

FILTROS DIGITAIS FIR RÁPIDOS PARA APLICAÇÕES EM NEUROLOGIA.

por

ANDRÉ FABIO KOHN

RESUMO – Após aplicar um dado número de estímulos ao paciente em um exame de potenciais evocados ou eletroneurografia, pode ser útil, em certas ocasiões, filtrar digitalmente o sinal resultante para melhorar um pouco mais a relação sinal-ruído. Apesar do filtro ótimo ser o filtro FIR de média móvel, este não apresenta característica de fase adequada. Neste trabalho, apresentam-se três filtros FIR passa-baixas de fase verdadeiramente linear, derivados dos respectivos filtros ótimos. Estes filtros estão implementados em um sistema computadorizado que foi desenvolvido em nosso laboratório para processar sinais elétricos provenientes do sistema nervoso.

INTRODUÇÃO

Os exames de potenciais evocados e de eletroneurografia estão se popularizando em nosso meio, inclusive com a tendência de utilização futura de sistemas baseados em micro-computadores.

Nosso laboratório desenvolveu um sistema para realização de exames de potenciais evocados, descrito em Itiki e Kohn (1989) e outro, para realização tanto de exames de potenciais evocados como de exames adicionais como de eletroneurografia, descrito em relatórios encaminhados à FINEP/PADCT (1990).

Tanto no exame de potenciais evocados quanto no de eletroneurografia os parâmetros de maior importância são a(s) latência(s) do(s) pico(s) e as latências entre picos. Em ambos os tipos de exames a operação básica para melhorar a relação sinal-ruído é a média síncrona. Em certos casos pode ser desejável acrescentar-se uma filtragem digital passa-baixas, complementando a operação de média síncrona, para atenuar um pouco mais o ruído remanente e, portanto, evidenciar melhor os picos do sinal. Entretanto, por quê ao invés de utilizar filtragem digital, não aplicar estímulos adicionais para aumentar ainda mais a relação sinal/ruído? A principal razão é que em geral o exame traz certa dose de incômodo ao paciente

-Laboratório de Engenharia Biomédica da Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, e, Núcleo de Neurociências e Comportamento da USP. (Cx.P. 61548, CEP 05508, São Paulo, S.P.)

(principalmente no caso de estimulação elétrica). Portanto, terminada a aplicação da série de N estímulos (com N pré-estabelecido ou escolhido durante o exame, limitado principalmente pelo desconforto), em certos casos, seria útil o médico dispor de um filtro digital para "limpar" um pouco mais o sinal. A operação de filtragem deve durar pouco tempo para permitir uma boa interação do médico com a máquina.

Como nas várias aplicações previstas as latências são os parâmetros mais importantes, a filtragem digital deve, portanto, não causar distorções que venham a alterar as latências dos picos do sinal. Esta restrição implica na necessidade dos filtros terem curva de fase conveniente.

O objetivo do presente trabalho é examinar a melhoria da relação sinal-ruído obtível por filtros digitais passa-baixas FIR descritos por um número reduzido de coeficientes inteiros. Esta última restrição serve para tornar bem rápida a operação de filtragem.

TEORIA

Seja dado um filtro FIR com função de transferência $H(z) = a_0 + a_1 z^{-1} + \dots + a_{M-1} z^{-(M-1)}$. Os sinais já são supostos amostrados e portanto trabalha-se em tempo discreto. O sinal captado é $x(k) = s(k) + r(k)$, onde $s(k)$ é o potencial causado pelo estímulo e $r(k)$ o ruído aditivo de fundo. Este, no caso de captação no escalpo, seria o EEG espontâneo somado com atividade muscular e com ruídos de origem externa, por exemplo, ruído do estágio de entrada do amplificador. Para uma primeira análise supomos o ruído como sendo estacionário, de média nula, e branco.

A saída do filtro é denotada $y(k)$, sendo esta composta de duas partes: *i*- parte devida ao sinal de entrada $s(k)$, *ii*- parte devida ao ruído de entrada $r(k)$. Denotemos a saída do filtro em resposta ao ruído de entrada $r(k)$ como sendo $q(k)$.

