

# FILTRO CASADO PARA REDUZIR A INTERFERÊNCIA DO ECG NA DETECÇÃO DO POTENCIAL EVOCADO AUDITIVO EM REGIME PERMANENTE EM NEONATOS

R. C. Cunha\*, C. F. Rezende\*\* e C.J. Tierra-Criollo \*

\*Programa de Engenharia Biomédica-COPPE-UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

\*\* Programa de pós-graduação em Engenharia Elétrica - UFMG, Belo Horizonte, Brasil  
e-mail: raffaelacunha@poli.ufrj.br

**Resumo:** Sinais de eletroencefalografia (EEG) coletados em exames de avaliação auditiva realizados em pacientes neonatos utilizando a resposta auditiva em regime permanente (ASSR) apresentaram forte interferência de sinais de eletrocardiografia (ECG). A detecção das respostas é precedida pela aplicação de uma técnica de rejeição de artefatos, a qual pode ser altamente influenciada pela presença de artefatos de ECG, visto que este é quase periódico e possui alta amplitude. Este trabalho propõe um algoritmo para redução de tal interferência com base na filtragem casada em sinais de EEG de neonatos durante estimulação auditiva. O filtro casado considera o sinal de ECG como determinístico e o sinal de EEG como aleatório. Após a aplicação do algoritmo, técnicas de rejeição de artefatos foram utilizadas. A seguir, a magnitude quadrática da coerência (MSC) foi utilizada para detectar as ASSR. Os resultados mostraram um aumento não só no número total de artefatos rejeitados, mas também no número de respostas identificadas quando a filtragem casada é utilizada, sugerindo a utilização desta técnica para a ASSR de neonatos.

**Palavras-chave:** EEG, Potencial evocado auditivo, Filtragem casada.

**Abstract:** *Eletroencefalography (EEG) signals collected in tests hearing assessments conducted in neonates using Auditory Steady-State Response (ASSR) showed strong interference from ECG signals. Before the detection, artifacts removal method must be applied. This method may be affected by electrocardiography (ECG) artifacts, since it is almost periodic and has high amplitudes. This work proposes an algorithm to reduce such interference based on applying a matched filter in EEG signals from neonates during auditory stimulation.*

*The matched filter considered the ECG signals as deterministic and EEG signals as random. After applying the algorithm, artifacts removal method has been used. Then, the magnitude squared coherence (MSC) was applied to detect the ASSR. Results showed an increasing not only in the number of rejected snippets but also in the number of responses in the expected frequencies identified when using the matched filter. Therefore, it is suggested to use matched filter in ASSR conducted in neonates.*

**Keywords:** *EEG, Auditory evoked potential, Matched filter.*

## Introdução

O registro das atividades cerebrais no escalpo (eletroencefalografia - EEG) concomitante à apresentação de estímulos sensoriais é denominado potencial evocado (PE), o qual é utilizado na prática clínica para avaliação de vias neurais aferentes. Um potencial evocado amplamente estudado atualmente é o Potencial Evocado Auditivo em Regime Permanente, também conhecido como Respostas Auditivas em Regime Permanente (*Auditory Steady-State Response-ASSR*). O ASSR corresponde a respostas eletrofisiológicas a tons sonoros contínuos, modulados em amplitude e/ou frequência, que permitem uma avaliação detalhada e objetiva da audição por frequência específica [1]. Este potencial é de especial interesse para o diagnóstico de perdas auditivas em crianças com até seis meses de idade, dada a importância (*i*) no diagnóstico audiológico precoce que propicia uma intervenção adequada que possibilita a crianças deficientes auditivas alcançarem desempenho comunicativo muito próximo ao das crianças ouvintes [2]; (*ii*) em se obter com fidedignidade a configuração audiométrica em crianças nessa faixa etária [3].

No entanto, na aquisição do PE, além do sinal de EEG de fundo, existem outros ruídos e artefatos (fisiológicos e ambientais) que podem interferir na sua identificação. As fontes do meio ambiente mais comuns são os ruídos de 60 Hz da rede elétrica, as radiofrequências e as interferências elétricas ou magnéticas induzidas por outros equipamentos. Já as fontes fisiológicas podem derivar da atividade elétrica miogênica e de outros potenciais de maior intensidade, como os oculares e cardíacos (eletrocardiograma ECG) [4,5]. Esse último pode estar presente em consequência da contração e expansão das artérias próximas ao couro cabeludo entre as fases sistólica e diastólica [6], o que pode ocorrer especialmente em neonatos devido à presença de fontanelas.

