

Remoção da interferência de 60 hz no sinal de ECG usando filtro notch digital**Removal of 60 Hz interference on the ECG signal using digital notch filter**

DOI:10.34117/bjdv5n7-082

Recebimento dos originais: 17/06/2019

Aceitação para publicação: 01/07/2019

Gustavo Vinícius Duarte Barbosa

Mestre em Engenharia Elétrica pela UFMG - Universidade Federal de Minas Gerais
Instituição: Cindacta 1, Comando da Aeronáutica, DTCEA - Destacamento de Controle do
Espaço Aéreo - Confinos

Endereço: Aeroporto Internacional de Confinos km 9 s/n, LMG-800, 7, Confinos – MG, Brasil
E-mail: gustavogydb@fab.mil.br

Francisco Ricardo Abrantes Couy Baracho

Doutor em Engenharia Elétrica pela UFMG - Universidade Federal de Minas Gerais
Professor do Departamento de Engenharia Elétrica

Instituição: UFOP - Universidade Federal de Ouro Preto - Campus João Monlevade
Endereço: Rua 36, 115, Loanda, João Monlevade – MG, Brasil
E-mail: f_baracho@yahoo.com.br

José Ronaldo Tavares Santos

Mestre em Engenharia em Gestão de Processos e Sistemas pelo IETEC - Instituto de
Educação Tecnológica

Instituição: Faculdade UNA - Campus Betim
Endereço: Avenida Governador Valadares, 640 - Centro, Betim – MG, Brasil
E-mail: jose.tavares@prof.una.br

Laerty João dos Santos Damião

Graduando em Engenharia Elétrica pela UFOP - Universidade Federal de Ouro Preto
Instituição: UFOP - Universidade Federal de Ouro Preto - Campus João Monlevade
Endereço: Rua 36, 115, Loanda, João Monlevade – MG, Brasil
E-mail: laertyjs@gmail.com

RESUMO

A interferência de 60 Hz AC pode ser um problema em qualquer situação de medição de biopotencial. A fonte dessa interferência é o potencial AC da rede de alimentação de energia elétrica que está inevitavelmente presente em qualquer situação clínica, ou para iluminação do ambiente ou como fonte de suprimento dos equipamentos de medição. A interferência causada pela rede elétrica, em 60 Hz, pode ser difícil de detectar visualmente em sinais tendo formas de onda não-regulares, como o EEG ou o EMG. Não obstante, a interferência é facilmente visível quando presente em sinais com formas de onda bem definidas, como é o caso do sinal de ECG (Eletrocardiograma). Em todo caso, o espectro de potência do sinal deve fornecer uma indicação clara da presença da interferência da rede como um impulso em 60 Hz. Os harmônicos, caso presentes, aparecem como impulsos adicionais em múltiplos inteiros da frequência fundamental. Neste trabalho é demonstrada uma técnica de filtragem, empregando

um filtro “Notch” digital, o qual remove o artefato de 60 Hz do sinal de ECG, aumentando a confiabilidade do diagnóstico clínico a partir da interpretação do mesmo.

Palavras-chaves — Filtro Notch – Amplificador de ECG – MATLAB® – Interferência Eletromagnética.

ABSTRACT

60 Hz AC interference can be a problem in any biopotential measurement situation. The source of such interference is the AC potential of the electrical power supply network that is inevitably present in any clinical situation, either for lighting the environment or as a source of supply for the measuring equipment. Electrical interference at 60 Hz can be difficult to detect visually on signals having non-regular waveforms such as EEG or EMG. Nevertheless, the interference is easily visible when present in signals with well-defined waveforms, such as the ECG (Electrocardiogram) signal. In any case, the power spectrum of the signal shall provide a clear indication of the presence of the network interference as a 60 Hz pulse. The harmonics, if present, appear as additional pulses in integral multiples of the fundamental frequency. In this work, a filtering technique is demonstrated, using a digital Notch filter, which removes the 60 Hz artifact from the ECG signal, increasing the reliability of the clinical diagnosis from its interpretation.

