

Artigo Original

recebido: 15/10/1999 e aceito: 14/11/2000

**Deteção da resposta auditiva
no EEG de crianças utilizando
técnicas no domínio da
frequência**

*Detection of EEG auditory response
in children, using frequency domain
techniques*

Ramos, E.G.

Aluna de Doutorado,
Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ,
Caixa Postal 68.510, 21945-970 - Rio de Janeiro - RJ
e-mail: eloane@peb.ufrj.br.

Zaeyen, E.J.B.

Aluno de Mestrado
Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ.

Simpson, D.M.

Department of Medical Physics,
Leicester Royal Infirmary - Leicester - UK.

Infantosi, A.F.C.

Professor Titular,
Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ
e-mail: afci@peb.ufrj.br.

Resumo

A triagem auditiva, especialmente de recém nascidos (RN) que apresentem fatores de risco, tem sido recomendada por diversas entidades internacionais. O exame de potencial evocado auditivo de tronco cerebral (BERA - *Brainstem Evoked Responses Audiometry*) é atualmente considerado como referência para deteção do limiar auditivo em RNs, embora seja um procedimento demorado e de interpretação subjetiva. Para deteção objetiva da resposta auditiva em crianças foram aplicadas duas técnicas que utilizam a Transformada de Fourier: o CSM (*Component Synchrony Measure*) e o MSC (*Magnitude Squared Coherence*). Sinais EEG de 32 crianças foram adquiridos durante BERA com estimulação por *clicks* a 20 Hz. Colheram-se ao todo 73 sinais EEG, cada um abrangendo 1024 estímulos de 85 dBHL. Destes 73 sinais, a interpretação clínica dos potenciais evocados indicou haver resposta (audição intacta) em 55. Um critério heurístico de deteção de resposta baseado em um conjunto de harmônicos da frequência de estimulação (20 a 900 Hz) resultou em sensibilidade de 93% e especificidade de 78% para o MSC, e 98% e 72% para o CSM, respectivamente. Como o desempenho na deteção da surdez (resultado negativo) é o desejado, MSC seria mais adequado à deteção de resposta auditiva no EEG de crianças e recém-nascidos.

Palavras chave: Coerência, Deteção objetiva de resposta, MSC, Potencial evocado auditivo, Surdez.

Abstract

A number of professional bodies have recommended hearing screening of newborn babies. Brainstem evoked response audiometry is considered the most reliable technique for this in children, though it is time-consuming and requires the subjective interpretation of the test results. Two objective techniques operating in the Fourier domain, the component synchrony measure (CSM) and magnitude squared coherence (MSC) were applied to the EEG signals collected from 32 children (aged between 5 days and 9 years) during 1024 click stimuli of intensity 85 dBHL and stimulation frequency 20 Hz. Of the 73 signals analysed, conventional interpretation indicated that only 55 had a clear response, and this was absent (indicative of deafness) in the remainder. A heuristic criterion for the response detection based on the MSC and CSM at set of harmonics of the stimulus frequency in the band from 20 to 900 Hz gave a sensibility of 93 % and a specificity of 78 % for the MSC, and 98 % and 72 %, respectively, for the CSM. Considering that high specificity in detecting hearing impairment is required in screening, the MSC was found more suitable for the objective detection of the auditory response in the EEG of children.

Keywords: Auditory evoked potential, Coherence, Deafness, MSC, Objective response detection.

Extended Abstract

Introduction

Hearing loss can delay a child's development, and if not detected before the first month of life, normal development is unlikely (McCormick, 1995). A number of professional bodies have thus recommended hearing screening of newborn babies, especially for high risk cases, such as those who suffered asphyxia or have a family history of hearing loss. In the last few years, brainstem evoked response audiometry (BERA) has been considered the most reliable technique of determining the auditory threshold in newborns, older children, and patients in whom conventional methods give inconsistent results. However, it is a relatively time-consuming procedure and requires the subjective interpretation of the test results. Objective techniques are therefore required, based only on quantitative statistical criteria. In this work two objective techniques operating in the Fourier domain are assessed for use as auditory response detectors: the component synchrony measure (CSM) and the magnitude-squared coherence (MSC).

Materials and Methods

EEG signals were collected from 32 children aged between 5 days and 9 years, during stimulation with 20 Hz clicks (Figure 3) at a level of 85 dBHL. Surface electrodes were applied, using the Oi-Cz derivations, with a reference at Fpz. A train of pulses which are synchronised with the stimuli, was acquired in a second channel (Figures 5 and 6), and both signals were digitised with a sampling frequency of 7 KHz. Of the 73 signals analysed, conventional interpretation by an experienced clinician indicated that only 55 had a clear response, and this was absent (indicative of deafness) in the remainder. For the objective detection of responses, 1024 stimuli were employed. For both MSC and CSM, the EEG signal is divided into M epochs synchronised with the stimuli, and the Discrete Fourier Transform is applied to each epoch i (equation 1), where $1 \leq i \leq M$. MSC is based on a coherence estimate between signal and stimulus. The $MSC(f)$ is found according to equation 3 (Simpson et al, 2000). For a random signal (no response), the MSC follows the F distribution (equation 4), from which the critical values of

the MSC can be derived. CSM measures the synchronisation for each phase spectral component $\phi(f)$ in the M epochs (equation 5, Simpson et al, 2000). Under the null hypothesis of no response, CSM follows a Chi-squared distribution (equation 6).

Results

Figure 10 shows the $MSC(f)$ for two EEG signals, one that presented a clear response (CR) according to conventional examination, and another that showed no response (SR). A histogram giving the proportion of cases at which the MSC detected a response (at the significance level $\alpha = 5\%$) is shown in Figure 11. Clear differences between CR (grey bars) and SR (black bars) are observed. A heuristic criterion for the response detection based on a set of harmonics in the band from 20 to 900 Hz, gave sensitivities and specificities for the detection of a response (Figure 14).

