

UNIVERSIDADE FEDERAL DE ITAJUBÁ  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO  
EM ENGENHARIA ELÉTRICA

**UTILIZAÇÃO DO FILTRO DE SAVITZKY-GOLAY NO  
CANCELAMENTO DE INTERFERÊNCIA DE 60-HZ EM SINAIS DE  
ELETROCARDIOGRAMA**

Bruna de Almeida Fernandes

Brasil  
Março, 2017

UNIVERSIDADE FEDERAL DE ITAJUBÁ  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO  
EM ENGENHARIA ELÉTRICA

**UTILIZAÇÃO DO FILTRO DE SAVITZKY-GOLAY NO  
CANCELAMENTO DE INTERFERÊNCIA DE 60-HZ EM SINAIS DE  
ELETROCARDIOGRAMA**

Bruna de Almeida Fernandes

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica como parte dos requisitos para obtenção do Título de Mestre em Ciências em Engenharia Elétrica.

Universidade Federal de Itajubá – UNIFEI  
Instituto de Engenharia e Sistemas e Tecnologias da Informação  
Programa de Pós-Graduação  
Área de Concentração: Microeletrônica  
Orientador: Prof. Dr. Luís Henrique de Carvalho Ferreira  
Coorientador: Prof. Dr. Gustavo Della Colleta

Brasil  
Março, 2017

*A Deus.*

# Agradecimentos

A Deus, por iluminar minha caminhada, dando-me forças para batalhar por meus objetivos.

Aos meus pais, por serem a base que me sustenta durante todos os anos de minha vida, e a cada novo dia que virá.

A minha irmã, sobrinho e familiares, por me apoiarem incondicionalmente, para a realização deste sonho.

Ao meu namorado, por todos os tropeços, em que ele me pegava pela mão, e me fazia seguir em frente.

Aos professores Luis Henrique, e Gustavo pelo apoio, dedicação e auxílio ao longo do desenvolvimento do trabalho.

Aos colegas de trabalho pela ajuda e paciência.

A todos que ajudaram, de forma direta ou indireta, na realização deste trabalho.

*“E tudo que pedirdes em oração,  
crendo recebereis”*

*Mateus 21:22*

# Resumo

Esta dissertação apresenta a utilização do filtro de Savitzky-Golay no cancelamento de interferências de 60-Hz em sinais de eletrocardiograma. Um filtro de Savitzky-Golay com janela de onze amostras e polinômio de sétima ordem, operando com uma taxa de amostragem de 192-Hz, possibilita o casamento da frequência de primeiro nulo espectral em 60-Hz para uma banda passante de 40-Hz, satisfazendo a norma ABNT NBR IEC 60601-2-27:2013. A simplicidade aritmética e a utilização de poucos coeficientes inteiros permite que o filtro seja implementado em microcontroladores de baixo custo presentes em sistemas de monitoramento remoto.

**Palavras-chaves:** Eletrocardiograma, Interferências de 60-Hz, Filtro de Savitzky-Golay, Filtros Digitais, norma ABNT NBR IEC 60601-2-27:2013.

# Abstract

This dissertation presents the use of Savitzky-Golay filter in 60-Hz interference cancellation in ECG signals. A Savitzky-Golay filter with eleven samples window and seventh order polynomial, running with a 192-Hz sampling rate, enables the matching of first zero crossing frequency in 60-Hz for a bandwidth of 40-Hz, satisfying the standard NBR IEC 60601-2-27: 2013. The arithmetical simplicity and the use of few integer coefficients allows the filter to be implemented in low-cost microcontrollers present in remote monitoring systems.

**Keywords:** Electrocardiogram, 60-Hz Power Line Interference, Savitzky-Golay Filter, Digital Filter, standard ABNT NBR IEC 60601-2-27:2013.

# Lista de Ilustrações

|  |    |
|--|----|
| Figura 1 - Morfologia do sinal do ECG.....   | 15 |
| Figura 2 - Sistema padrão de disposição de eletrodos para medição de ECG.....  | 20 |
| Figura 3 – ECG obtido pelo somatório dos ciclos cardíacos.....   | 21 |
| Figura 4 – Forma de um ECG típico, mostrando as ondas P, T, U e o complexo QRS.....  | 21 |
| Figura 5 - Tipos de interferências presentes em ECG.....   | 22 |
| Figura 6 - Exemplos de interferências em ECG: (a) Artefato de Movimento; (b) Flutuação de Linha de Base; (c) Ruído Muscular; (d) Interferência em 60Hz. ....                           | 23 |
| Figura 7 - Função de Transferência de um filtro .....  | 24 |
| Figura 8 – Sistema de um Filtro Analógico.....   | 25 |
| Figura 9 - Sistema de um Filtro Digital .....  | 26 |
| Figura 10 – Filtragem do sinal através da metodologia de Savitzky-Golay. (a) Exemplo de um sinal com distorções, (b) Sinal após ser suavizado [16].....                                | 28 |
| Figura 11 - (a) Sinal original do ECG (em preto), e sinal contaminado pelo ruído (em cinza). (b) Sinal de saída de um filtro SG (7,9). (c) Sinal de saída de um filtro SG (7,11). .... | 29 |
| Figura 12 - Resposta em frequência de filtros de Savitzky-Golay com janela de sete amostras e polinômios de primeira e terceira ordem. ....  | 30 |
| Figura 13 - Sinais Senoidais de Entrada: (a) 5-Hz, (b) 0,67-Hz e (c) 40-Hz. ....   | 34 |
| Figura 14 – Sinais Triangulares de entrada (a) com duração <b>T<sub>bw</sub></b> de 200-ms, e (b) com duração <b>T<sub>bw</sub></b> de 20-ms.....                                      | 35 |
| Figura 15 - Filtragem do sinal cardíaco: (a) Sinal do ECG sem a presença de ruído, (b) Sinal contaminado com ruído e (c) Sinal filtrado. ....  | 37 |