Keywords — Notch Filter – ECG Amplifier - MATLAB® - Electromagnetic Interference.

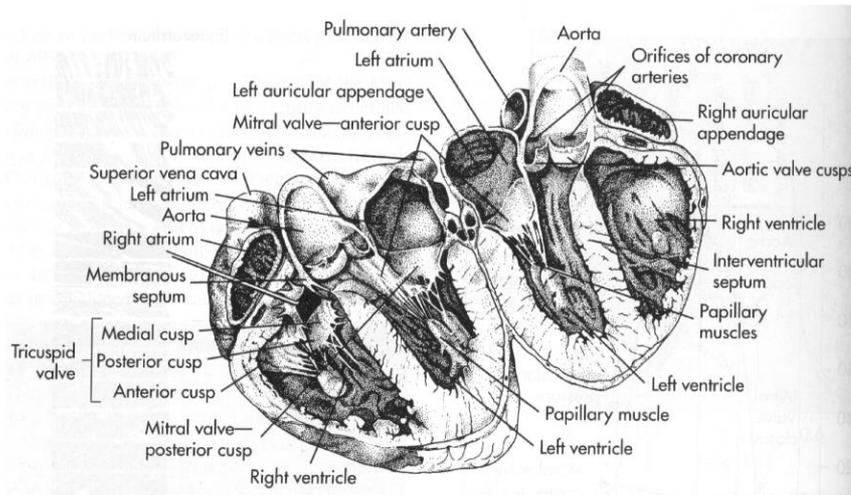
1 INTRODUÇÃO

O eletrocardiograma é a manifestação elétrica da atividade do coração. Determinadas patologias cardiovasculares são diagnosticadas pela simples inspeção desse sinal, como por exemplo, a isquemia miocárdica, infarto, hipertrofia ventricular e problemas de condução.

O coração funciona como uma bomba que propulsiona o sangue através do corpo para que ocorram as trocas gasosas e absorção de nutrientes pelas células e tecidos. O mesmo é constituído por dois átrios (esquerdo e direito) e dois ventrículos (esquerdo e direito). Por desenvolver maior força durante a contração (sístole), as paredes do ventrículo esquerdo são mais espessas quando comparadas com as do ventrículo direito. A hipertrofia ventricular, que é o aumento da massa do miocárdio (músculo cardíaco), resulta na redução do volume ventricular. Tal fato acarreta num baixo desempenho no que tange à sua capacidade de bombeamento do sangue através da circulação sistêmica.

A Figura 1 ilustra o coração com as suas cavidades e valvas. Nitidamente nota-se que a parede do ventrículo esquerdo é mais espessa que a do ventrículo direito.

Figura 1 – Desenho de um coração com separação perpendicular ao septo-interventricular