Discussion and Conclusion

Other works have already pointed out the high sensibility of the MSC and CSM in detecting evoked responses. Champlin (1992) made use of EEG signals from normal adults during stimulation by 40 Hz clicks. At a level equivalent to 30 dBHL and utilising 2048 stimuli, he obtained 95% for sensitivity with the MSC and 90% with the CSM. Stürzebecher and Cebulla (1997) give 100% sensitivity for the MSC, utilising 9000 stimuli. These high sensitivities are probably due to the high number of stimuli, and to the fact that steady state auditory evoked potentials (40 Hz) used by them give a higher signal-to-noise ratio than the transient stimuli investigated here. Another point is that these two works used EEG signals acquired with no stimulation to calculate specificity, while in the present work a group with hearing loss (according to visual interpretation of BERA) was chosen. These signals may have some residual stimulus artefacts (Erwind et al, 1993), despite our efforts to reduce them. While a greater number of patients and files should be analysed to permit a final conclusion, the lower specificity of the CSM noted in the current work suggests that the MSC is more suitable for the objective detection of the auditory response in the EEG of children. Thus, allowing the detection of the maximum possible number of cases of hearing loss.

Introdução

Embora a fala e o domínio da linguagem só comecem a se manifestar entre os 12 e 18 meses de idade, sabe-se hoje que a experiência auditiva adquirida desde as primeiras semanas de vida forma a base para esta aprendizagem. A surdez profunda e severa afeta o desenvolvimento social, emocional, intelectual e lingüístico da criança, para a qual a detecção de problemas auditivos, mesmo a partir do primeiro mês de vida, é considerada tardia, e irá privá-la de atingir sua total potencialidade de desenvolvimento (McCormick, 1995). Investigando a prevalência de deficiência auditiva neonatal, Naarden *et al.* (1999) determinaram taxa de 0,77 por 1000 (de 324.327 nascidos vivos entre 1981 e 1990 em Atlanta, Georgia/EUA), sendo que a causa provável da doença só foi identificada em 22% dos casos. Além disto, encontraram uma prevalência de 0,53 por 1000 de surdez neonatal, presumivelmente congênita (casos onde não há evidência da deficiência resultar de algum evento pós-natal).

Tais considerações e evidências têm, recentemente, conduzido vários países a elaborar leis que obriguem a implantação de programas de triagem auditiva de recém-nascidos (Delgado e Özdamar, 1994). Assim, nos Estados Unidos, a triagem universal (todos os bebês de uma certa maternidade são avaliados) é recomendada pelo *National Institutes of Health* (Watkin, 1996). No Brasil, o Comitê Brasileiro sobre Perdas Auditivas na Infância, emitiu, em 2000, recomendação neste sentido, já existindo, inclusive, lei municipal que obriga a implantação da triagem universal nos municípios do Rio de Janeiro-RJ (Lei Municipal 3028/2000), e São Paulo-SP (Lei Municipal 12556/1998). No âmbito estadual existem os projetos de lei n^{os} 1311/2000 - RJ e 87/2000 - SP.

Nos últimos anos, o exame de Potencial Evocado Auditivo (PEA) tem sido reconhecido como método de determinação do limiar de audição de recém-nascidos, crianças, e pacientes não habilitados a fornecer respostas comportamentais consistentes ou confiáveis (Delgado e Özdamar, 1994), sendo atualmente considerado como exame de referência (Françoís, 1996). A utilização do PEA em larga escala, entretanto, encontra problemas como custo elevado (Delgado e Özdamar, 1994) e tempo de duração do exame (Françoís, 1996; Kennedy *et al.*, 1991; Northern, 1989; Watkin, 1996). Embora seja considerado um método "objetivo", por não exigir resposta consciente do paciente, a interpretação dos resultados depende exclusivamente do treinamento e experiência de

especialista, que deve estar presente durante o exame acompanhando a evolução dos resultados (McCormick, 1995). A Otoemissão Acústica é considerada um método mais adequado para triagem auditiva, por ser simples e rápido (Françoís, 1996), entretanto, o exame PEA continua sendo necessário quando o teste de Otoemissão indica ter o indivíduo deficiência auditiva (Watkin, 1996) e, no caso de bebês prematuros de muito baixo peso o PEA parece ser ainda o mais indicado (Valkama *et al.*, 2000).

Diante deste quadro, Kennedy *et al.* (1991) sugeriram que técnicas de detecção objetiva de resposta (ORD - *Objective Response Detection*) seriam promissoras na interpretação automática do PEA. Tais técnicas têm por objetivo automatizar a identificação de resposta ao estímulo, baseando-se puramente em critérios estatísticos e quantitativos, em contraste com a avaliação subjetiva e qualitativa de um profissional médico ou técnico. Além disto, poder-se-ia diminuir a duração do exame e, conseqüentemente, a carga de trabalho de especialistas, reduzindo custos e tornando o exame de potencial evocado talvez mais apropriado para utilização em triagem auditiva universal.

As técnicas ORD baseiam-se em métodos no domínio do tempo ou da frequência, sendo que este último tem apresentado resultados encorajadores em aplicações como identificação de resposta visual (Ramos *et al.*, 1996; Tierra-Criollo *et al.*, 1998a), somato-sensitiva (Leite *et al.*, 1996; Tierra-Criollo *et al.*, 1998b; Simpson *et al.*, 2000), e auditiva em adultos (Aoyagi *et al.*, 1993; Champlin, 1992; Dobie e Wilson, 1994; Harada *et al.*, 1994; Sapsford *et al.*, 1996; Stürzebecher e Cebulla, 1997). Em algumas destas, observou-se inclusive, desempenho superior ao da análise visual convencional (Aoyagi *et al.*, 1993; Leite *et al.*, 1996).

A MSC (*Magnitude Squared Coherence*) e a CSM (*Component Synchrony Measure*) são duas técnicas ORD no domínio da frequência estudadas em várias das citações anteriores, e que privilegiam o espectro de fase. Uma terceira técnica baseada somente no espectro de potência, o Teste F Espectral (Teste F), foi comparada com estas duas. Tal comparação foi realizada com potenciais evocados visuais (Ramos *et al.*, 1996), somato-sensitivos e sinais simulados com pulsos e ruído branco aditivo (Leite *et al.*, 1996), revelando uma evidente superioridade das técnicas baseadas em fase sobre o Teste F.

Na determinação do limiar de audição de crianças e recém-nascidos entretanto, técnicas baseadas no domínio do tempo têm sido as mais investigadas (Chen *et al.*, 1996; Oudeslays-Murphy e Harlaar, 1997;

Doyle *et al.*, 1998; Mason e Herrmann, 1998). No presente estudo a MSC e a CSM serão investigadas quanto à capacidade de detectar a existência de resposta auditiva no EEG de crianças e recém-nascidos normais e com deficiência auditiva.