A análise que segue supõe que o filtro tem uma ação desprezível sobre o sinal $s(k)$ e estuda características do ruído $q(k)$ à saída do filtro tomando-o como estacionário, ou seja, no regime estacionário do filtro digital.

Se σ_r^2 for a variância do ruído $r(k)$, é fácil demonstrar que a variância do correspondente ruído $q(k)$ à saída do filtro é

$$\sigma_q^2 = \sigma_r^2 \cdot \sum_{i=0}^{M-1} a_i^2 \quad (1)$$

A melhoria da relação sinal-ruído, MSR, definida como a razão entre a relação

sinal-ruído após a operação de filtragem e a relação sinal-ruído antes da operação de filtragem, é portanto:

$$MSR = \frac{1}{\sum_{i=0}^{M-1} a^2(i)} \quad (2)$$

Para fazer sentido em falar de melhoria de relação sinal-ruído, deve-se, por exemplo, fixar o ganho em frequência nula do filtro em 1:

$$\sum_{i=0}^{M-1} a(i) = 1 \quad (3)$$

Podemos então colocar o seguinte problema de otimização: maximizar MSR dada a restrição (3). Utilizando o multiplicador de Lagrange podemos maximizar (2) sujeito a (3) fazendo

$$\frac{\partial}{\partial a(j)} \left[\sum_{i=0}^K a^2(i) - \lambda \left(\sum_{i=0}^K a(i) - 1 \right) \right] = 0 \quad (4)$$

para $j = 0, 1, \dots, K$; com $K = (M-1)$.

Resolvendo (4) conclue-se que $\lambda = 2 a(j)$, $j=0,1,\dots,K$ e portanto o filtro ideal, sob o critério de mínima variância à saída do filtro FIR, é aquele em que todos os coeficientes são iguais. Portanto, da otimização da melhoria de relação sinal-ruído resultou o clássico filtro de média móvel que apresenta curva de fase linear (por trechos). Este filtro com os M coeficientes iguais a $1/M$, apresenta uma melhoria de relação sinal-ruído (vide equação 2) igual a M . Entretanto, sabe-se muito bem que tal filtro apesar de ter fase linear, não tem as melhores características possíveis em termos de distorção de fase. Isto se deve ao fato de haverem saltos de π na curva de fase do filtro o que leva a distorções (Kohn, 1987).

Uma forma de garantir fase verdadeiramente linear, sem transições de π (ao mesmo tempo atenuando-se melhor a banda de rejeição), é tomar o quadrado da função de transferência do filtro de média móvel determinado acima (Kohn, 1987). Com isto, se estará optando por uma solução que apesar de não ser a ótima tem a vantagem de não causar nenhuma distorção de fase no sinal $s(k)$. Deve-se ressaltar que para garantir alta velocidade de operação basta utilizar coeficientes inteiros, e em número reduzido.

Parte-se então do filtro FIR de fase linear $H(z) = (1/M)(1 + z^{-1} + \dots + z^{-(M-1)})$ com M coeficientes e obtém-se o filtro FIR de fase verdadeiramente linear com $2M-1$ coeficientes

$$G(z) = \frac{1}{M^2} \left[1 + z^{-1} + \dots + z^{-(M-1)} \right]^2 \quad (5)$$

Para este filtro, a melhoria de relação sinal-ruído é

$$MSR = \frac{M^4}{M^2 + 2 \sum_{i=1}^{M-1} i^2} \quad (6)$$

que obviamente será menor que a do filtro ótimo que tem os $2M-1$ coeficientes iguais.

São fornecidos a seguir os filtros FIR de fase verdadeiramente linear obtidos de (5) para 3, 5 e 7 coeficientes (isto é, para $M=2$, $M=3$ e $M=4$):

$$i \quad G(z) = \frac{1}{4} (1 + 2z^{-1} + z^{-2})$$

$$ii \quad G(z) = \frac{1}{9} (1 + 2z^{-1} + 3z^{-2} + 2z^{-3} + z^{-4})$$

$$iii \quad G(z) = \frac{1}{16} (1 + 2z^{-1} + 3z^{-2} + 4z^{-3} + 3z^{-4} + 2z^{-5} + z^{-6})$$

A Tabela 1 mostra a melhoria de relação sinal-ruído para o filtro de fase verdadeiramente linear com função de transferência dada por (5) e para o filtro ótimo com o mesmo número de coeficientes.