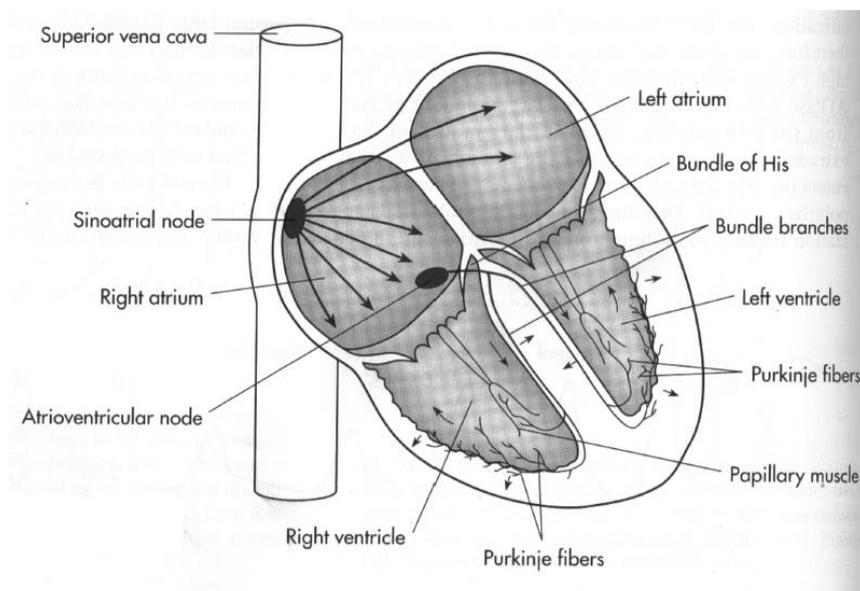


Fonte: (Berne. and Levy., 1997)

A Figura 2 é uma representação esquemática do sistema de condução do coração. Os nodos sino-atrial (SA) e átrio-ventricular (AV) constituem o marcapasso natural do coração. Esse sistema de condução funciona da seguinte maneira:

1. O nodo SA inicia o impulso que induz a contração cardíaca. Esse impulso é propagado do nodo SA para os átrios, e a onda de excitação atinge o nodo AV. Pelo fato das células no nodo AV serem fibras de resposta lenta, no que se refere à velocidade de condução do potencial de ação, o impulso se propaga lentamente através do nodo AV. O atraso consequente entre a despolarização atrial e a ventricular proporciona um tempo adequado para a contração atrial contribuir para o enchimento dos ventrículos.

Figura 2 – Representação do sistema de condução do coração



Fonte: (Berne. and Levy., 1997)

Por conseguinte, o eletrocardiograma (ECG) é um valioso instrumento, pois permite ao clínico inferir o curso do impulso cardíaco simplesmente medindo as flutuações no potencial elétrico em várias posições na superfície do corpo. Pela análise dessas flutuações, o mesmo tem em mãos informações referentes a:

1. orientação anatômica do coração;
2. tamanho relativo de suas câmaras;
3. distúrbios rítmicos e de condução;
4. extensão, localização e progresso de danos isquêmicos ao miocárdio; e
5. influência de certas drogas.

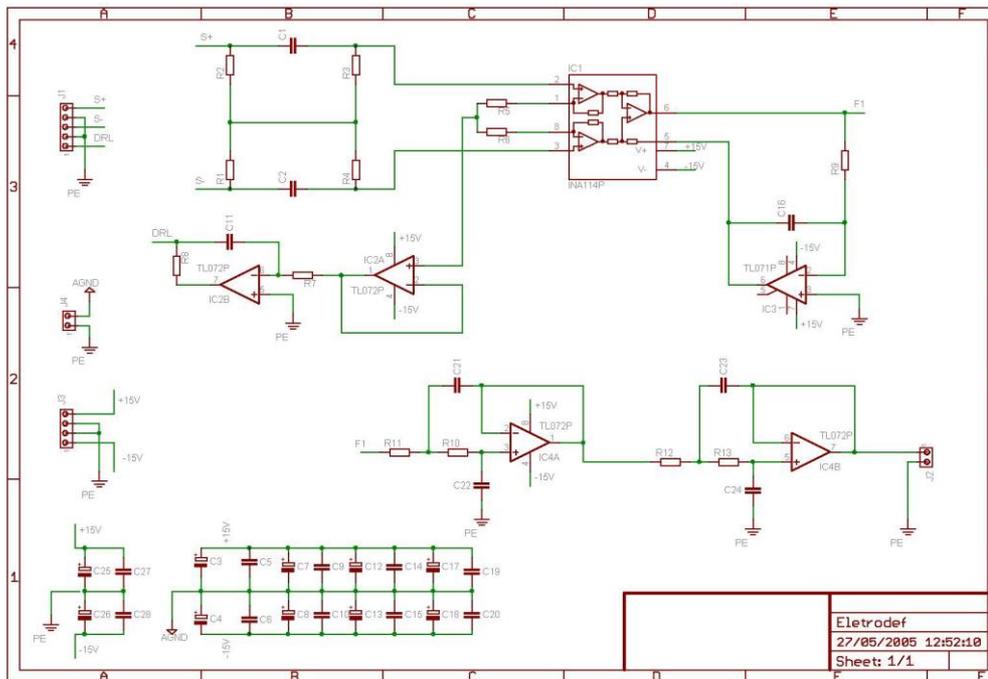
Assim, um sinal de ECG medido livre de interferências e/ou ruídos permite um rápido e confiável diagnóstico clínico, pela interpretação direta desse biopotencial.