O ECG é quase periódico e de alta amplitude comparada ao EEG coletado durante o exame de ASSR. Assim, as técnicas de rejeição de artefatos, comumente utilizadas na literatura [1, 7, 9, 11, 12], com base em um limiar de rejeição obtido a partir da amplitude de trechos de EEG considerados sem artefato, não puderam ser aplicados satisfatoriamente.

O presente estudo tem como objetivo desenvolver um

algoritmo com base em filtro casado para minimizar a interferência do sinal de ECG na detecção de ASSR em neonatos. Foi levantada a hipótese de que a redução desta interferência poderia aumentar a probabilidade de detecção das respostas nas frequências de estímulo com a técnica de detecção objetiva Magnitude Quadrática da Coerência (MSC).

### Materiais e métodos

O presente estudo faz parte do projeto intitulado “Padronização das respostas evocadas de estado estável na população adulta e pediátrica”, aprovado pelo Comitê de Ética em pesquisa da UFMG sob o parecer nº 0369.0.203.000-10. Todas as crianças avaliadas participaram do Programa de Triagem Auditiva do HC/UFMG. A casuística foi composta por 22 neonatos na faixa etária de 10 a 28 dias (média 20 dias) nascidos a termo, sem indicadores de risco para perda auditiva e com Emissões Otoacústicas Evocadas Transientes presentes bilateralmente.

Para o registro das ASSR, foi utilizado o sistema *Audiostim* [7] com frequência de amostragem de 1kHz. Foram fixados eletrodos de prata/cloreto de prata no escalpo dos indivíduos nas derivações Cz (eletrodo ativo), nuca (referência) e Fpz (terra). Os bebês foram posicionados de forma que eles permanecessem o mais calmos e quietos possível, preferencialmente em sono natural. Os exames foram realizados em uma sala tratada acusticamente, de modo que ruídos ambientais não interferiram na aquisição dos sinais. Foi realizada estimulação binaural e dicótica da via auditiva aérea, por meio de fones de inserção (ER-3A). O estímulo foi composto pela fusão de quatro tons AM em cada orelha. As frequências portadoras foram 500, 1000, 2000 e 4000 Hz, enquanto as frequências modulantes foram 77,15; 86,91; 98,63 e 104,49 Hz para a orelha direita e 81,05; 94,73; 100,59 e 106,45 Hz para a orelha esquerda. O índice de modulação adotado foi igual a 1. O registro da ASSR foi realizado por meio da técnica descendente, testando-se as intensidades de 70, 60, 50, 40, 30 e 20 dBNS, sendo interrompido caso fossem detectadas respostas em todas as frequências testadas em ambas as orelhas ou fosse atingido o número máximo de 300 varreduras, totalizando no máximo 5 minutos e 12 segundos de estimulação por intensidade. A presença ou ausência de resposta foi determinada por meio da Magnitude Quadrática da Coerência (MSC), com janela temporal de 1,024 segundos e nível de significância de 5% [7].

O algoritmo para a diminuição da interferência do ECG no EEG foi implementado em duas etapas: primeiro obteve-se o sinal devido somente à atividade eletrocardiográfica por meio da utilização de filtro casado. A seguir, subtraiu-se o sinal de saída do filtro casado do sinal original, obtendo-se o potencial relativo à atividade elétrica cerebral com o ECG reduzido.

**Filtro casado** – O filtro casado é frequentemente utilizado em sistemas de telecomunicações para recepção de dados. A partir do sinal adquirido no receptor, que

possui ruído aditivo, objetiva-se saber qual a sequência de níveis lógicos enviados. Para tal, o filtro casado é projetado de forma a maximizar a relação sinal-ruído do sinal (RSR) recebido, obtendo-se a melhor aproximação do sinal enviado. O sinal recebido em função do tempo,  $x(t)$ , pode ser descrito por uma parcela determinística,  $g(t)$ , correspondente ao sinal enviado pelo emissor e uma parcela devida ao ruído aleatório,  $\omega(t)$ , como mostra a equação a seguir [8]:

$$x(t) = g(t) + \omega(t)$$

Ao aplicar o filtro casado neste sinal, teremos na saída  $y(t)$ , também duas parcelas:  $g_0(t)$  devido à entrada determinística e  $n(t)$  devido à entrada de ruído aleatório, como mostra a equação a seguir:

$$y(t) = g_0(t) + n(t)$$

A RSR para este sinal é dada pela potência do sinal determinístico em um instante de tempo T dividida pela potência média do sinal aleatório:

$$\eta(t) = \frac{|g_0(T)|^2}{E[n^2(t)]}$$

Tomando-se RSR em função das variáveis de entrada do filtro, temos:

$$\eta = \frac{|\int_{-\infty}^{\infty} H(f)G(f) \exp(j2\pi fT)df|^2}{N_0/2 \int_{-\infty}^{\infty} |H(f)|^2 df}$$