Tabela 1 - Melhorias de relação sinal-ruído

Número de coeficientes	Melhoria de Relação Sinal-Ruído	
	Filtro de fase verdadeiramente linear	Filtro Ótimo
3	2.67	3
5	4.26	5
7	5.82	7

A análise dos resultados da Tabela 1 mostra que não é tão grande a discrepância de desempenho entre o filtro ótimo e o filtro de fase verdadeiramente linear, e pelo fato deste último ter o potencial de minimizar distorções de fase sobre o sinal de interesse ele parece ser o mais indicado. O fato dos coeficientes dos filtros serem números inteiros multiplicados por 1/4 ou 1/9 ou 1/16 não é importante em aplicações práticas pois utiliza-se o filtro apenas com os números inteiros, sem o fator multiplicador, e apenas acerta-se a escala de ordenadas ao se visualizar o sinal.

Os três filtros fornecidos acima causam atrasos constantes diferentes de zero, o que resultaria em um pequeno erro na medição de latência de picos de um potencial evocado ou potencial de ação composto. Para sanar este problema, basta efetuar uma correção de atraso na saída filtrada para se obter o equivalente a uma filtragem de fase verdadeiramente nula. As correções de atraso para os três filtros acima são de 1, 2 e 3 amostras, respectivamente. Deve-se ressaltar que as melhorias de relação sinal-ruído da tabela acima só são válidas para ruído branco. Em aplicações práticas, a melhoria de relação sinal-ruído será menor do que para o caso idealizado de ruído branco.

EXEMPLO DE APLICAÇÃO

Um potencial de ação composto de origem sensitiva foi captado no punho de um adulto sem aparentes problemas neurológicos. A estimulação foi aplicada ao dedo indicador através de eletrodos de anel. A captação foi efetuada com dois eletrodos de disco situados aproximadamente sobre o nervo mediano. Para realçar a ação dos filtros digitais, não foi efetuada nenhuma operação de média síncrona. O potencial de ação composto (marcado com uma seta na Fig. 1a) está mascarado por ruído. As Figs. 1b-d mostram os resultados da filtragem do sinal da Fig. 1a pelos três filtros digitais acima discutidos. Não foi feita a correção de 1,2 ou 3 amostras por não termos aqui necessidade de leitura por cursor. Nota-se que os três filtros melhoram a visibilidade do potencial de ação composto sem alterar a latência, o melhor desempenho ocorrendo com a utilização do terceiro filtro. Deve-se ressaltar que não se está propondo a substituição da média síncrona pela filtragem digital, embora neste exemplo em particular, como o neurologista já tem bastante prática e sabe a forma do potencial de ação

composto e a sua gama possível de latências, nem seria necessária a aplicação de vários choques ao paciente para se poder calcular a média síncrona. A filtragem digital seria de utilidade para permitir uma leitura mais precisa da latência. Normalmente, nos casos de potenciais evocados e eletroneurografia sensitiva, se utiliza um processamento por média síncrona seguido, se necessário, por uma filtragem digital. A utilização prática de filtros como os derivados acima, de fase verdadeiramente linear, tem indicado que, mesmo que o operador escolha taxa de amostragem baixa demais e empregue uma filtragem digital, o potencial de ação composto, ou o potencial evocado, tem seus picos muito menos distorcidos do que no caso de filtragem de média móvel clássica. Com isto pode-se ter mais certeza quanto à adequação das determinações de latência.

AGRADECIMENTOS

O presente trabalho faz parte do projeto "Sistema microcomputadorizado de sinais nervosos para uso clínico", que contou com o financiamento da FINEP/PADCT. O Engenheiro Eduardo Wu implementou os filtros digitais no sistema acima referido. Os potenciais de ação compostos foram captados com o auxílio da Professora Cinthia Itiki por ocasião do seu trabalho de iniciação científica financiado pela FAPESP. Portanto, aqui vão nossos sinceros agradecimentos para a FINEP e para os Engenheiros Eduardo Wu e Cinthia Itiki pela contribuição que tem dado ao nosso laboratório.