2 CIRCUITO AMPLIFICADOR EMPREGADO PARA AQUISIÇÃO DO SINAL DE ECG

Para aquisição do sinal de ECG utilizou-se o amplificador mostrado na Figura 3, o qual foi construído com uma rede RC de entrada totalmente balanceada, que tem como característica uma elevada razão de rejeição de modo-comum (RRMC). Tal característica se deve à inexistência, em tal rede, de uma via que conduza as correntes de modo-comum para a

referência de terra do circuito, não havendo, portanto, diferença de potencial entre os nós da rede RC apresentada na figura supracitada. Isso, por conseguinte, melhora bastante a qualidade do sinal medido, principalmente no que tange à atenuação do efeito da interferência de 60 Hz irradiada dos cabos da rede elétrica.

Figura 3 – Diagrama esquemático do amplificador de ECG



Fonte: Elaborado pelos Autores, 2018.

O circuito da Figura 3 utiliza o amplificador de instrumentação INA114, da Texas Instruments. O mesmo apresenta características apropriadas para esse tipo de aplicação, principalmente no que concerne à capacidade de rejeição dos sinais de modo-comum.

2.1 DETALHES DE FUNCIONAMENTO E CONSTRUÇÃO DO AMPLIFICADOR USADO PARA A MEDIÇÃO DO ECG

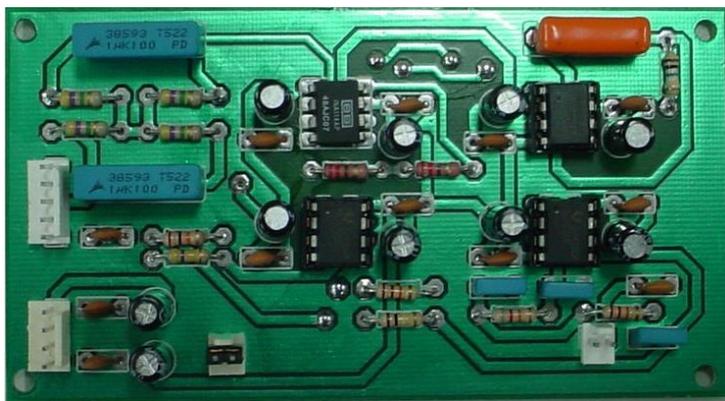
Analisando o circuito da Figura 3, percebe-se, ainda, que o mesmo é constituído, basicamente, por três estágios: amplificação do sinal diferencial (ECG superficial), circuito de recuperação da linha isométrica e, finalmente, filtragem.

No estágio de filtragem do sinal medido, dimensionou-se um filtro de Bessel de quarta ordem. O mesmo foi escolhido por apresentar uma banda de passagem suave e fase linear. Tal característica minimiza a distorção do sinal medido pelo amplificador de ECG.

Ainda, pode-se observar, mediante análise do circuito da Figura 3, a presença de capacitores de desacoplamento em todos os circuitos integrados empregados no projeto do amplificador de ECG. Esses capacitores impedem que os sinais de interferência, provenientes da rede de alimentação de energia elétrica, em 60 Hz, penetrem o circuito, constituindo, portanto, numa via de baixa impedância para esses sinais.

