



Universidade de Brasília

Depto. de Engenharia Elétrica, Tópicos em Engenharia (169617), turma C

Processamento de Sinais Biomédicos

Tarefa 5

Amanda dos Santos Pereira, 17/0055906
Caio E. C. de Oliveira, 16/0003679

Flavia M. G. de S. A. Oliveira

**Brasília
9 de Julho de 2019**

1 Filtros do ECGLab

1.1 Filtro notch

Rotina: `ecgfiltra60hz.m`

Esse filtro é utilizado para remover o ruído de 60 Hz da rede elétrica, presente na maioria das aquisições de sinais de ECG. É um filtro notch, que com excessão da frequência de 60 Hz e suas harmônicas, permite a passagem de todas as frequências.

Essa rotina tem como argumentos de entrada o sinal de ECG e a largura do filtro. Larguras próximas de 1 por cento tendem a eliminar apenas as frequências de 60Hz e suas harmônicas, anulando a interferência da rede elétrica. No entanto, se avaliado necessário, pode-se aumentar a largura do filtro, com o devido cuidado para que este não rejeite uma faixa muito grande de frequências, o que acarretaria em uma distorção do sinal.

Uma variável d é definida como a distância entre polos e zeros, sendo ela a largura do filtro dividida por cem (eliminando-se a notação de porcentagem). A variável *ganho* estabelece que o ganho do filtro é 1. Um vetor de frequências *fo* é construído com o auxílio de um laço *for*. Este vetor contém múltiplos inteiros da frequência de 60Hz até o valor mais próximo arredondado para baixo da frequência de Nyquist (frequência de amostragem/2). A frequência de amostragem, `samplerateecg`, é uma variável global definida como 500 Hz. Os ângulos de colocação de polos e zeros são calculados pela expressão:

$$theta = fo * pi / (samplerateecg/2); \quad (1)$$

E os pólos e zeros propriamente ditos são calculados da seguinte forma:

$$zeros = [exp(j * theta); exp(-j * theta)]; \quad (2)$$

$$polos = (1 - d) * zeros; \quad (3)$$

Os coeficientes A e B do filtro são obtidos através da rotina `zp2tf`, que recebe como argumentos o ganho e os zeros e pólos da função de transferência do filtro, previamente calculados. Essa técnica de construção do filtro notch é chamada de colocação de pólos e zeros.

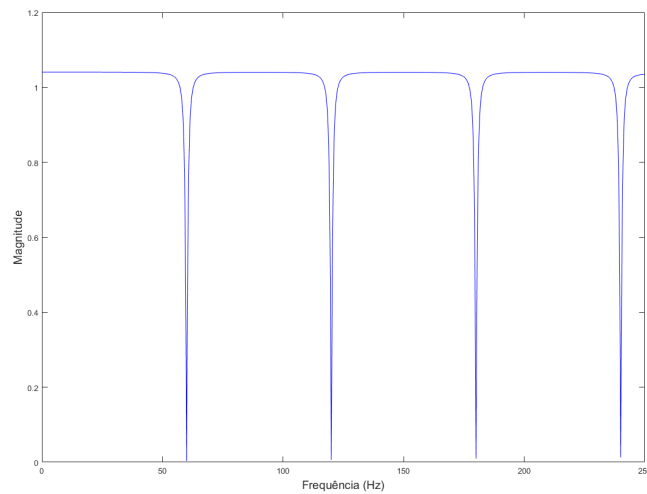
Uma vez obtido os coeficientes A e B do filtro (o que o caracteriza como não-causal, do tipo IIR, ou seja, utiliza valores futuros do sinal para o cálculo do valor presente, uma vez que a presença dos coeficientes A indica que haverá uma convolução dos mesmos com o sinal de saída, além da convolução dos coeficientes B com o sinal de entrada para a completa filtragem do sinal de ECG), o sinal é então filtrado por intermédio da rotina `filtfilt`, que recebe

como argumentos os coeficientes A e B e o sinal de ECG. A rotina *fltflt* é vantajosa se comparada a rotina *filter*, pois não apresenta a defasagem característica provocada pelo uso de um filtro não-causal.

Por fim, o sinal filtrado é normalizado subtraindo do mesmo sua média (a média é calculada pela função *mean*) e dividindo todos os valores pelo máximo valor presente no sinal (encontrado pelo uso da função *max*).

A resposta na frequência do filtro pode ser vista através do gráfico visto na Figura 1. O gráfico foi gerado pela função *freqz*, que recebe como argumentos os coeficientes A e B do filtro, além do número de pontos no espectro de frequências desejado (para todos os gráficos gerados nessa tarefa, $n = 4096$) e da frequência de amostragem, estes dois últimos sendo opcionais.