|   |    |
|---|----|
| Figura 16 – (a) Correlação cruzada do sinal e o sinal contaminado com ruído e, (b) Correlação cruzada do sinal e o sinal filtrado. ....   | 38 |
| Figura 17 - Resposta em frequência de filtros de Savitzky-Golay com janela de onze amostras e polinômios de quinta e sétima ordem. ....   | 39 |
| Figura 18 - Filtragem do sinal cardíaco: (a) Sinal cardíaco puro e contaminado por uma interferência de 60-Hz. (b) Comparativo entre sinal puro e sinal filtrado. (c) Correlação entre os sinais puro e filtrado mostrando um atraso de 5 amostras no sinal filtrado.....                                 | 42 |
| Figura 19 - (a) Espectro do sinal com presença do ruído e (b) Espectro do sinal filtrado com Filtro SG (7,11). ....   | 43 |
| Figura 20 - (a) Sinal de Saída para a frequência de 5-Hz, (b) Sinal de Saída para a frequência de 0,67-Hz e (c) Sinal de Saída para a frequência de 40-Hz. ....   | 45 |
| Figura 21 – Sinais de Saída referentes às entradas com sinal (a) <i>Tbw</i> de 200-ms e (b) <i>Tbw</i> de 20-ms. ....   | 46 |
| Figura 22 - Teste do filtro proposto seguindo orientações da norma ABNT NBR IEC 60601-2-27:2013. (a) Resposta em frequência do filtro, limitada em 50-Hz. (b) Teste para um sinal de frequência 5-Hz e amplitude 1-mV de pico. (c) Teste para um sinal de frequência 40-Hz e amplitude 1-mV de pico. .... | 48 |

# Lista de Tabelas

|   |    |
|---|----|
| Tabela 1 - Resultados dos testes de conformidade para o Método A de Resposta em<br>Frequência ..... | 44 |
| Tabela 2 - Resultados dos testes de conformidade para o Método B de Resposta em<br>Frequência ..... | 47 |

# Lista de Abreviaturas e Siglas

|            |   |
|------------|---|
| ABNT       | Associação Brasileira de Normas Técnicas                        |
| A/D        | (Conversor) Analógico para Digital                              |
| BW         | Banda Passante  |
| CBA        | Congresso Brasileiro de Automática                              |
| D/A        | (Conversor) Digital para Analógico                              |
| ECG        | Eletrocardiograma   |
| $f_A$      | Frequência de Amostragem  |
| $f_c$      | Frequência de Corte   |
| FE         | <i>Front-End</i>  |
| <i>FIR</i> | <i>Finite Impulse Response</i>                                  |
| $f_s$      | Frequência Limite da Banda de Rejeição                          |
| IEC        | Comissão Eletrotécnica Internacional                            |
| IESTI      | Instituto de Engenharia de Sistemas e Tecnologias da Informação |
| <i>IIR</i> | <i>Infinite Impulse Response</i>                                |
| MM         | (Filtro) Média Móvel  |

|        |                                   |
|--------|-----------------------------------|
| NBR    | Norma Brasileira Regulamentadora  |
| PDA    | <i>Personal Digital Assistant</i> |
| RF     | Rádio Frequência                  |
| SG     | (Filtro) Savitzky-Golay           |
| UNIFEI | Universidade Federal de Itajubá   |

# Sumário

|          |  |           |
|----------|--|-----------|
| <b>1</b> | <b>INTRODUÇÃO.....</b>                             | <b>15</b> |
| 1.1      | Considerações Iniciais .....                       | 15        |
| 1.2      | Motivação e Objetivos.....                         | 17        |
| 1.3      | Organização do Trabalho.....                       | 18        |
| <br>     |  |           |
| <b>2</b> | <b>FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....</b>                   | <b>20</b> |
| 2.1      | O Sinal Elétrico Cardíaco.....                     | 20        |
| 2.2      | Interferências no Sinal do ECG.....                | 22        |
| 2.3      | Filtragem do Sinal do ECG .....                    | 23        |
| 2.3.1    | Filtros Analógicos .....                           | 25        |
| 2.3.2    | Filtros Digitais .....                             | 26        |
| 2.4      | Filtro Savitzky-Golay .....                        | 27        |
| 2.4.1    | Equacionamento do Filtro Savitzky-Golay .....      | 31        |
| 2.5      | Norma Biomédica ABNT NBR IEC 60601-2-27:2013 ..... | 33        |
| <br>     |  |           |
| <b>3</b> | <b>FILTRO SAVITZKY-GOLAY PROPOSTO .....</b>        | <b>36</b> |
| <br>     |  |           |
| <b>4</b> | <b>SIMULAÇÕES E DISCUSSÕES .....</b>               | <b>41</b> |
| 4.1      | Ambiente de Simulação.....                         | 41        |
| 4.2      | Simulações.....                                    | 41        |

|          |  |           |
|----------|--|-----------|
| 4.2.1    | Resposta em Frequência - Método A .....                            | 44        |
| 4.2.2    | Resposta em Frequência- Método B.....                              | 45        |
| 4.2.3    | Conclusão das Simulações.....                                      | 47        |
| <b>5</b> | <b>CONCLUSÃO .....</b>   | <b>49</b> |
| 5.1      | Principais Resultados.....   | 49        |
| 5.2      | Trabalhos Futuros .....  | 50        |
|          | <b>REFERÊNCIAS.....</b>  | <b>51</b> |
|          | <b>APÊNDICES .....</b>   | <b>54</b> |
|          | APÊNDICE A – CÁLCULO DOS COEFICIENTES PARA O FILTRO SG(7,11) ..... | 55        |
|          | <b>ANEXOS .....</b>  | <b>59</b> |

# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 Considerações Iniciais

O registro gráfico das oscilações elétricas resultantes da atividade do músculo cardíaco, denominado eletrocardiograma (ECG), permite a identificação de uma série de patologias cardíacas caracterizadas por distúrbios na condução elétrica do coração, como o infarto do miocárdio, taquicardia, arritmia cardíaca, hipertensão arterial, entre outras [1].