A Figura 4 ilustra o amplificador de ECG construído para aquisição do sinal de ECG medido em laboratório.

Figura 4 – Amplificador de ECG construído

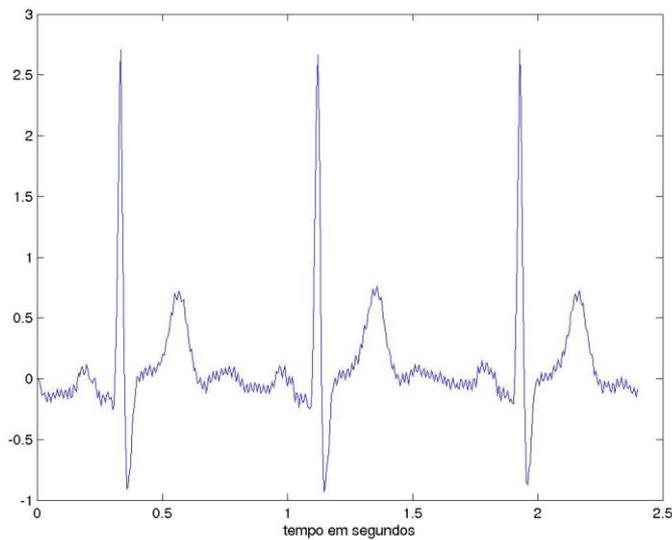


Fonte: Elaborado pelos Autores., 2018.

2.2 SINAL DE ECG MEDIDO E A PRESENÇA DO RUÍDO DE 60 HZ

A aquisição do sinal de ECG foi realizada através de uma placa de conversão A/D, modelo DI-190, produzida pela Dataq Instruments. A placa possui resolução de 12 bits (4096 níveis), comunicação serial (RS-232), taxa de transmissão de 4800 bps e frequência máxima de amostragem de 240 Hz, satisfatória para esse tipo de aplicação. A Figura 5 mostra o sinal de ECG medido com o amplificador da Figura 4.

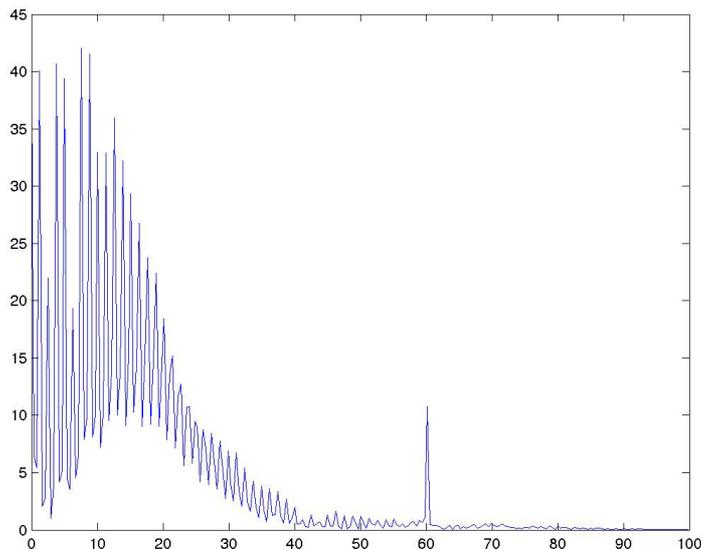
Figura 5 – Sinal de ECG medido com o amplificador construído



Fonte: Elaborado pelos Autores, 2018.

A Figura 6 comprova o bom desempenho do amplificador de ECG usado na coleta do sinal, frente à interferência de 60 Hz irradiada pela rede elétrica. A baixa densidade de potência em 60 Hz deve-se, fundamentalmente, ao estágio de entrada do amplificador construído, o qual utiliza uma rede RC totalmente balanceada, conforme explicado em (Spinelli, 2003). A discreta densidade de potência pode ser atribuída ao desequilíbrio que, porventura, existe e é devido à precisão dos capacitores empregados na rede RC outrora mencionada.