Figura 1: Resposta na frequência do filtro - 1 por cento



Fonte: arquivo pessoal.

1.2 Filtro passa-baixas

Rotina: `ecgfiltraEMG.m`

Um filtro de Butterworth é utilizado para remoção do ruído muscular, que tem componentes a partir de 20Hz. No manual de uso do programa ECGLab, é aconselhado usar frequências de corte em torno de 35 Hz, já que valores mais próximos de 20 Hz começam a afetar o sinal de ECG, distorcendo seu traçado. No entanto, para frequências mais altas pode não conseguir-se a filtragem desejada. Assim, é necessário realizar a escolha por tentativa e erro, até que um bom resultado seja conquistado.

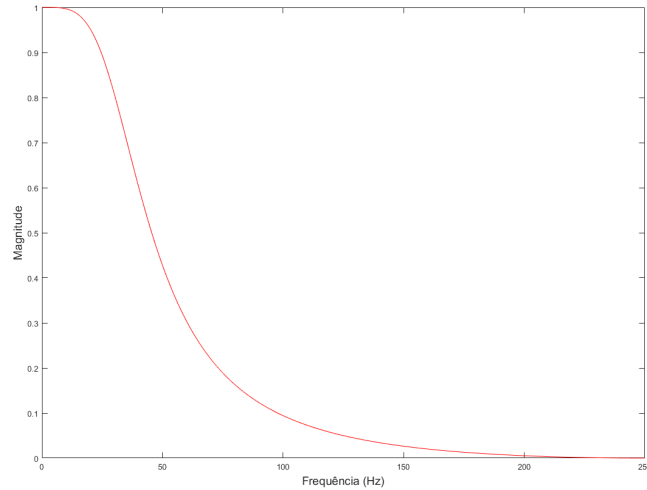
A rotina `ecgfiltraEMG.m` recebe como argumentos o sinal de ECG e a frequência de corte desejada. De acordo com os valores atribuídos as variáveis *ganho* e *ordem*, o filtro possui ganho 1 e é de segunda ordem. Para gerar os coeficientes A e B do filtro, a rotina *butter* é usada. Essa rotina recebe como argumentos a ordem do filtro e a frequência de corte (que é normalizada dividindo-se o valor da frequência de corte desejada pela frequência de Nyquist). Como o tipo de filtro não é especificado, a função assume que o filtro é passa-baixas, como desejado.

Uma vez obtido os coeficientes A e B do filtro (que também é não-causal, do tipo IIR), o sinal de ECG é então filtrado utilizando-se a rotina *filtfilt*, já descrita no filtro visto anteriormente. Por fim, mais uma vez, o sinal filtrado é normalizado subtraindo do mesmo sua média (a média é calculada pela função *mean*) e dividindo todos os valores pelo máximo valor presente no sinal (encontrado pelo uso da função *max*).

A resposta na frequência do filtro pode ser vista na Figura 2, onde uma frequência de corte de 35 Hz foi aqui escolhida. Mais uma vez, a função *freqz* foi usada.

Filtros Butterworth fornecem uma resposta em frequência mais plana o quanto for matematicamente possível na banda passante e com decaimento monotônico, possuindo características de atenuação inicial menos pronunciadas do que outros filtros. Na área biomédica, uma banda passante plana é usualmente interessante em aplicações de filtragem, o que faz com esse tipo de filtro seja bastante utilizado.

Figura 2: Resposta na frequência do filtro



Fonte: arquivo pessoal.

1.3 Filtro passa-altas

Rotina: `ecgfiltrLB.m`

Um filtro de Butterworth é agora utilizado para remover as oscilações da linha de base. Como tais oscilações são de baixa frequência, um filtro passa-altas com frequência de corte em torno de 0.1 Hz será então utilizado. Frequências de corte muito baixas podem não surtir o efeito desejado, enquanto frequências mais altas (em torno de 1 Hz) podem afetar o sinal de ECG de forma indesejada. Mais uma vez a escolha da frequência de corte aqui é feita por tentativa e erro, visando-se sempre o melhor custo benefício.