REFERÊNCIAS

- ITIKI, C. e KOHN, A.F. (1989), "Um sistema para aquisição de sinais biológicos, detecção de artefatos e cálculo de média síncrona disparada por estímulo ou por sinal de latência maior", R.B.E. (Cad. Eng. Biomed.), Volume 6, Número 2, pag. 108-115. ,
- KOHN, A.F. (1987), "Phase distortion in biological signal analysis caused by linear phase FIR filters", Med. Biol. Eng. & Comput., Volume 25, pag. 231-238.

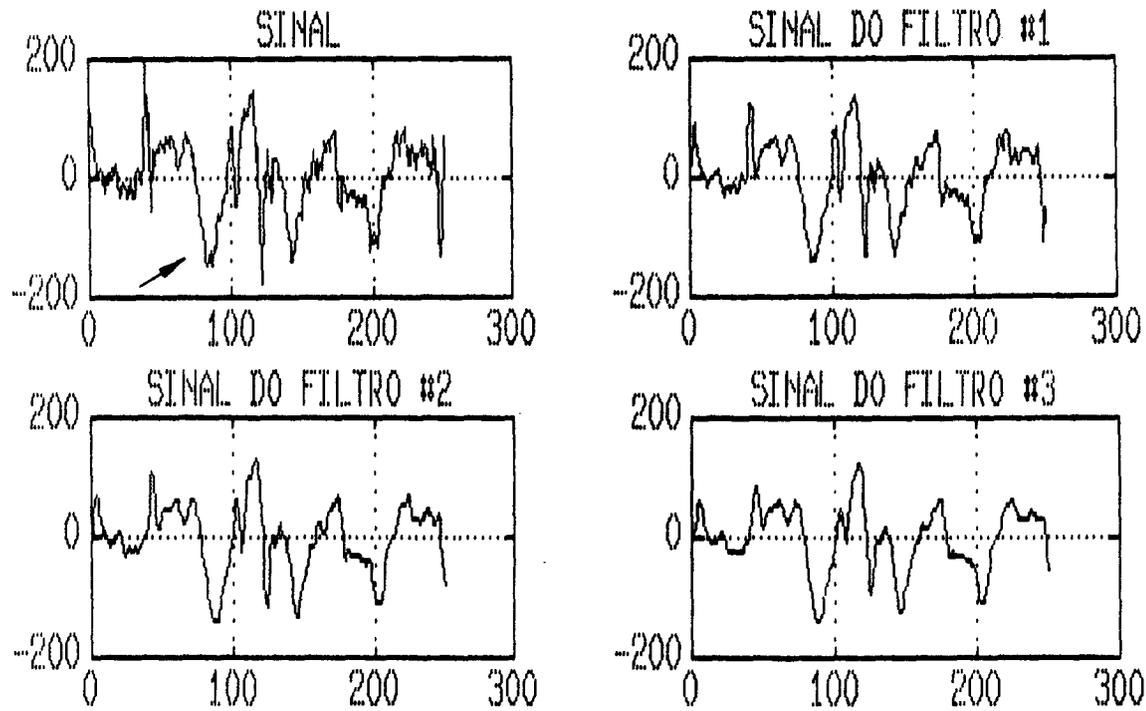


Fig. 1- Da esquerda para a direita, tem-se as figuras a, b, c e d.

FAST FIR DIGITAL FILTERS FOR APPLICATIONS IN NEUROLOGY

ABSTRACT-- In evoked potentials or electroneurography it may be useful to apply a digital lowpass filter to improve the signal to noise ratio beyond that provided by synchronous averaging. The optimum filter to improve the signal to noise ratio is the well known moving average filter but its phase response is not as good as it should. In this paper, three true linear phase FIR filters are derived from the optimal moving average filters. These filters are being used in a computerized system that was developed in our laboratory for neurological signal analysis.