Técnicas ORD no domínio da frequência

Em qualquer dos métodos, MSC ou CSM, o sinal EEG coletado durante estimulação é primeiramente segmentado em trechos de igual duração contados a partir da ocorrência do estímulo. A Transformada Discreta de Fourier (DFT) é então aplicada a cada um dos M trechos, levando o sinal $x_i(k)$ do domínio do tempo para o domínio da frequência, onde será denominado $X_i(f)$, de acordo com (Aoyagi *et al.*, 1993):

$$X_i(f) = T \sum_{k=1}^K x_i(k) e^{-j2\pi kTf} \tag{1}$$

O índice i representa o trecho ($1 \leq i \leq M$); k é o índice de um instante discreto de tempo; T é o período de amostragem; e f representa um valor discreto de frequência. Cada trecho possui duração KT igual ou menor a um intervalo entre estímulos (número de trechos igual ao número de estímulos), mas durações que englobem vários intervalos também podem ser utilizadas (Dobie e Wilson, 1994). A transformada $X_i(f)$, também chamada de espectro de frequências do sinal $x_i(k)$, é uma grandeza complexa que pode ser representada por:

$$X_i(f) = |X_i(f)| e^{j\phi_i(f)} \tag{2}$$

onde $|X_i(f)|$ é a magnitude e $\phi_i(f)$ a fase do espectro de frequências do trecho i .

MSC - Este método baseia-se na coerência entre o sinal de EEG e o estímulo, o qual é representado por um trem de impulsos com frequência igual a taxa de estimulação, podendo ser expressa como (Simpson *et al.*, 2000):

$$MSC(f) = \frac{\left| \sum_{i=1}^M X_i(f) \right|^2}{M \sum_{i=1}^M |X_i(f)|^2} \tag{3}$$

Se não houver sincronismo entre o EEG e o estímulo, o numerador tenderá a um valor baixo, e a $MSC(f)$ aproxima-se de zero. Se todos os trechos i contêm sinais iguais, ou seja, há resposta ao estímulo, então $X_i(f) = c, \forall i$, onde c é uma constante complexa. Logo, $MSC(f) = 1$. Este comportamento pode ser ilustrado a partir da representação dos vetores formados pelas partes real ($\text{Re}\{X_i(f)\}$) e imaginária ($\text{Im}\{X_i(f)\}$) para uma dada frequência f , no plano de Argand-Gauss. A distribuição destes vetores ilustrada na Figura 1 determinará o valor de MSC (proporcional ao módulo do vetor resultante). Para um sinal $x(k)$, representado somente por ruído branco, tem-se uma distribuição de pontos homogênea (Figura 1a), logo $MSC(f)$ aproxima-se de zero; se a este ruído for somado um trem de impulsos, ocorre um deslocamento da distribuição de vetores (Figura 1b), logo $MSC(f) \gg 0$.

Podem ser demonstrado que para M trechos independentes de um sinal randômico (sem resposta ao estímulo) a $MSC(f)$ está relacionada com a distribuição estatística F por (Victor e Mast, 1991):

$$(M - 1) \frac{MSC(f)}{1 - MSC(f)} \approx F_{2, 2M-2} \tag{4}$$

A partir desta relação pode-se obter o valor crítico do MSC (MSC_{critico}) a um nível de significância α . Para um sinal composto por M trechos correspondentes a M estímulos, a hipótese nula de não haver resposta ao estímulo será rejeitada para a frequência f quando $MSC(f)$ for maior que MSC_{critico} . Neste caso, diz-se que houve identificação positiva de resposta na frequência f .

Na presença de uma resposta sincronizada com estímulo, espera-se identificação positiva na frequência de estimulação e em seus harmônicos. Na ausên-

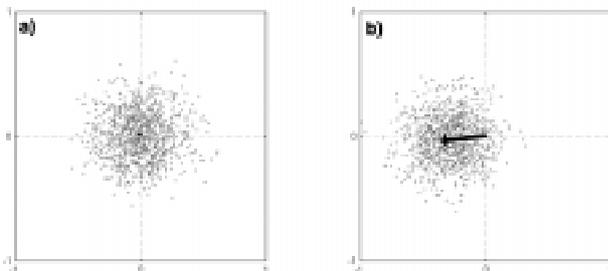


Figura 1. Distribuição dos vetores formados pelas partes real e imaginária de $X_i(f)$, onde $1 \leq i \leq 1024$, para: **a)** ruído branco; **b)** trem de impulsos com ruído branco aditivo. Seta indica o vetor resultante. **Figure 1.** Distribution of vectors formed by the real and imaginary parts of $X_i(f)$, with $1 \leq i \leq 1024$, for **a)** white noise; **b)** a pulse-train with additive white noise. The arrow show the resultant vector.

cia de resposta ou na condição de não estimulação, espera-se uma taxa de falsos positivos igual a α para todas as frequências.

CSM - Mede a consistência de cada componente de fase do espectro, podendo ser definida como (Simpson *et al.*, 2000):

$$CSM(f) = \left[\frac{1}{M} \sum_{i=1}^M \cos \phi_i(f) \right]^2 + \left[\frac{1}{M} \sum_{i=1}^M \sin \phi_i(f) \right]^2 \quad (5)$$

Na presença de resposta, as componentes de frequência relacionadas com o estímulo estarão todas com a mesma fase ao longo dos trechos, resultando em valores próximos da unidade para a CSM nestas frequências. Na ausência de resposta ao estímulo, a fase é randômica para todas as frequências, e espera-se um valor próximo de zero para a $CSM(f)$. Quando todas as magnitudes $|X_i(f)|$ são iguais, CSM e MSC tornam-se equivalentes. Assim, a CSM pode ser vista como uma versão da MSC que se utiliza somente da fase e ignora a magnitude. Analogamente ao MSC, considerando a magnitude dos vetores como unitária, a distribuição de $\phi_i(f)$ na circunferência da Figura 2 determinará o valor de CSM. Para um sinal representado somente por ruído branco, tem-se uma distribuição de pontos homogênea (Figura 2a), e $CSM(f) \approx 0$; para ruído somado a um trem de impulsos, ocorre uma migração dos pontos para uma determinada região da circunferência (Figura 2b), e $CSM(f) \gg 0$.