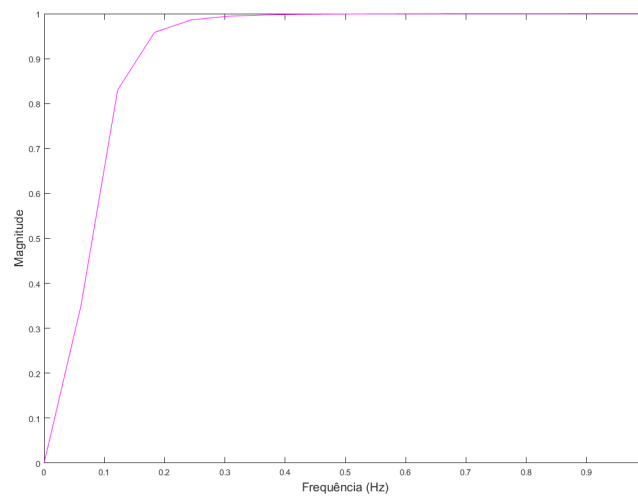
A rotina `ecgfiltrLB.m` recebe como argumentos o sinal de ECG e a frequência de corte desejada. De acordo com os valores atribuídos as variáveis *ganho* e *ordem*, o filtro possui ganho 1 e é de segunda ordem. Para gerar os coeficientes A e B do filtro, a função *butter*, já descrita anteriormente, é então utilizada. A diferença aqui é que o tipo de filtro precisa ser então especificado como terceiro argumento da função, através da string 'high', sinalizando um filtro passa-altas.

Uma vez obtido os coeficientes A e B do filtro (que também é não-causal, do tipo IIR), o sinal de ECG é então filtrado utilizando-se a rotina *filtfilt*, já descrita. Por fim, mais uma vez, o sinal filtrado é normalizado subtraindo

do mesmo sua média (a média é calculada pela função *mean*) e dividindo todos os valores pelo máximo valor presente no sinal (encontrado pelo uso da função *max*).

A resposta na frequência do filtro pode ser vista na Figura 3, onde o gráfico foi gerado exatamente da mesma forma que o visto na Figura 2, limitando-se a visualização para uma faixa de frequências de 0 a 1 Hz.

Figura 3: Resposta na frequência do filtro



Fonte: arquivo pessoal.

1.4 Filtro Q em 17 Hz

Rotina: ecglabRRfiltra17hz.m

A rotina ecglabRRfiltra17hz.m recebe como argumentos o sinal de ECG, o valor Q e o ganho do filtro. Esse filtro é utilizado na etapa de detecção de batimentos cardíacos (detecção de QRS). O complexo QRS pode ser detectado com um filtro passa-faixa centralizado em 17 Hz e usando um fator Q de 3. A frequência de passagem de 17 Hz fornece SNR máximo e um Q de 3 produz um comprimento ótimo de ondulação para detecção. A função de transferência desse filtro é:

$$H(s) = \frac{k w_o^2}{s^2 + (\frac{w_o}{Q})s + w_o^2} \quad (4)$$

onde k é o ganho (que não afeta a detecção) do filtro e w_o é:

$$w0 = 17.5625 * 2 * pi; \quad (5)$$

No MATLAB o numerador e o denominador são construídos como se segue:

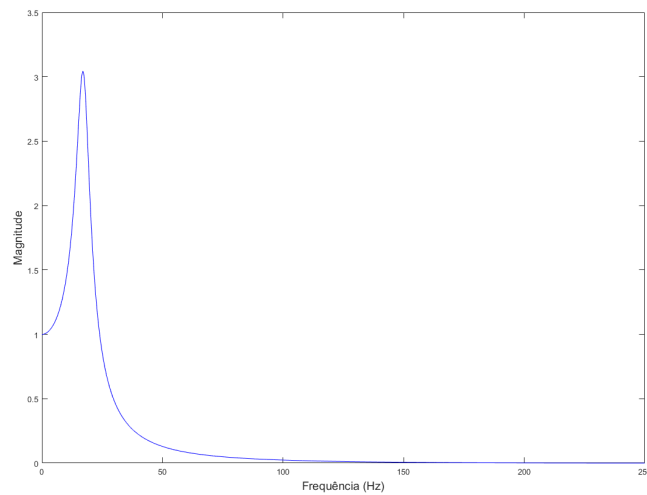
$$NUM = ganho * w0^2; \quad (6)$$

$$DEN = [1, (w0/Q), w0^2]; \quad (7)$$

Essas variáveis são então utilizadas para obter-se os coeficientes A e B do filtro, através da rotina *bilinear*, que além de NUM e DEN recebe como argumento a frequência de amostragem (500 Hz). O sinal é filtrado por intermédio da rotina *filtfilt*, já descrita previamente.

A resposta em frequência do filtro foi obtida exatamente da mesma forma que para os filtros precedentes e pode ser vista na Figura 4, onde o ganho k escolhido foi de 1.

Figura 4: Resposta na frequência do filtro



Fonte: arquivo pessoal.

Referências

- [1] CARVALHO, J. L. A., ROCHA, A. F., AND JUNQUEIRA JR, L. F. Manual ecglab, 2000-2001.
- [2] CARVALHO, J. L. A., ROCHA, A. F., NASCIMENTO, F. A. D. O., NETO, J. S., AND JUNQUEIRA JR, L. F. Development of a matlab software for analysis of heart rate variability. *Signal Processing, 2002 6th International Conference 2*, 10 (2002).