Na equação,  $H(f)$  e  $G(f)$  são as transformadas de Fourier da resposta ao impulso do filtro e da entrada, respectivamente. Devemos encontrar portanto um  $H(f)$  que maximize a relação sinal-ruído apresentada. O valor de  $H(f)$  ótimo será dado por: [8]

$$H_{otimo}(f) = kG^*(f)\exp(-j2\pi fT)$$

Calculando-se a transformada inversa de Fourier, obtemos a resposta ao impulso do filtro casado no tempo:

$$h_{otimo} = kg(T - t)$$

Ou seja, devemos aplicar um filtro sobre o sinal original cuja resposta ao impulso seja igual ao sinal determinístico, neste caso chamado de sinal “modelo”, presente no receptor adiantado de um tempo T, reverso no tempo e multiplicado por uma constante arbitrária k. Para o problema apresentado neste artigo, considera-se o ECG como a parcela determinística e o EEG como a parcela aleatória do sinal adquirido. Será então calculada a função de transferência para o filtro casado de maneira que apareça na saída apenas o sinal correspondente à atividade eletrocardiográfica.

Como não se dispõe do ECG “puro” para ser o “modelo”, obteve-se a média (e o desvio padrão) dos complexos QRS presentes em todo o sinal de EEG. QRS com amplitudes que excedessem 3 desvios padrões, a partir da média, em uma ou mais amostras foram desconsiderados para o cálculo da média final. A Figura 1 exemplifica este procedimento.

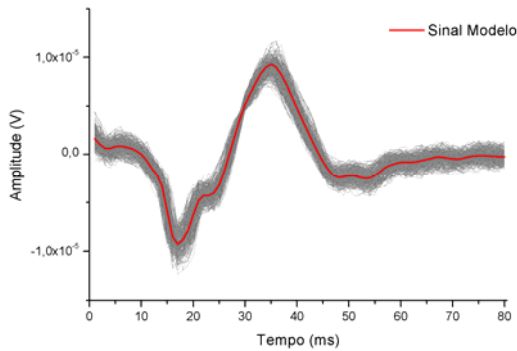


Figura 1: Trechos de QRS presentes no sinal de EEG com o “Modelo” (em vermelho) do complexo QRS em destaque.

A constante  $k$  do filtro casado foi determinada pelo inverso do valor máximo do espectro do “Modelo” do ECG. A filtragem do sinal de EEG com o filtro casado foi realizada direta e inversamente (fase zero). O sinal filtrado é subtraído do sinal original, de maneira a obter-se idealmente somente a parcela do sinal decorrente de atividade eletroencefalográfica. Antes da filtragem casada foram aplicados filtros Notch de segunda ordem, utilizando fator de mérito 10, em 60 Hz, 120 Hz e 180 Hz, de maneira a diminuir a interferência da rede elétrica, fonte de artefatos comum em sinais de EEG.

Sobre o sinal original e o resultante da filtragem casada realizou-se a remoção de artefatos. Considerou-se um trecho como contendo artefato quando ao menos uma das seguintes condições é satisfeita: [9]

Mais de 10% do número total de amostras em um trecho excedem 3 desvios padrões obtido de 20 trechos considerados sem artefatos.

Mais de 5% de amostras consecutivas do número total de amostras em um trecho excedem 3 desvios padrões obtido de 20 trechos considerados sem artefatos.

Finalmente, realizou-se a avaliação da detecção da resposta evocada utilizando a MSC.

**Magnitude Quadrática da Coerência (MSC)** – Estabelece a coerência entre dois sinais  $x(n)$  e  $y(n)$ , que correspondem ao sinal de estimulação auditiva e ao sinal de EEG, respectivamente. Para este trabalho, o sinal de estimulação é considerado determinístico, portanto a MSC,  $\hat{R}^2(f)$ , poderá ser calculada pela seguinte equação [10]:

$$\hat{R}^2(f) = \frac{|\sum_{i=1}^M [Y_i(f)]|^2}{M \sum_{i=1}^M |Y_i(f)|^2}$$

$Y(f)$  é neste caso a transformada de Fourier de  $y(n)$  e  $M$  é o número de trechos utilizados, os quais devem estar sincronizados com o estímulo.