Na ausência de sincronia entre as fases (hipótese nula), a distribuição estatística da CSM pode ser aproximada por (Mardia, 1972):

$$CSM \approx \frac{\chi_2^2}{2M} \quad (6)$$

onde χ_2^2 : distribuição Chi-quadrado com dois graus de liberdade; M : número de trechos (estímulos) nos quais o sinal EEG foi segmentado.

Esta aproximação é baseada no teorema do limite central, e é tanto mais precisa quanto maior o valor de M . Os limites de confiança exatos da CSM podem ser obtidos em (Mardia, 1972), entretanto, a distribui-

ção Chi-quadrado fornece uma alternativa mais simples de ser implementada.

Utilizando a expressão (6) pode-se determinar $CSM_{\text{crítico}}$ para um nível de significância α e, assim testar a hipótese nula de não haver resposta ao estímulo.

Materiais e Métodos

Casuística

Os sinais EEG foram adquiridos durante os exames de audiometria por respostas evocadas do tronco cerebral (BERA – *Brainstem Evoked Responses Audiometry*) de 32 crianças com idade entre 5 dias e 9 anos (56% com menos de 1 ano, e 31% entre 2 e 3 anos). Todos os pacientes possuíam indicação para a realização do exame, cuja finalidade é a determinação do limiar de audição.

Protocolo experimental

Os exames BERA foram conduzidos e avaliados por especialista na UTI neonatal do Hospital Central da Polícia Militar (HCPM – RJ) e na Clínica Serv-Baby (Bangu – Rio de Janeiro/RJ), utilizando-se o equipamento de potencial evocado Saphire (Medelec, Oxford, UK). Estímulos do tipo *clicks* de rarefação, apresentados a uma taxa nominal de 20 Hz (real de 20,43 Hz) através de fones de ouvidos foram empregados para aquisição do EEG com eletrodos de superfície posicionados nas derivações Oi (Orelha ipsilateral)-Cz, com referência em Fpz (Figura 3).

No condicionamento do sinal foi utilizado um filtro passa-banda, com frequências de -3 dB em 70 e 1,6 kHz, e decaimento de 6 dB por oitava. A rejeição automática de trechos entre dois estímulos cuja amplitude encontrava-se acima de um determinado limiar (ajustado pelo operador de acordo o nível de interferência presente durante cada exame) foi também realizada. Durante a aquisição, a cada novo trecho considerado válido a promediação foi recalculada segundo a expressão (7), e exibida na tela do Saphire (Figura 4).

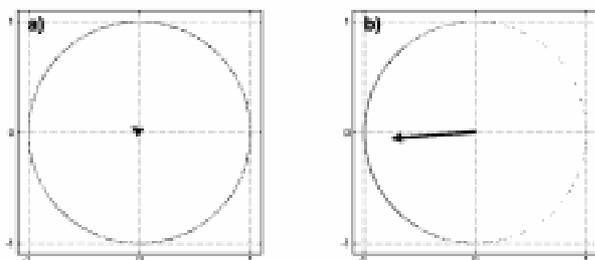


Figure 2. Idem Figura 1, considerando vetores de magnitude unitária. **Figure 2.** As Figure 1, but considering vectors of unit magnitude.



Figura 3. Localização dos eletrodos (Oi, Cz, Fpz) no exame de Potencial Evocado Auditivo de Tronco Cerebral (BERA). **Figure 3.** Localisation of the electrodes Oi, Cz and Fpz in Brainstem Evoked Response Audiometry (BERA).

$$\bar{x}(k) = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M x_i(k) \quad (7)$$

onde i representa o índice do trecho (ou estímulo); M o número de estímulos; $x_i(k)$ é o sinal no trecho i ; e $\bar{x}(k)$ é o sinal promediado.

Os exames foram realizados com os pacientes deitados numa cama ao lado da mãe. Todos foram examinados em sono espontâneo ou sob efeito de sedativo, quando necessário, exceto aqueles com idade acima de 5 anos, que foram orientados a permanecerem quietos e relaxados. Após a limpeza dos locais indicados na Figura 3, fixaram-se os eletrodos com a ajuda de pasta condutora e, através do medidor localizado na caixa do pré-amplificador, verificaram-se as impedâncias da interface pele-eletrodo até que todas assumissem valor igual ou menor que 5 k Ω (Chiappa, 1995). Sempre que possível, registrou-se um minuto de EEG sem estimulação para cada ouvido examinado.

O exame se inicia com a apresentação ao paciente de um bloco de 1024 estímulos válidos (excluindo-se aqueles rejeitados automaticamente pelo Saphire), com nível de pressão sonora de 85 dBHL¹. O resultado da promediação é avaliado e, se houver resposta, todo o procedimento é repetido para as intensidades mais baixas até 20 dB abaixo do limiar auditivo encontrado. O limiar auditivo é o menor nível de pressão sonora onde se encontra resposta do paciente. Se, ao contrário, não houver resposta a 85 dBHL, aumenta-se a intensidade até que esta seja identificada, ou até o limite de 110 dBHL. Neste último caso, diz-se que o paciente não apresentou resposta auditiva no ouvido examinado.



Figura 4. Operação do equipamento de potencial evocado (Saphire) durante a realização do exame BERA. **Figure 4.** Operation of the evoked potential system (Saphire) during the BERA exam.

Aquisição

A Figura 5 ilustra o esquema de aquisição e armazenamento. O sinal de sincronismo do estímulo gerado pelo Saphire é composto por pulsos tão estreitos que, frequentemente, não coincidem com os instantes de amostragem, e são perdidos, razão pela qual um circuito monoestável foi inserido antes da etapa da amostragem. Esta foi realizada a uma frequência de amostragem de 7 kHz com a placa de conversão analógico-digital DAQPad 1200 (National Instruments, Austin, USA) e um software de aquisição desenvolvido em ambiente LabView (National Instruments, Austin, USA). Os sinais digitalizados foram armazenados em CD-ROM, compondo arquivos de dois canais (Fig. 6).