Figura 6 – FFT do sinal de ECG medido



Fonte: Elaborado pelos Autores, 2018.

2.3 EFEITO DA INTERFERÊNCIA ELETROMAGNÉTICA (IEM) NA MEDIÇÃO DO ECG

É recomendado que o amplificador de ECG seja submetido a testes de compatibilidade eletromagnética, visando constatar possíveis variações na forma de onda padrão do ECG frente à IEM.

A IEM pode em determinadas circunstâncias promover alterações no complexo QRS ou, ainda, estabelecer um aumento ou diminuição na duração dos intervalos PQ e ST. Isso, inevitavelmente, pode falsear o conteúdo de informação do sinal de ECG, inferindo na confiabilidade e na precisão do diagnóstico clínico do paciente.

Como outrora mencionado, o sinal de ECG é preponderante na identificação de inúmeras patologias cardiovasculares. Todas as etapas do ciclo cardíaco podem ser notadas pela simples inspeção desse sinal. Por exemplo, a onda P se relaciona com a contração atrial. O intervalo PQ (segmento isoeletrico) provém informação a respeito do enchimento ventricular. O complexo QRS relaciona-se com a contração ventricular. No caso de infarto ou isquemia ventricular ocorre a morte de miócitos, sendo percebida uma diminuição na amplitude padrão do complexo QRS do ECG, uma vez que nessa situação um número menor de células ventriculares contribui para a geração da força de estiramento das fibras do músculo do coração, interferindo na força de ejeção do sangue pela valva aórtica, na sístole ventricular. Infarto agudo do miocárdio, bem como isquemia ventricular, são patologias diagnosticadas mediante alteração na duração do intervalo ST do ECG. Por conseguinte, é irrefutável a importância do ECG no processo de diagnóstico de várias anomalias cardiovasculares.

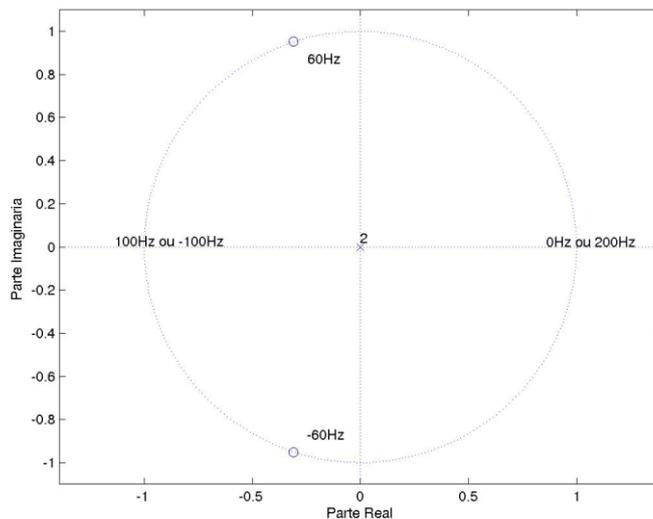
3 FILTRAGEM DA INTERFERÊNCIA DE 60 HZ USANDO FILTRO DIGITAL

O método mais simples para a remoção de artefatos periódicos de uma sinal é através do cálculo da transformada de Fourier desse sinal, seguido pela eliminação das componentes indesejáveis do espectro e, então, procedendo ao cálculo da transformada inversa de Fourier. A filtragem passa-baixa remove as componentes de ruído do sinal bem como as componentes do sinal nas frequências de interesse, comprometendo a integridade da informação extraída desse sinal (Rangayyan, 2002).

A interferência periódica pode ser removida do sinal usando um filtro notch digital, com os zeros no círculo de raio unitário, no domínio-z, alocados nas frequências a serem rejeitadas. Se f_0 é a frequência de interferência, os ângulos dos zeros da função de

transferência, no domínio-z, estão situados em $\pm \frac{f_0}{f_s}(2\pi)$, sendo os raios dos zeros unitários, conforme observado na Figura 7.

