で認められた場合を除き、著訳者の権利の侵害となります

参考文献

- Rickards, F.W.
Auditory steady-state evoked potentials in humans to amplitude modulated tones.
Ph.D. Thesis, August 1983.
Department of Otolaryngology, The University of Melbourne.
- Rickards, F.W. and Clark, G.M.
Steady-state evoked potentials to amplitude modulated tones.
Evoked Potentials II, edited by R.H. Nodar and C. Barber.
Butterworth, Boston, MA, 1984; 163-168
- Cohen, L.T.
Auditory steady-state evoked potentials:
Automated threshold estimation in awake and sleeping subjects.
Ph.D. Thesis, July 1990.
Department of Otolaryngology, The University of Melbourne.
- Cohen, L.T., Rickards, Cohen, L.T., Clark, G.M.
A comparison of steady-state potentials to modulated tones in awake and sleeping humans.
Journal of the Acoustical Society of America, 1991; 90:2467-2479.
- Rance, G., Beer, D.E., Cone-Wesson, B., Shepard, R.K., King, A., Rickards, F.W., and Clark, G.M.
(1999) Clinical findings for a group of infants and young children with auditory neuropathy.
Ear and Hearing, 20 (3), 238-252.
- Tan, Lesley
Establishing and Comparing Thresholds in Babies using SSERA and ABR, Paper presented at the 13th National Conference of the Audiological Society of Australia, Sydney, 29 April to 1 May 1998.
- Burton M.J., Cohen L.T., Rickards F.W., McNally K.I., Clark, G.M.
Steady-state evoked potentials to amplitude modulated tones in the monkey.
Acta Otolaryngol (Stockh) 1992; 112:745-731.
- Rance, G., Rickards, F.W., Cohen, L.T., Burton M.J., Clark G.M.
Steady-State Evoked Potentials: A New Tool for the Accurate Assessment of Hearing in Cochlear Implant Candidates.
Advances in Oto-Rhino-Laryngology, Basel, Karger, 1993; 48:44-48.
- Rickards, F.W., Tan L.E., Cohen L.T., Wilson O.J., Drew J.H., and Clark G.M.
Auditory steady-state evoked potentials in newborns.
British Society of Audiology, 1994; 28: 327-337.
- Rance, G., Rickards, F.W., Cohen, L.T., De Vidi S., and Clark G.M.
Automated prediction of hearing thresholds in sleeping subjects using auditory steady-state evoked potentials.
Ear and Hearing, 1995; 16:499-507
- Rance, G., Dowell, R.C., Rickards, F.W., Beer, D.E., and Clark G.M.
Steady-state evoked potential thresholds in a group of children with absent click-evoked auditory brainstem response.
Ear and Hearing, 1998, 19:48-61.

発売元 リオン株式会社	本社・聴能機器営業部 聴能医測販売課 〒185-8533 東京都国分寺市東元町 3-20-41 Tel:042-359-7835 Fax:042-359-7441 www.ripon.co.jp
製造元 Grason-Stadler, Inc.	5225 Verona Road Bldg2, Madison, WI 53711-4495 Tel:603-672-0470 Fax:603-672-0487 www.grason-stadler.com