Os sinais cardíacos possuem uma amplitude que pode variar entre  $100\text{-}\mu\text{V}$  e  $1,5\text{-mV}$  enquanto sua frequência se situa entre  $0,1\text{-Hz}$  e  $250\text{-Hz}$ , como demonstra a Figura 1, sendo, portanto susceptíveis a interferências, especialmente as de  $60\text{-Hz}$ , provenientes da rede de distribuição de energia elétrica [1]-[2]. Estas distorções são capazes de descaracterizar o sinal de informação, sendo necessário o seu tratamento com objetivo de reduzir, ou até mesmo eliminar estes ruídos.

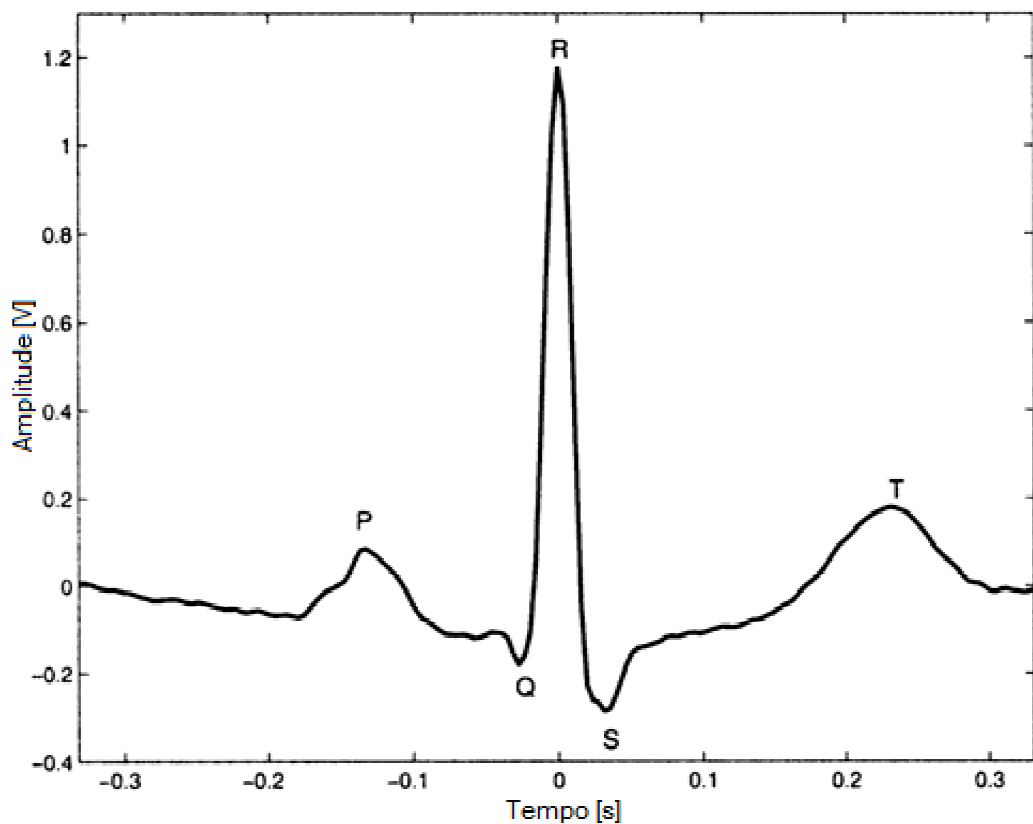


Figura 1 - Morfologia do sinal do ECG

A remoção da interferência causada pela rede elétrica, em sinais ECG, tem sido uma importante área de pesquisa, onde várias soluções em hardware e software, vêm sendo propostas nas últimas décadas [3]. Diversas topologias de sistemas para filtragem e cancelamento destas interferências já foram implementadas e se mostraram eficientes na rejeição do ruído.

Dentre estes métodos, uma maneira de minimizar a influência da interferência de 60-Hz no eletrocardiograma é através da utilização de filtros *notch* nos eletrocardiógrafos. Alguns destes filtros operam de forma eficiente na identificação de variações na amplitude, e na frequência, do sinal de interferência, não sendo necessário um valor de referência para que o filtro seja capaz de eliminar o ruído presente nos sinais biopotenciais [4]. Entretanto, nestes casos, a informação é tratada com certa complexidade matemática, visando à estabilidade do algoritmo central, o que pode acarretar em um maior tempo de processamento da informação.

No filtro proposto, o número de coeficientes necessários para a utilização do método de filtragem de Savitzky-Golay, é vantajoso se comparado a demais tecnologias [4], uma vez que a característica de baixo consumo energético dos dispositivos portáteis requer um algoritmo de filtragem simples e leve, que possa ser implementado em microcontroladores de baixo poder de processamento, possibilitando redução da complexidade e de custo dos circuitos, em troca de um ligeiro aumento de consumo energético do microcontrolador. O filtro de suavização proposto em 1964 por Abraham Savitzky e Marcel J. E. Golay apresenta as propriedades necessárias, uma vez que utiliza poucos coeficientes inteiros e uma aritmética simples em sua rotina de implementação [5]. Desta forma, a quantidade reduzida de coeficientes inteiros traz como consequência uma redução no tempo de processamento, que se traduz em economia de energia, sendo mais eficiente quando comparado a outros filtros *notch*.

Alguns métodos, ainda trazem facilidades como a de serem programáveis, garantindo assim um ajuste da frequência de corte e na banda de rejeição. Em determinados casos, a implementação destes dispositivos requer a concepção de um hardware capaz de tratar o sinal em seus vários blocos, que são projetados a partir de diversos tipos de circuitos, envolvendo o que há de mais recente em tecnologia [6]-[7]. Neste aspecto, o sistema proposto se mostra mais vantajoso se comparado aos demais métodos, pois a utilização de um filtro digital permite a implementação de seu algoritmo de filtragem, nos processadores presentes nos *front-ends* (FE), dos eletrocardiógrafos, eliminando assim a necessidade da confecção de um hardware que seja capaz de realizar o processamento do sinal.