Figura 7– Zeros do filtro notch digital implementado



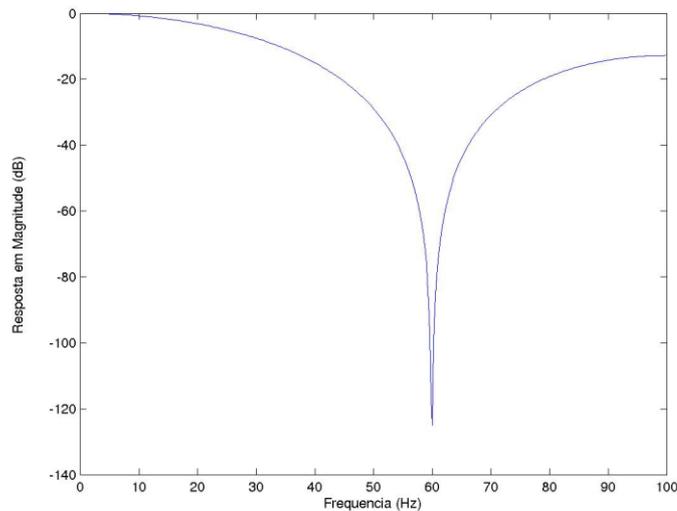
Fonte: Elaborado pelos Autores, 2018.

Considerando o sinal de ECG contaminado com a interferência de 60 Hz da rede elétrica, o qual é amostrado na frequência de 200 Hz, conforme apresentado na Figura 5, pode-se ilustrar a aplicação do filtro notch na remoção desse artefato. O filtro notch, nesse caso, deve possuir zeros alocados em $\omega_0 = \pm \frac{f_0}{f_s}(2\pi) = \pm \frac{60}{200}(2\pi) = \pm 1,88495$ radianos $= \pm 107,99^\circ$. As localizações dos zeros são dadas por $\cos(\omega_0) \pm j\sin(\omega_0)$ ou $z_1 = -0,30901 + j0,95105$ e $z_2 = -0,30901 - j0,95105$. Por conseguinte, a função de transferência no domínio-z é dada por

$$\begin{aligned} H(z) &= (1 - z^{-1}z_1)(1 - z^{-1}z_2) = (1 - z^{-1}z_2 - z^{-1}z_1 + z_1z_2z^{-2}) \\ &= 1 - (z_1 + z_2)z^{-1} + (z_1z_2)z^{-2} = 1 + 0,61802z^{-1} + z^{-2} \end{aligned} \quad (1)$$

Para que o ganho DC na Equação (1) seja unitário ($z=1$), $H(z)$ deve ser dividida por 2,61802.

Figura 8 – Resposta em magnitude do filtro notch digital

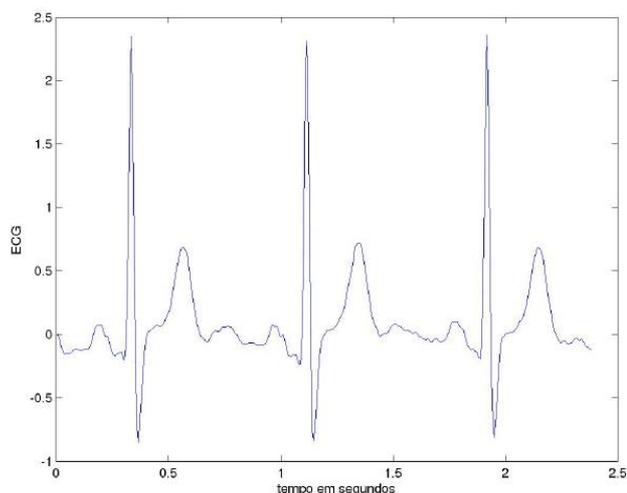


Fonte: Elaborado pelos Autores, 2018.