Os sinais nos quais o especialista detectou resposta foram denotados por CR, e aqueles onde não houve detecção por SR. Apenas o nível de pressão sonora de 85 dBHL foi analisado neste trabalho, para o qual 73 sinais foram armazenados, 55 CR e 18 SR. Além destes, 61 sinais EEG coletados sem estímulo foram utilizados para avaliação das técnicas e rotinas construídas.

¹ Nível de pressão de um estímulo sonoro pode ser medido em diversas unidades, sendo as mais utilizadas (Chiappa, 1995): dB SPL - unidade padrão, definida como a raiz média quadrática da pressão de um som em relação à mais baixa intensidade sonora (20 mPa, em termos absolutos) que pode ser ouvida; dBHL ou dBnHL - unidade relativa ao limiar de audição médio de um determinado grupo de indivíduos normais, para um estímulo particular (e.g. 0 dBHL - limiar de audição médio de um grupo; 10 dBHL - 10 dB acima do limiar de audição médio do grupo); dB SL - unidade individual, medida em relação ao limiar de audição de uma das orelhas de um determinado indivíduo.

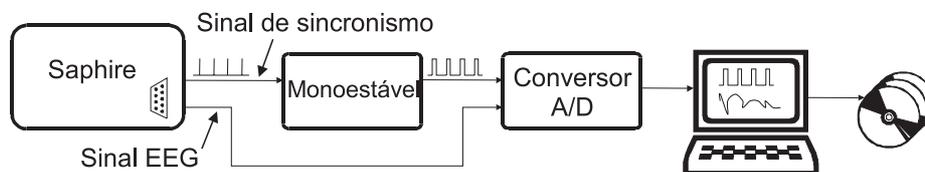


Figura 5. Esquema de aquisição e armazenamento dos sinais. **Figure 5.** Signal acquisition scheme, showing the synchronism signal as an input to a monostable circuit, whose output is A/D converted.

Pré-processamento

As interferências de rede elétrica (60 Hz) e de 50 Hz (Figura 7) e seus múltiplos foram tratadas por filtragem *notch*. Identificados os instantes de ocorrência dos estímulos no canal de sincronismo, o EEG foi segmentado em trechos de 48 ms de duração, iniciados a cada estímulo. Os trechos contendo artefato miogênico foram rejeitados automaticamente segundo o critério proposto por de Beer *et al.* (1995) e, dos trechos restantes, no máximo 1024 (número de trechos promediados para a análise visual) foram utilizados.

Após a remoção do valor médio de cada trecho, e com vistas a reduzir o artefato de estímulo (Figura 8), aplicou-se a janela Tukey (Harris, 1978), com bordas de 1 ms em forma de meio cosseno, iniciada 2 ms após cada estímulo. Considerando que não existe interesse, quando do exame BERA, no sinal entre 19 e 48 ms, este subtrecho foi zerado (Figura 9). Finalmente, aplicou-se a Transformada Discreta de Fourier (DFT) em cada trecho resultante, obtendo-se assim, os espectros de fase e amplitude, a partir dos quais a CSM e a MSC foram calculadas.

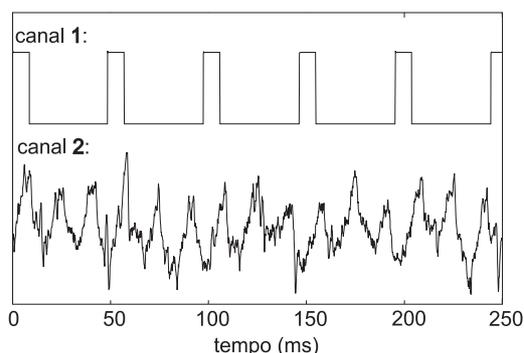


Figura 6. Trecho de EEG captado sob estimulação auditiva. Canal 1: sinal de sincronismo do estímulo. Canal 2: EEG. **Figure 6.** Segment of EEG collected during auditory stimulation. Channel 1: synchronisation signal, showing instants of stimulation. Channel 2: EEG (O_i, Cz)

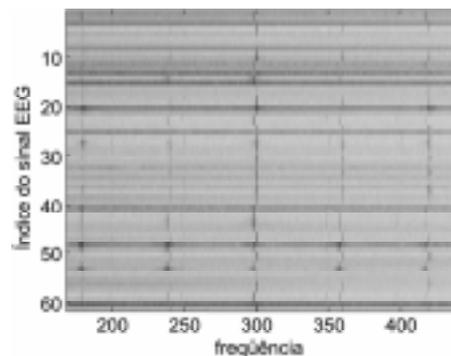


Figura 7. Espectrograma de potência (em tons de cinza) de sucessivos sinais EEG ao longo do eixo vertical. Espectros estimados a partir de 8 janelas de 5 s de duração. As faixas escuras verticais nos harmônicos de 50 e 60 Hz mostram a elevada atividade destes artefatos. **Figure 7.** Spectrogram showing the power spectrum (in shades of grey) of the EEG from successive data segments (along the vertical axis). The spectra are estimated using 8 windows of 5 s duration. The dark vertical lines show strong artefact activity at 50 and 60 Hz, and its harmonics.

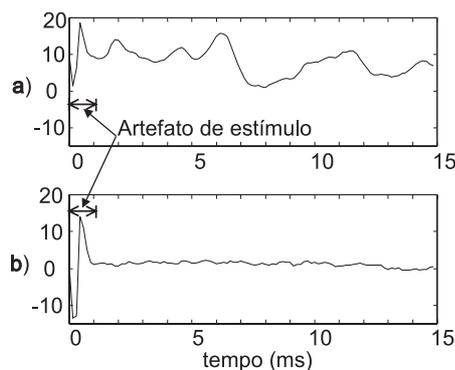


Figura 8. Artefato causado pelo estímulo no início da promedição de 1024 trechos de um sinal a) CR e b) SR, ambos com estimulação a 85 dBHL. **Figure 8.** Artefact caused by the stimulus at the beginning of the coherent average of 1024 data segments in a signal with (a) and without (b) a response to stimulation at 85 dBHL.

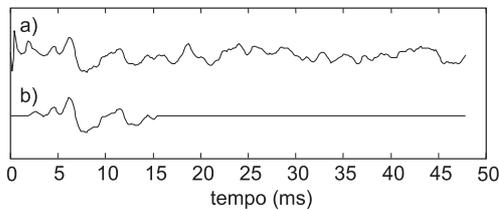


Figura 9. Exemplo da promediação de um sinal EEG captado sob estimulação auditiva de 85 dBHL: **a)** original; **b)** com aplicação da janela Tukey. **Figure 9.** Example of the coherent average of an EEG signal during auditory stimulation at 85 dBHL: **a)** original; **b)** after applying the Tukey window.