Considerando a recente tendência da utilização de dispositivos portáteis para o monitoramento cardíaco, a implementação de um filtro digital para interferências de 60-Hz se torna interessante, uma vez que tais equipamentos possuem algum tipo de sistema de controle, como por exemplo, um microcontrolador de baixo poder de processamento, responsável pelo tratamento dos dados e controle da informação, que pode ser utilizado para embarcar o filtro digital de 60-Hz.

Para estes dispositivos, a escolha dos microcontroladores e processadores utilizados, são baseados na capacidade de processamento, na interface de comunicação com plataformas para a troca de dados, e a redução no consumo de energia, ao mínimo possível. Algumas soluções, como a apresentada em [8], utilizam processadores como o MSP430F2418, para realizar o processamento do sinal de informação. A ideia principal do artigo é o desenvolvimento de uma solução microcontrolada, que combinada ao módulo de comunicação *wireless* SIM300 GPRS, seja possível o envio do sinal do ECG coletado, até a estação de trabalho do médico, para diagnósticos em tempo real. Outras soluções como a [9], realizam o tratamento da informação através de processadores como o PIC24F, e a transferência da informação é realizada através do transmissor *Si4420*. Dispositivos implementados em PDA (*Personal Digital Assistant*) também já são realidade no tratamento do sinal do ECG contaminado pela interferência em 60-Hz, como o [10], implementado através processador dsPIC30F3014.

Neste contexto, buscando resolver os problemas descritos anteriormente, o filtro proposto foi projetado levando em conta todas estas premissas de projetos, mantendo uma relação de compromisso com a qualidade da filtragem, o tempo de processamento, a facilidade no projeto e a eficiência no consumo de energia. Além disso, sua resposta em frequência foi projetada de forma a atender a norma ABNT NBR IEC 60601-2-27:2013.

## 1.2 Motivação e Objetivos

São conhecidas diversas metodologias para o tratamento e eliminação da interferência de 60-Hz presente nos sinais ECG, objetivando a correta análise e interpretação do sinal de informação. Dentre as topologias apresentadas, observa-se a necessidade de um sistema que seja capaz de realizar a filtragem proposta, além de possuir uma relação de compromisso com aspectos como a redução do consumo energético, a simplicidade no processamento dos dados,

a facilidade de implementação, e a conformidade com a norma regulamentadora NBR IEC 60601-2-27:2013.

Neste contexto, esta dissertação apresenta a concepção de um filtro de Savitzky-Golay para o cancelamento de interferências de 60-Hz provenientes da rede elétrica, em sinais de eletrocardiograma, que seja capaz de cumprir a todos os requisitos apresentados.

A ideia principal a ser explorada é a redução de consumo energético através da concepção de um elemento de cancelamento de interferência de 60-Hz, que substitui o uso de um filtro *notch*, realizado em hardware, por um algoritmo de baixa complexidade matemática.

A simplicidade aritmética e a utilização de poucos coeficientes, inteiros, permite que o filtro Savitzky-Golay projetado seja implementado em microcontroladores de baixo custo presentes em sistemas de monitoramento remoto, uma vez que estes apresentam baixo poder de processamento.

Outra grande vantagem apresentada pela utilização do algoritmo de Savitzky-Golay, é que é possível realizar ajustes na frequência de amostragem, de forma que seja possível realizar o casamento da frequência de primeiro nulo espectral em 60-Hz, para uma banda passante de 40-Hz, satisfazendo a norma ABNT NBR IEC 60601-2-27:2013.

### 1.3 Organização do Trabalho

O Capítulo 2 apresenta o embasamento teórico utilizado para o projeto do filtro digital. Inicialmente, são mostrados os tipos de sinais elétricos que podem ser observados no corpo humano, e quais as informações são possíveis obter a partir de sua correta interpretação, como por exemplo, o sinal elétrico cardíaco, denominado eletrocardiograma. Em seguida, é apresentada a forma como este sinal pode ser obtido, e as possíveis contaminações por interferências que ocorrem durante este procedimento. São então apresentadas estratégias clássicas para suavização de ruídos provenientes da rede elétrica, como os filtros analógicos e digitais. O filtro digital de Savitzky-Golay é então introduzido, e na sequência é apresentado o equacionamento necessário para a obtenção dos coeficientes de suavização de um filtro de SG com janela de  $k$  amostras e polinômio de ordem  $n$ . Por fim, são apresentadas os requisitos básicos necessários que o projeto deve cumprir para estar em conformidade com a norma biomédica ABNT NBR IEC 60601-2-27:2013.

O Capítulo 3 mostra o projeto do filtro que atende a norma ABNT NBR IEC 60601-2-27:2013. São apresentadas as respostas em frequência de dois filtros de Savitzky-Golay, de 11 amostras, e polinômios de 5ª e 7ª ordem. Então, é realizado um estudo sobre o comportamento do ruído presente nos sinais suavizados, a fim de medir desempenho dos filtros utilizados para o tratamento do sinal.

O Capítulo 4 mostra a caracterização e os testes do filtro projetado, através de simulações. Esse capítulo investiga a utilização do filtro de Savitzky-Golay proposto na remoção da interferência de 60-Hz, e são realizados os testes de conformidade com a norma ABNT NBR IEC 60601-2-27:2013. Nas simulações são demonstrados os desempenhos do filtro através de testes realizados no programa MatLab.

Por fim, o Capítulo 5 é devotado às conclusões finais.

O Apêndice A demonstra os cálculos realizados para a obtenção dos coeficientes do filtro Savitzky-Golay com janela de 11 amostras e polinômio de 7º grau.

Em Anexo, encontra-se o artigo apresentado no XXI Congresso Brasileiro de Automática (CBA), no ano 2016.