Um teste estatístico é então realizado para estabelecer se em uma determinada frequência existe ou não resposta ao estímulo. Define-se então um valor de nível de significância,  $\alpha$ , a partir do qual é dado o valor crítico:

$$\gamma^2_{xycrit} = 1 - \alpha^{(1/M-1)}$$

É considerada a existência de resposta quando o valor da MSC é maior que o valor crítico.

As MSC's foram calculadas para o sinal de EEG com e sem filtragem casada. O processamento foi realizado utilizando o software Matlab.

## Resultados

O gráfico superior da Figura 2 mostra em detalhe o sinal original do neonato #1, onde se pode observar claramente a presença do sinal de ECG de amplitude muito maior do que a do EEG. O sinal após a filtragem casada (gráfico central da Figura 2) identifica os complexos QRS, porém com distorção. O gráfico inferior da Figura 2 mostra que o artefato ECG, após a subtração dos dois anteriores, foi bastante reduzido.

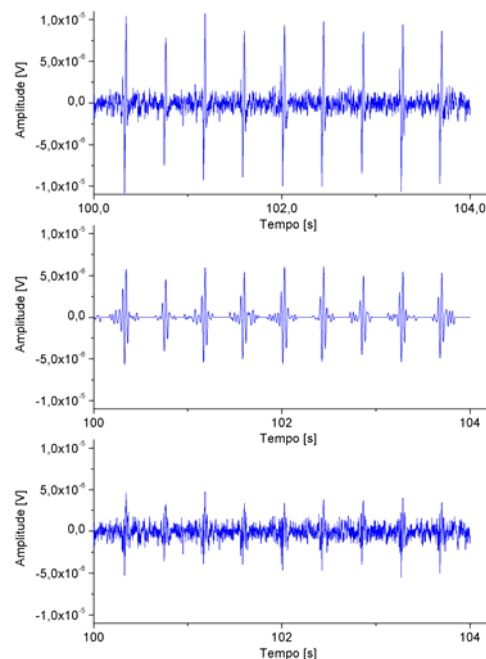


Figura 2: (superior) Sinal original; (central) sinal de saída do filtro casado; (inferior) sinal após subtração dos dois anteriores.

Após a aplicação do procedimento de identificação de artefatos, 3 e 7 trechos, de um total de 261 trechos de 1024 amostras foram removidos do sinal de EEG original e do sinal após a filtragem casada, respectivamente. Então, a transformada de Fourier para obter a MSC foi aplicada a 258 (sem filtro) e 254 (com filtro) trechos de 1,024 s produzindo uma resolução em frequência de 0,97 Hz. Foram detectadas respostas em 1 (sem filtro) e 4 (com filtro) das 8 frequências onde são esperadas ASSR (Figura 3).

O método foi aplicado nos sinais dos 22 pacientes, totalizando 137 sinais, i.e., 1096 componentes de frequência a serem detectadas. Sem filtragem foram detectadas 36,7% e com filtragem 39%. A Tabela 1 resume a porcentagem de detecção para cada intensidade do estímulo.

## Discussão

Com a aplicação do algoritmo de filtragem casada, mais trechos do sinal de EEG foram considerados como tendo artefatos. Com a rejeição destes trechos é esperado

que a RSR aumente. Por consequência, espera-se que a técnica de detecção da MSC aumente seu desempenho. Para todos os estímulos, observou-se diminuição na amplitude do sinal de ECG em relação ao EEG após a filtragem casada e em consequência houve um aumento no número de trechos rejeitados pela aplicação da técnica de rejeição de artefato.

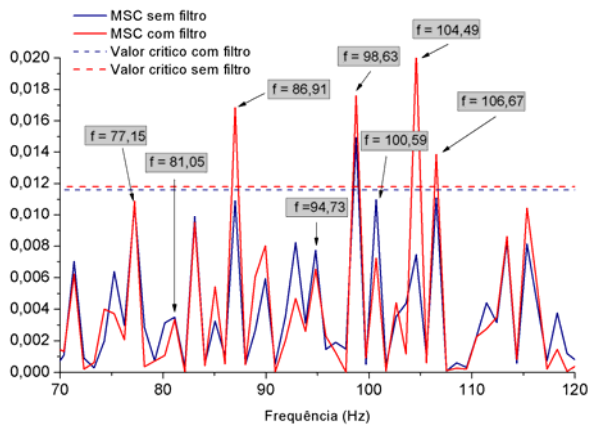


Figura 3: MSC sem e com aplicação de filtro casado.