Detecção da Resposta Auditiva

Para os sinais com resposta (CR) espera-se identificação positiva em todas as frequências do espectro, pois todas são harmônicos da frequência de estimulação, uma vez que o tamanho da janela é igual ao intervalo entre estímulos. A Figura 10 ilustra a aplicação do MSC a dois sinais EEG com estimulação de 85 dBHL, onde nota-se que o sinal CR apresenta um número muito maior de harmônicos com identificações positivas que o sinal SR. Comportamento similar foi observado para um número expressivo de outros sinais com o mesmo nível de estimulação. A Figura 11 mostra, para cada harmônico, a porcentagem de sinais que apresentaram identificação positiva. A técnica CSM apresentou comportamento semelhante.

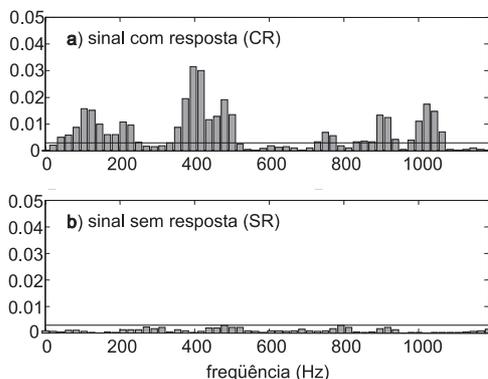


Figura 10. MSC de um sinal **a)** CR e **b)** SR, ambos com estimulação de 85 dBHL. A linha horizontal indica $MSC_{\text{crítico}}$ ($M=1024$ e $\alpha=5\%$). $MSC(f) > MSC_{\text{crítico}}$ indica identificação positiva no harmônico f . **Figure 10.** MSC of a signal with **(a)** and without **(b)** a response to stimulation at 85 dBHL. The horizontal line indicates the critical value ($M=1024$ and $\alpha=5\%$); positive identification of a response is considered to occur when MSC exceeds this level.

Tanto para o conjunto de sinais CR quanto SR, as porcentagens de identificações positivas da Figura 11 foram calculadas para cada harmônico h por:

$$P(h) = \frac{100}{N} \sum_{n=1}^N \text{ident}(n, h) \quad (8)$$

onde h é o índice do harmônico; n o índice da realização; N o número de realizações (sinais EEG processados); $P(h)$ a porcentagem de identificações positivas no harmônico h ; e $\text{ident}(n, h) = 1$ se houver identificação positiva, e 0 caso contrário.

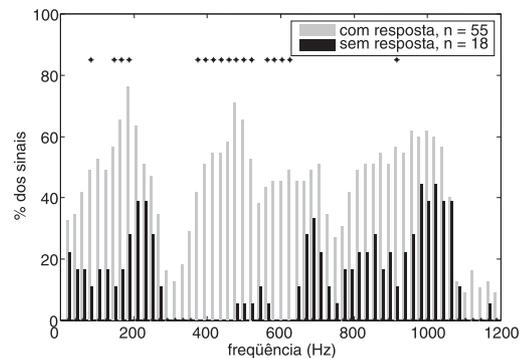


Figura 11. Porcentagens de identificações positivas do MSC para os sinais CR e SR com estimulação de 85 dBHL, onde N é o número de sinais processados. Os asteriscos na parte superior indicam os harmônicos (denominados harmônicos relevantes) onde há diferença significativa ($\alpha=1\%$) entre as porcentagens de identificações positivas dos sinais CR e SR. **Figure 11.** Percentages of positive identifications by MSC in signals with (grey bars) and without (black bars) a response (according to visual interpretation of BERA) during stimulation at 85 dBHL. The number of cases processed is 55 and 18 respectively. The * indicate the harmonics at which there is a significant difference ($\alpha=1\%$) between the relative frequencies.

Critério de detecção

A Figura 11 mostra ainda o resultado do teste estatístico da diferença entre duas proporções (John, 1971) aplicado às populações de identificações dos sinais CR e SR. Os harmônicos relevantes (hipótese nula de igualdade entre as duas porcentagens rejeitada com $\alpha=1\%$) são mostrados na Figura 12 para o MSC e para o CSM. Definindo-se $Idlim$ como o número mínimo de harmônicos com identificação positiva, acima do qual dir-se-á que houve detecção da resposta auditiva no sinal considerado, o histograma da Figura 13 mostra que, por exemplo para $Idlim=2$ tem-se aproximada-

mente 15% dos sinais CR classificados erroneamente como SR (falsos negativos), e 20% dos sinais SR classificados como CR (falsos positivos). Neste caso, a sensibilidade² S seria de 85%, e a especificidade $E = 80\%$. Aumentando-se $Idlim$, reduz-se a sensibilidade e aumenta-se a especificidade, ocorrendo o oposto quando $Idlim$ é reduzido.

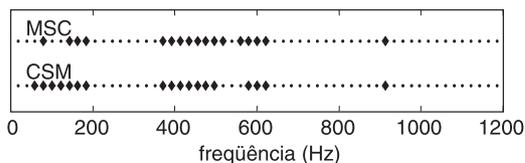


Figura 12. Os símbolos \blacklozenge indicam os harmônicos relevantes de MSC e CSM, onde há diferença significativa ($\alpha=1\%$) entre as porcentagens de identificações positivas dos sinais CR e SR. **Figure 12.** Frequencies (indicated by diamonds) at which there is a significant difference ($\alpha=1\%$) between positive identifications for the signals with and without a response, when applied MSC and CSM.

No desenvolvimento do detetor, investigou-se quais harmônicos seriam mais adequados em distinguir SR de CR. Assim, para o MSC tem-se os harmônicos 8, 9, 19, 24 e 30, que fornecem $S = 93\%$ e $E = 78\%$ (Tabela 1). Este valor de especificidade deve-se, provavelmente, ao número limitado de crianças com deficiência auditiva (SR) incluído no estudo. Adotando-se o mesmo critério, CSM apresentou desempenho similar ao MSC, com $S = 98\%$ e $E = 72\%$ (Figura 14).