## 2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

### 2.1 O Sinal Elétrico Cardíaco

O corpo humano é dotado de diversos tipos de sinais elétricos. Para a medicina, o monitoramento destes sinais, como o das atividades elétricas cerebrais, atividades elétricas cardíacas, entre outros, é de suma importância. Estes sinais são capazes de fornecer informações valiosas, que permitem a avaliação de quadros clínicos durante tratamentos, intervenções cirúrgicas, ou até mesmo pós-cirúrgicas [11].

O monitoramento do sinal elétrico cardíaco é denominado eletrocardiograma (ECG). Através da observação deste sinal fisiológico, é possível identificar uma série de patologias cardíacas, como por exemplo, o infarto do miocárdio, taquicardia, arritmia cardíaca, hipertensão arterial, entre outros distúrbios da condução elétrica do coração. Sendo este o método mais utilizado para a verificação de cardiopatias, é possível obter um diagnóstico com total segurança para o paciente, já que o exame é não invasivo [11]-[12].

A aquisição do sinal biológico do ECG é realizada pelo equipamento denominado eletrocardiógrafo. Para a realização do exame o paciente deve estar em repouso absoluto, e então são dispostos dez eletrodos ao longo do seu corpo. Os eletrodos devem estar estrategicamente posicionados, sendo dois localizados no antebraço, dois localizados nas pernas e seis na região torácica do paciente, como demonstra a **Figura 2**.

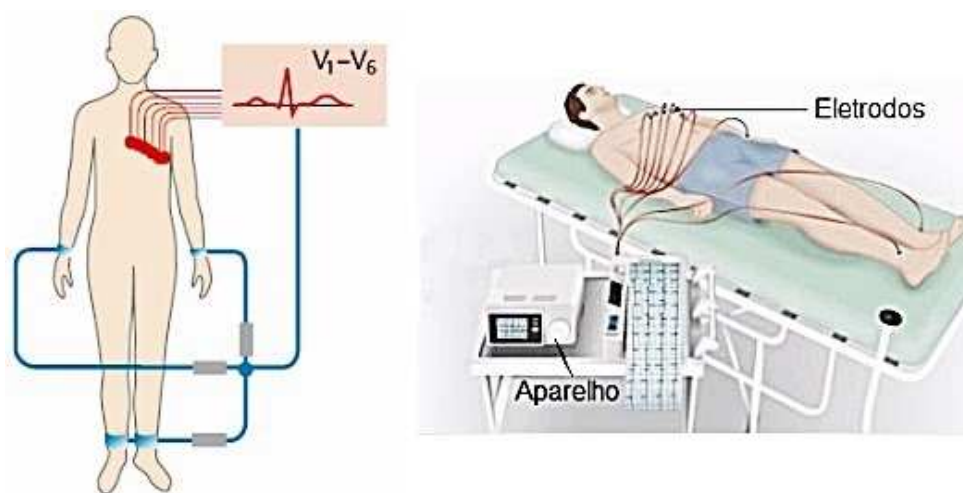


Figura 2 - Sistema padrão de disposição de eletrodos para medição de ECG.

As atividades elétricas que ocorrem a cada instante do ciclo cardíaco são detectadas sob a superfície da pele através dos eletrodos, e registradas pelo eletrocardiógrafo. O ECG é o resultado do somatório de cada um destes eventos, como mostra a **Figura 3**.

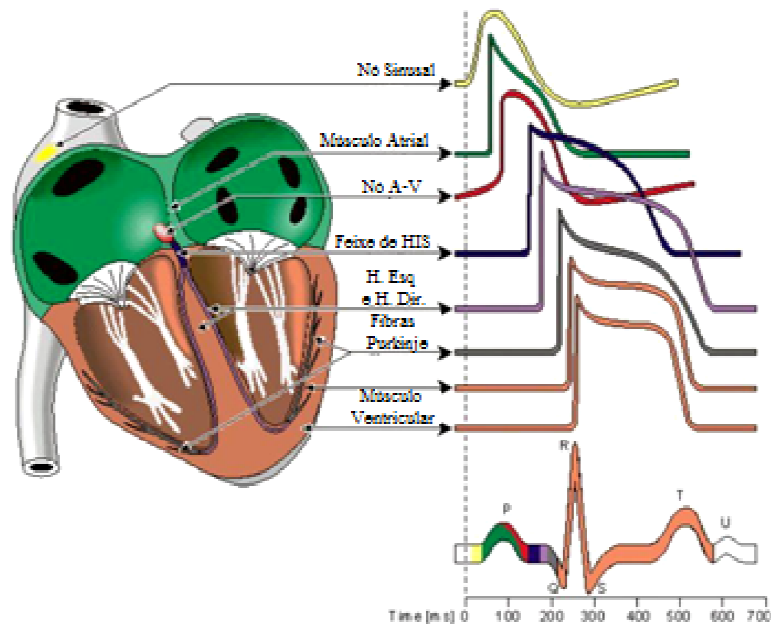


Figura 3 – ECG obtido pelo somatório dos ciclos cardíacos.

No ECG são traçadas as ondas P, T, U e o complexo QRS, conforme mostra a **Figura 4**. Estas formas de onda carregam informações importantes em sua duração, período e amplitude, pois correspondem diretamente ao percurso de condução elétrica do coração. Através da análise destas informações presentes no traçado eletrocardiográfico, é então possível a identificação de disfunções cardíacas, ou problemas cardiovasculares [13].