Tabela 1: Porcentagens de detecção por intensidade de estímulo (I) sem (SF) e com utilização de filtro casado (CF).

I (dB)	Nº de Sinais analisados		Nº de Respostas detectadas		% Detecção	
	SF	CF	SF	CF	SF	CF
20	23	23	28	22	15,2	12
30	24	24	36	39	18,8	20,4
40	22	22	54	60	30,6	34,0
50	23	23	84	89	45,6	48,4
60	22	22	105	115	59,6	65,4
70	23	23	95	102	51,6	55,4

O número de respostas detectadas foi maior utilizando-se a filtragem casada para todos os níveis de intensidade de estímulo, exceto em 20 dB (Tabela 1). O baixo número de detecções para 20, 30 e 40 dB deve-se à baixa RSR nestes estímulos [11]. As maiores diferenças de detecção foram nas maiores intensidades, sendo em torno de 5%. Este resultado pode ser explicado pelo fato de que o sinal de ECG não está sincronizado com o estímulo, sendo que a MSC é muito mais sensível à fase do que à energia. [10].

Com o filtro casado proposto não foi possível eliminar totalmente a interferência do ECG. Uma possível razão é que se utilizou um modelo de ECG considerado determinístico a partir da média dos complexos QRS do sinal de EEG, o que pode ter reduzido a característica ótima da filtragem casada [8]. Um melhor resultado poderia ser obtido a partir do registro do potencial cardíaco “puro” (sem EEG) do paciente, levando a uma maior RSR na filtragem casada.

## Conclusão

Os resultados mostraram que após a aplicação da filtragem casada, houve uma redução da interferência do sinal de ECG no sinal de EEG e um consequente aumento na probabilidade de detecção das frequências de estímulo, implementada pela MSC, o que confirma a hipótese inicial. Sugere-se a utilização do filtro casado em respostas ASSR coletadas em neonatos, em especial para intensidades de estímulo a partir de 40 dB.

## Agradecimentos

À CAPES, CNPq, FAPEMIG e FINEP pelo apoio financeiro. Ao Pablo Cevallos pelas rotinas da MSC.

## Referências

- [1] Lins OG, Picton TW, Boucher BL, Durieux-Smith A, Champagne SC, Moran LM, et al. Frequency specific audiometry using steady-state responses. *Ear & Hearing*. 1996; 17(2):81-96.
- [2] Yoshinaga-Itano C, Sedey AL, Coulter DK, Mehl A. Language of early and later identified children with hearing loss. *Pediatrics*. 1998; 102(5):1161-71.
- [3] Gravel JS, Hood LJ. Avaliação audiológica infantil. Em: F.E. Musiek, W.F. Rintelmann, *Perspectivas atuais em avaliação auditiva*. São Paulo: Manole; 2001. p. 301-22.
- [4] Rocha M, Azevedo D, Russomano T, Figueira M, Helegda S. Mobile remote monitoring of biological signals. In: *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*; 2006 Aug 30-Sep 3; Nova York, Estados Unidos. 2006. p. 2057-59.
- [5] Mandaji, M, Buckup T, Rech R, Correia RRB, Kist TL. Performance of sound card as data acquisition system and lock-in emulated by software in capillary electrophoresis. *Talanta*. 2007; 71(5):1998-2002.
- [6] Allen PJ, Polizzi G, Krakow K, Fish DR, Lemieux L. Identification of EEG events in the MR scanner: The problem of pulse artifact and a method for its subtraction. *NeuroImage*. 1998; 8(3):229-39.
- [7] Romão MW. Sistema para detecção de limiar auditivo fisiológico com base no potencial evocado em regime permanente. Dissertação. UFMG, 2009
- [8] HAYKIN, S. *Sistemas de comunicação: analógicos e digitais*. 4a ed. Bookman, 2004. ISBN 0471178691.
- [9] Chiappa, K. H., (1997) *Evoked Potentials in Clinical Medicine*, 2 ed. Raven Press, New York, USA.
- [10] INFANTOSI, A. F. C. *Frequency-Domain Objective Response Detection Techniques Applied to Evoked Potentials: A Review*. [s.d.].
- [11] Santos T. *Múltiplas Respostas Auditivas em Regime Permanente de 70 Hz a 110 Hz: Uma proposta de triagem auditiva*. Dissertação. UFMG, 2012.
- [12] Anna Van Maanen, David R. Stapells. Comparison of multiple auditory steady-state responses (80 versus 40 Hz) and slow cortical potentials for threshold estimation in hearing-impaired adults. *International Journal of Audiology* 2005; 44:613-624.