Discussão e Conclusão

Neste trabalho, técnicas ORD no domínio da frequência foram aplicadas a sinais EEG de crianças normais (CR) e com deficiência auditiva (SR), adquiridos durante estimulação por clicks a 20 Hz, e nível de pressão sonora de 85 dBHL. Ambas as técnicas utilizam a fase da Transformada de Fourier de 1024 trechos de EEG na detecção da resposta auditiva; o MSC, que também utiliza a magnitude, mostrou sensibilidade

² Denota-se VP como o número de casos com audição normal classificados positivamente pela técnica objetiva; FN o número com audição normal, porém classificados erroneamente; VN casos de surdez classificados negativamente; e FP casos de surdez classificados como normais. A sensibilidade pode ser expressa por $S = VP/(VP + FN)$; e a especificidade por $E = VN/(VN + FP)$.

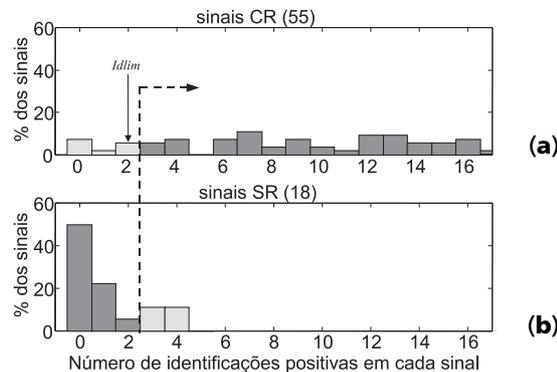


Figura 13. Histograma do número de identificações positivas para cada sinal, considerados apenas os harmônicos relevantes: **a)** sinais CR e **b)** sinais SR. **Figure 13.** Histogram of the number of frequencies at which the MSC detected a response in each signal, considering only the harmonics identified in Fig. 12. **a)** Signals with ($N=55$), and **b)** without ($N=18$) a response according to visual analysis in BERA. The vertical dashed line indicates the level of a heuristic criterion; number of frequencies greater than this allows the detection of the response.

Tabela 1. Tabela de contingência para os resultados da detecção objetiva por MSC, segundo o critério de detecção adotado. **Table 1.** Contingency table for the results of the objective response detection by MSC, using the adopted criterion. VP is the number of cases with normal hearing positively classified by the objective technique; FN those incorrectly classified; VN is the number of cases with deafness negatively classified; and FP those classified erroneously.

		Especialista	
		CR	SR
MSC	CR	VP = 51	FP = 4
	SR	FN = 4	VN = 14
	Total	55	18

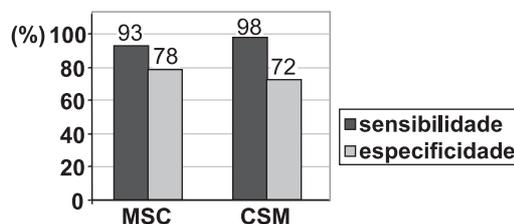


Figura 14. Sensibilidade e especificidade para o MSC e CSM. **Figure 14.** Sensitivity and specificity of the MSC and CSM.

de 93% e especificidade de 78%, enquanto o CSM forneceu 98% e 72% respectivamente.

A elevada sensibilidade destes detetores já havia sido apontada por Champlin (1992), porém, para adultos normais estimulados por *clicks* à frequência de 40 Hz e pressão sonora de 10 dBSL (equivalente a 30 dBHL), pois o limiar do grupo em questão é de 20 dBHL). Utilizando 2048 trechos de EEG e critério de detecção baseado somente no harmônico da frequência de estimulação, este autor obteve sensibilidade de 95% para o MSC e 90% para o CSM. Com 9000 trechos e critério baseado em um conjunto de harmônicos, Stürzebecher e Cebulla (1997) relataram 100% de sensibilidade para o MSC. Esta melhoria na sensibilidade se deve provavelmente ao elevado número de trechos utilizados por estes autores, e ao fato do potencial evocado auditivo em regime permanente possuir maior relação sinal-ruído que o transiente, aqui investigado.

Champlin (1992) e Stürzebecher e Cebulla (1997) calcularam a especificidade a partir de sinais captados sem estimulação, enquanto que no presente trabalho utilizou-se um grupo de crianças com deficiência auditiva, seguindo o mesmo protocolo adotado para as crianças normais. Embora o artefato de estímulo (Erwind *et al.*, 1993) tenha sido reduzido utilizando-se janelamento nos primeiros 2 ms, as técnicas objetivas de detecção no domínio da frequência, MSC e CSM, também devem refletir a presença deste sinal espúrio, mas consistente e síncrono com o estímulo (Simpson *et al.*, 2000). A não eliminação do artefato de estímulo e o fato do grupo de deficientes ser bem menor que o grupo de normais talvez expliquem a menor especificidade encontrada neste trabalho.

Aplicações a potenciais evocados somatosensitivos (Simpson *et al.*, 2000) e simulações (Ramos, 1999) apontam para uma ligeira superioridade do MSC sobre o CSM. Entretanto, os resultados da aplicação destas técnicas ao EEG durante estimulação auditiva não são substancialmente distintos, tendo MSC menor sensibilidade porém maior especificidade na detecção do potencial evocado auditivo. Como esta última reflete a maior capacidade de detecção de deficiência auditiva, de maior interesse clínico que a sensibilidade, MSC seria a mais adequada à detecção de resposta auditiva no EEG de crianças e recém-nascidos normais e com deficiência auditiva e, portanto, de maior potencialidade na investigação do limiar de audição nesta faixa etária.

Agradecimentos

Ao CNPQ e PRONEX/MCT pelo apoio financeiro.