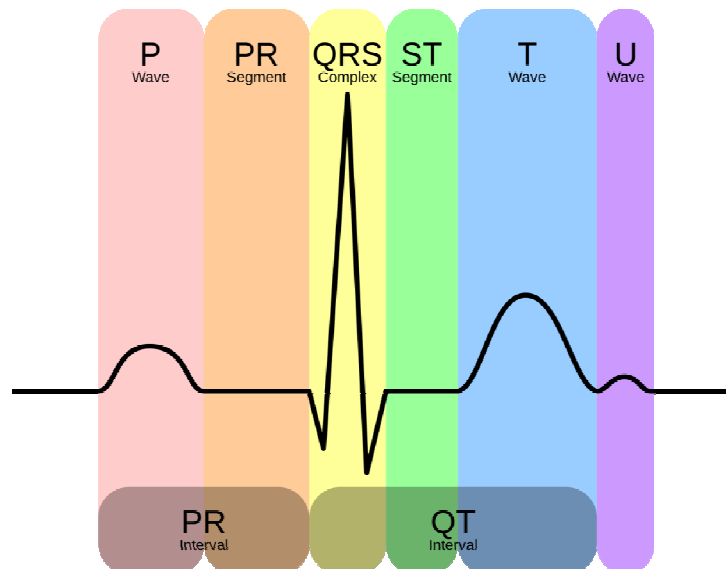


Figura 4 – Forma de um ECG típico, mostrando as ondas P, T, U e o complexo QRS.

## 2.2 Interferências no Sinal do ECG

A captação do sinal biopotencial do coração, está sujeita a uma série de interferências. Elas podem ser provenientes do ambiente, do equipamento, da rede elétrica de alimentação, da movimentação ou até mesmo de outros órgãos do paciente, como mostra a **Figura 5** [14].

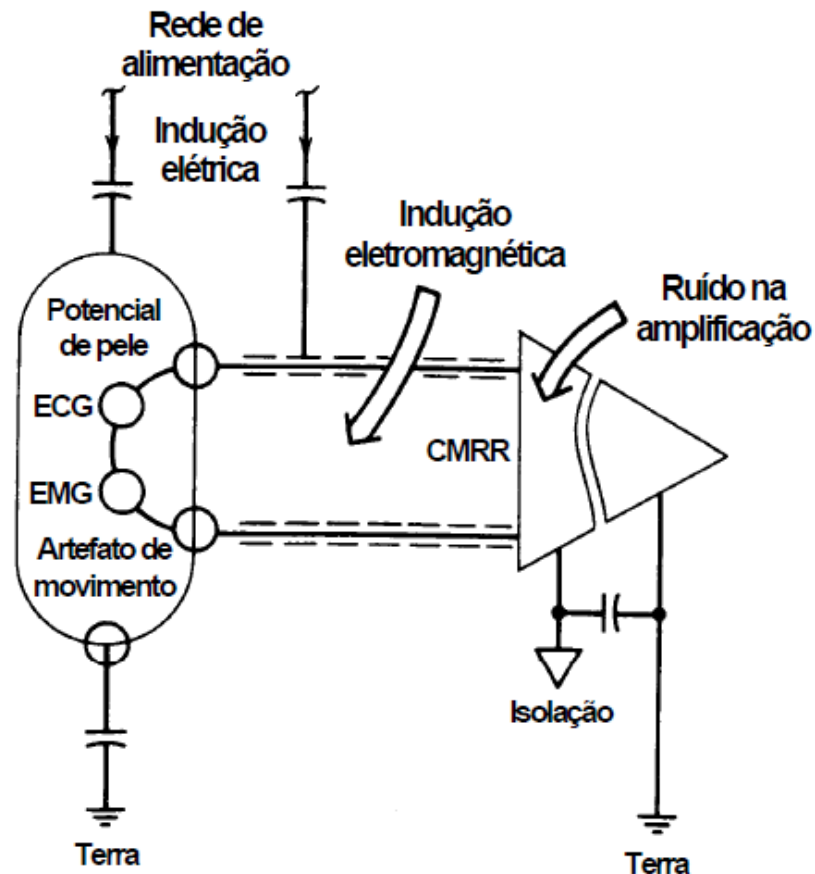


Figura 5 - Tipos de interferências presentes em ECG.

Essas interferências são capazes de provocar a distorção do ECG, comprometendo a correta leitura e interpretação do sinal de informação. A **Figura 6** demonstra o comportamento do sinal medido quando as interferências como artefato de movimento, flutuação de linha de base, ruído muscular e interferência em 60-Hz, estão presentes.

Todas essas interferências são capazes de degradar o sinal que carrega a informação, resultando no sombreamento do sinal original. Então, para que seja possível a correta interpretação do sinal medido, é necessário realizar sua filtragem, seguindo padrões estabelecidos pela norma ABNT NBR IEC 60601-2-27:2013, atendendo assim aos requisitos de segurança básica dos equipamentos de monitoração eletrocardiográfica.

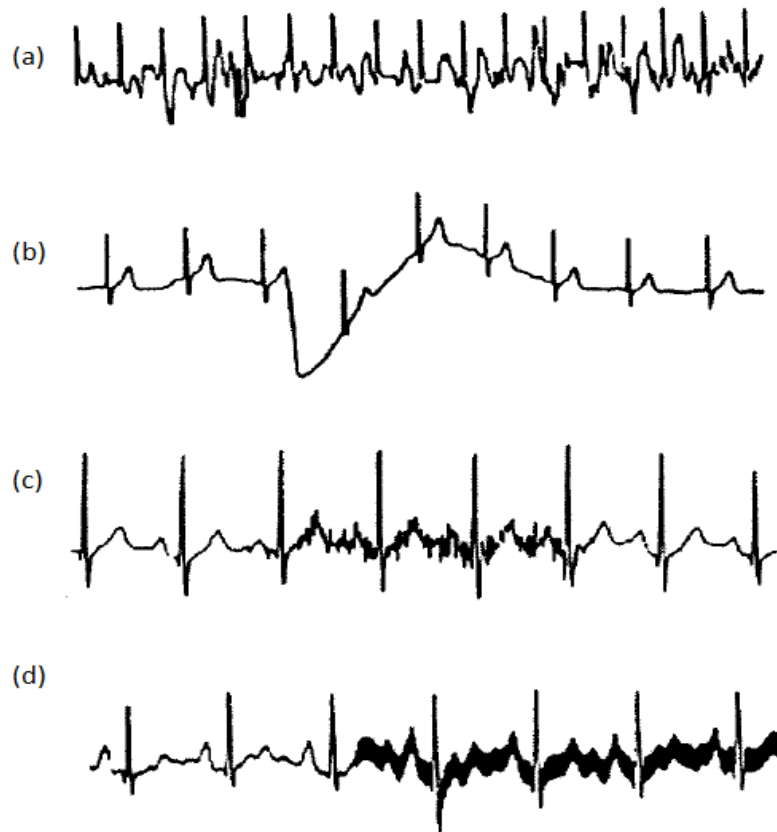


Figura 6 - Exemplos de interferências em ECG: (a) Artefato de Movimento; (b) Flutuação de Linha de Base; (c) Ruído Muscular; (d) Interferência em 60Hz.