A Figura 7 mostra o diagrama de zeros do filtro notch no plano-z. O diagrama é gerado usando o comando `zplane` do MATLAB®.

A Figura 8 ilustra a resposta em magnitude do filtro notch, obtida através do MATLAB®. Pode-se observar que o filtro atenua não somente a componente de 60 Hz, mas também uma banda de frequências ao redor de 60 Hz. A largura da banda de rejeição do filtro notch pode ser reduzida alocando pólos bem próximos dos zeros e no interior do círculo unitário. A Figura 9 mostra o resultado de aplicar o filtro notch da equação (1) ao sinal de ECG com a interferência da Figura 5. Percebe-se que a interferência de 60 Hz é efetivamente removida, sem distorção perceptível da forma de onda do sinal de ECG.

Figura 9 – Sinal de ECG da Figura 5 após filtragem com o filtro notch digital



Fonte: Elaborado pelos Autores, 2018.

4 CONCLUSÕES

O trabalho em epígrafe apresentou um procedimento de filtragem da interferência de 60 Hz, irradiada pela rede de alimentação de energia elétrica, a qual é inerente à medição do sinal de ECG.

Primeiramente, abordou-se a proposta de um amplificador de ECG utilizando como estágio de entrada uma rede RC totalmente balanceada, conforme apresentado na Figura 3 deste trabalho, a fim de se reduzir o sinal de modo comum presente no ambiente de medição. A FFT (“Fast Fourier Transform”) do sinal de ECG medido por esse amplificador indicou um baixo conteúdo harmônico na frequência de 60 Hz, em virtude da característica do amplificador construído e mostrado na Figura 4.

Posteriormente, usou-se um filtro notch digital para eliminar totalmente esse conteúdo de ruído de 60 Hz no sinal medido. A Figura 9 é o resultado da aplicação desse filtro digital, onde não mais se verifica nenhuma interferência na forma de onda do ECG.

Faz-se mister tecer comentário sobre a importância de se eliminar um artefato de ruído que se encontre presente em um biopotencial. A presença de qualquer tipo de interferência nesses sinais pode falsear o diagnóstico clínico. No caso do ECG, algumas vezes pode-se perceber alterações induzidas por IEM em suas ondas típicas (complexo PQRST), com alterações na amplitude do complexo QRS, o que sugere indício de isquemia miocárdial, bem como alteração no intervalo ST, característica morfológica predominante em algumas graves patologias cardiovasculares.

Fica como sugestão, o desenvolvimento de testes de interferência irradiada em câmara semi-anecoica. Com isso, poder-se-á estudar o desempenho de outras configurações de amplificadores de ECG, quando os mesmos estiverem imersos num ambiente com expressiva poluição eletromagnética.

REFERÊNCIAS

- [1] **Berne., R. M. and Levy., M. N.** (1997). Cardiovascular Physiology. Mosby, London.

- [2] **Chimeno., M. F. and Pallàs-Areny, R.** (2000). A comprehensive model for powerline interference in biopotential measurements. IEEE Trans. on Instrumentation and Measurement, 49:535_540.

- [3] **Huhta., J. C. and Webster, J. G.** (1973). 60-hz interference in electrocardiography. IEEE Trans. on Biomedical Engineering, BME-20:91_101.

- [4] **Nagel, J.** (2000). Biopotential amplifiers. In Bronzino, J. D., editor, Heart Rate Variability. Boca Raton: CRC Press LLC.

- [5] **Rangayyan, R. M.** (2002). Biomedical Signal Analysis. Wiley-Interscience.

- [6] **Spinelli., E. M., Pallàs-Areny., R., and Mayosky, M. A.** (2003). Ac-coupled front-end for biopotential measurements. IEE Trans. On Biomedical Engineering, 50: 391-395.