Referências

- Aoyagi, M., Fuse, T., Suzuki, T., Kim, Y., Koike, Y. (1993). "An application of phase spectral analysis to amplitude-modulation following response", *Acta Otolaryngologica (Stockh.)*, n. 504 (Suppl.), p. 82-88.
- Champlin, C.A. (1992). "Methods for detecting auditory steady-state potentials recorded from humans", *Hearing Research*, v. 58, n. 1, p. 63-69.
- Chen, S.J., Yang, E.Y., Kwan, M.L., Chang, P., Shiao, A.S., Lien, C.F. (1996). "Infant hearing screening with an automated auditory brainstem response screener and the auditory brainstem response", *Acta Paediatrica (Stockh.)*, v. 85, n. 1, p. 14-18.
- Chiappa, M.D. (1995). *Evoked Potentials in Clinical Medicine*, 3ª ed, New York: Raven Press Ltd.
- De Beer, N.A.M., Van De Velde, M., Cluitmans, P.J.M. (1995). "Clinical evaluation of a method for automatic detection and removal of artifacts in auditory evoked potential monitoring", *Journal of Clinical Monitoring*, v. 11, n. 6, p. 381-391.
- Delgado, R.E., Özdamar, Ö. (1994). "Automated auditory brainstem response interpretation", *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, v. 13, n. 2, p. 227-237.
- Dobie, R.A., Wilson, M.J. (1994). "Objective detection of 40 Hz auditory evoked potentials: phase coherence vs. magnitude-squared coherence", *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, v. 92, n. 5, p. 405-413.
- Doyle, K.J., Fujikawa, S., Rogers, P., Newman, E. (1998). "Comparison of newborn hearing screening by transient otoacoustic emissions and auditory brainstem response using ALGO-2", *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, v. 43, n. 3, p. 207-211.
- Erwin, C.W., Rozear, M.P., Radtke, R.A., Erwin, A.C. (1993). "Somatosensory evoked potentials and surgical monitoring" In: *Eletroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*, edited by E. Niedermeyer and F. Lopes da Silva. Baltimore: Williams and Wilkins, p. 957-974.
- François, M. (1996). "Dépistage de la surdité chez le nouveau-né par les oto-émissions acoustiques", *La Presse Médicale*, v. 25, n. 1, p. 9-11.
- Harada, J. Aoyagi, M., Suzuki, T., Kiren, T., Koike, Y. (1994). "A study on the phase spectral analysis of middle latency response and 40 Hz event-related potential in central nervous system disorders", *Acta Otolaryngologica (Stockh.)*, n. 511 (suppl.), p. 34-39.
- Harris, F.J. (1978). "On the use of windows for harmonic analysis with the discrete Fourier transform", *Proceedings of the IEEE*, v. 66, n. 1, p. 51-83.
- John, P.W.M. (1971). *Statistical Design and Experiments*, New York: Wiley-Interscience.

- Kennedy, C.R., Kimm, L., Cafarelli Dees, D., Evans, P.I.P., Hunter, M., Lenton, S., Thornton, R.D. (1991). "Otoacoustic emissions and auditory brainstem responses in the newborn", *Archives of Disease in Childhood*, v. 66, n. 10, p. 1124-1129.
- Leite, R.T., Simpson, D.M., Infantosi, A.F.C. (1996). "Comparison of techniques for the objective identification of EEG responses to somatosensitive stimulation", *Proceedings of the 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, paper number 788 (CD-ROM).
- Mardia, K.V. (1972). *Statistics of Directional Data*, London: Academic Press.
- Mason, J.A., Herrmann, K.R. (1998). "Universal infant hearing screening by automated auditory brainstem response measurement", *Pediatrics*, v. 101, n. 2, p. 221-228.
- McCormick, B. (1995). *The Medical Practitioner's Guide to Paediatric Audiology*, Cambridge: Cambridge University Press.
- Naarden, K.V., Decouflé, P., Caldwell, K. (1999). "Prevalence and characteristics of children with serious hearing impairment in metropolitan Atlanta, 1991-1993", *Pediatrics*, v. 103, n. 3, p. 570-575.
- Northern, J.L. (1989). *Audição em Crianças*, 3^a ed, São Paulo: Editora Manole.
- Oudeslays-Murphy, A.M., Harlaar, J. (1997). "Neonatal hearing screening with an automated auditory brainstem response screener in the infant's home", *Acta Paediatrica (Stockh.)*, v. 86, n. 6, p. 651-655.
- Ramos, E.G., Leite, R.T., Coelho, F.C., Simpson, D.M., Infantosi, A.F.C. (1996). "Identificação objetiva no domínio da frequência de resposta à fotoestimulação repetitiva", *Anais do III Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde*, Campos do Jordão-SP, Brasil, p. 539-540.
- Ramos, E.G. (1999). *Detecção Objetiva da Resposta Auditiva no EEG de Crianças*, Tese de Mestrado, Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, 78 p., abr.
- Sapsford, D.J., Pickworth, A.J., Jones, J.G. (1996). "A method for producing the coherent frequency: a steady-state auditory evoked response in the electroencephalogram", *Anesthesia and Analgesia*, v. 83, n. 6, p. 1273-1278.
- Simpson, D.M., Tierra-Criollo, C.J., Zayen, E.J.B., Leite, R.T., Infantosi, A.F.C. (2000). "Objective response detection in an electroencephalogram during somatosensory stimulation", *Annals of Biomedical Engineering*, v. 28, n. 6, p. 691-698.
- Stürzebecher, E., Cebulla, M. (1997). "Objective detection of auditory evoked potentials", *Scandinavian Audiology*, v. 26, n. 1, p. 7-14.
- Tierra-Criollo, C.J., Simpson, D.M., Infantosi, A.F.C. (1998a). "Detección objetiva de respuestas evocadas en el EEG con la prueba espectral F ponderada", *Memorias del 1er Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica*, Mazatlan, México, p. 151-154.
- Tierra-Criollo, C.J., Zayen, E.J.B., Simpson, D.M., Infantosi, A.F.C. (1998b). "Detecção da resposta à estimulação somato-sensitiva no EEG utilizando a magnitude quadrada da coerência ponderada", *Anais do IV Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde*, Curitiba-PR, Brasil, p. 441-442.
- Valkama A.M., Laitakari K.T., Tolonen E.U., Vayrynen M.R., Vainionpaa L.K., Koivisto M.E. (2000). "Prediction of permanent hearing loss in high-risk preterm infants at term age", *European Journal of Pediatrics*, v. 159, n. 6, p. 459-64.
- Victor, J.D., Mast, J. (1991). "A new statistic for steady-state evoked potentials", *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, v. 78, n. 5, p. 378-388.
- Watkin, P.M. (1996). "Neonatal otoacoustic emission screening and the identification of deafness", *Archives of Disease in Childhood*, v. 74, n. 1, p. F16-F25.