### 2.3 Filtragem do Sinal do ECG

A interferência proveniente da rede elétrica cria um ruído na frequência de 60-Hz, impossibilitando os procedimentos de análise e identificação do sinal que carrega a informação. Por esta razão, se faz necessário realizar o tratamento deste sinal, com objetivo de minimizar estas distorções, seguindo a alguns requisitos necessários de desempenho.

O tratamento do sinal contaminado é realizado através da utilização de filtros, que são capazes de eliminar as parcelas indesejáveis do sinal do ECG aplicado em sua entrada, mantendo em sua saída apenas a informação de interesse. A **Figura 7** demonstra a função de transferência de um filtro passa baixa, onde é possível visualizar os parâmetros a serem ajustados de acordo com a filtragem desejada.

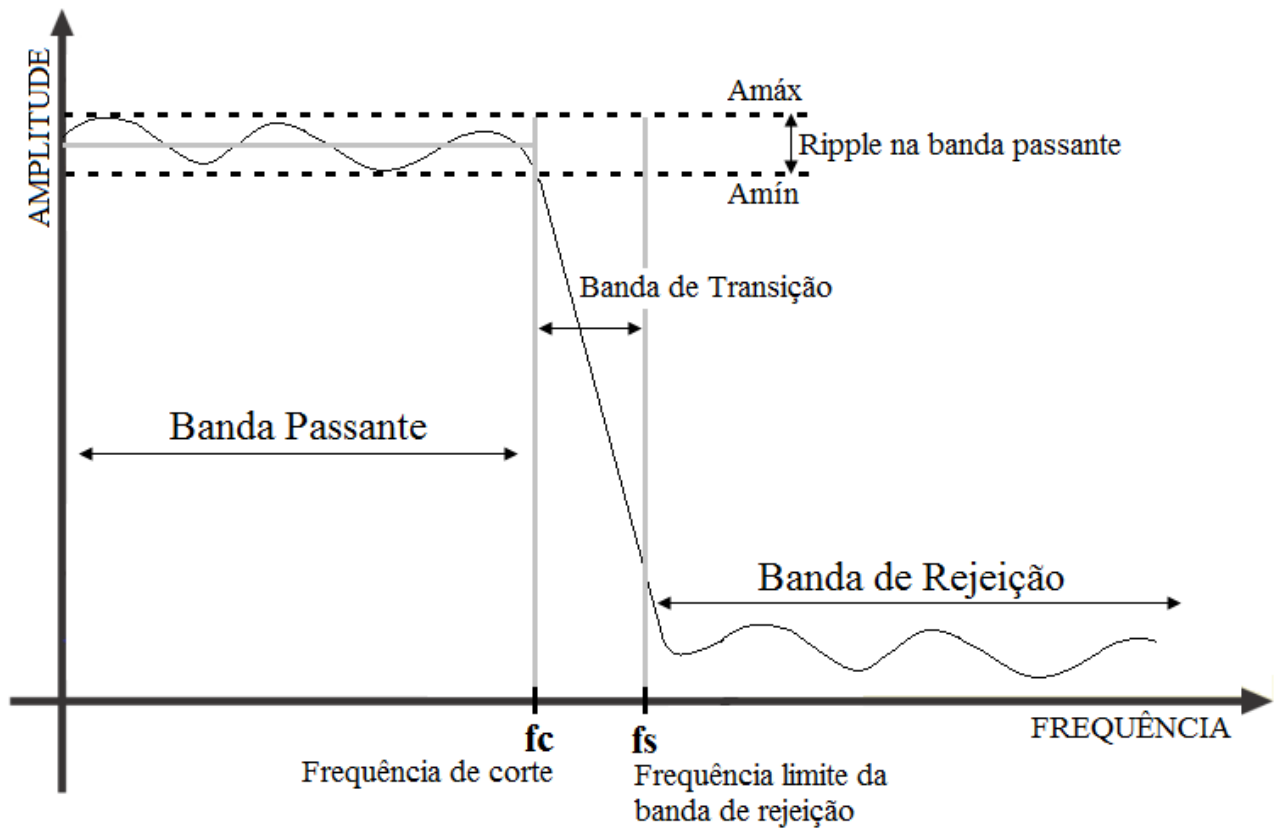


Figura 7 - Função de Transferência de um filtro

A função de transferência é dividida em três bandas distintas, sendo elas: passante, de transição e de rejeição. A banda passante (BW) inicia-se em baixíssimas frequências (aproximadamente 0-Hz) e vai até a frequência de corte ( $f_c$ ). Considerando um filtro ideal, qualquer sinal com frequência entre estes valores será apresentado na saída sem que ocorra atenuação. Já na banda de transição, que se inicia a partir da frequência de corte, e vai até a frequência limite da banda de rejeição ( $f_s$ ), o sinal começa a sofrer atenuação, sendo ideal que esta banda seja o mais estreita possível, visando garantir o corte desta faixa de valores de frequência. A partir de  $f_s$ , ocorre a banda de rejeição, onde qualquer componente de frequência dentro destes valores será atenuada, não sendo permitida sua passagem para a saída do filtro.

Os Filtros Analógicos e os Digitais são estratégias clássicas de remoção do ruído. Eles se diferem principalmente por aspectos como a montagem física, projeto, desempenho e funcionamento, que serão detalhados nas subseções a seguir.



### 2.3.1 Filtros Analógicos

Os filtros analógicos são, em sua maioria, circuitos eletrônicos desenvolvidos em hardware. Estes circuitos são largamente utilizados em aplicações como circuitos de potência, em rádio frequência (RF), sistema de alta-fidelidade, entre outras aplicações.

Podemos dividi-los em dois principais grupos: Filtros Passivos e Filtros Ativos. Os filtros passivos são construídos com componentes como resistores, indutores e capacitores. Eles realizam a filtragem do sinal sem realizar nenhum tipo de amplificação do sinal de saída. Já os filtros ativos, são construídos com componentes como transistores e amplificadores, sendo possível realizar a amplificação do sinal de entrada, com um determinado ganho projetado.

Algumas vantagens podem ser obtidas se comparado ao uso dos filtros digitais, como por exemplo, a facilidade na concepção do filtro por ser necessário apenas o uso de componentes discretos, o baixo custo, e a possibilidade de sua utilização em circuitos de potência que operam com valores significativos de corrente e tensão. Por outro lado, uma grande desvantagem em sua utilização, é que o desempenho do filtro está diretamente ligado a precisão dos valores dos componentes utilizados, ou seja, as aproximações realizadas para adequar os valores calculados em valores comerciais, podem acabar comprometendo o resultado final.

Como mostra a **Figura 8**, a partir de um dado sinal de entrada  $x(t)$ , o sistema  $h(t)$  opera na transformação do sinal de entrada, de modo que, apenas uma parcela específica dos componentes de frequência do sinal, chega à saída  $y(t)$  do filtro. Os filtros analógicos operam no tempo contínuo, de forma que o sinal de entrada  $x(t)$ , e o sinal de saída  $y(t)$  não são previamente amostrados. Esta característica torna o sistema mais complexo, porém garante fidelidade na reprodução do sinal de saída filtrado.

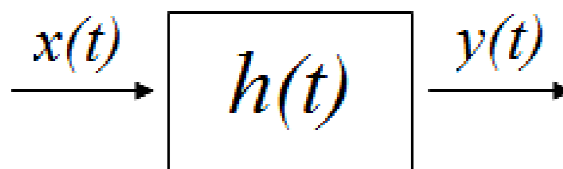


Figura 8 – Sistema de um Filtro Analógico

A função de transferência de um filtro ideal é aquela em que na banda de passagem não existe atenuação do sinal, na banda de rejeição a atenuação é infinita, e que não existe banda de transição, ocorrendo uma mudança abrupta entre a banda passante e banda de rejeição. Na prática, é impossível realizar este tipo de transição de forma instantânea, de forma que o projetista desenvolve o filtro, buscando obter a transição (*roll-off*) mais seletiva possível. Para os filtros analógicos, a seletividade está diretamente ligada à ordem do filtro, de forma que quanto maior a ordem, maior é a sua aproximação com o filtro ideal. Entretanto, existe uma relação direta entre a ordem do filtro projetado e sua complexidade, de forma que quanto maior a ordem, mais complexo será o circuito analógico necessário para sua implementação.

### 2.3.2 Filtros Digitais

Os filtros digitais vêm sendo largamente utilizados nas mais diversas aplicações, onde é necessário o processamento digital de sinais. Seu sistema é demonstrado na Figura 9, onde se observa que um sinal de entrada  $x(t)$  é aplicado na entrada do sistema, e é obtido um sinal de saída  $y(t)$ , de maneira semelhante ao filtro analógico. Entretanto, a principal diferença ocorre durante o processo de filtragem do sinal. O filtro digital trabalha com o processamento de amostras, de forma discreta. Desta forma, o sinal de entrada  $x(t)$ , contínuo no tempo, passa pelo primeiro bloco, o conversor A/D, que tem a função de retirar amostras  $x[n]$  do sinal de entrada, a uma dada frequência de amostragem  $f_A$ . O filtro  $h[n]$  então recebe estas amostras e realiza o seu processamento, disponibilizando as amostras  $y[n]$ , do sinal de saída, já filtradas. Então, o último bloco do sistema, o conversor D/A, recebe estas amostras  $y[n]$ , e realiza a conversão D/A, no sinal de saída  $y(t)$ , que se torna novamente contínuo no tempo.

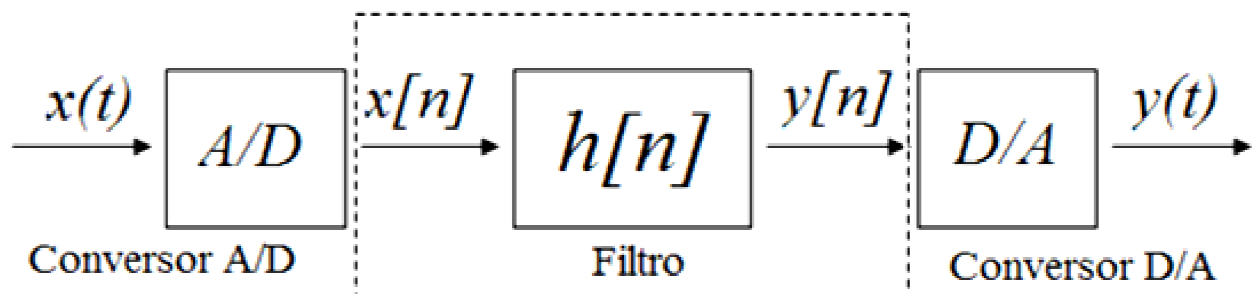


Figura 9 - Sistema de um Filtro Digital

Diferentemente dos filtros analógicos, os filtros digitais realizam todo o processamento dos dados, através de dispositivos programáveis, como microcontroladores e

processadores. Esta característica traz benefícios como a facilidade na implementação de filtros de elevada ordem, além de possibilidade de modificações e melhorias, uma vez que estes ajustes são realizados através de programação, não sendo necessárias alterações em hardware. Em contrapartida, sua desvantagem fica por conta dos preços superiores se comparados aos custos de um filtro analógico.

Os filtros digitais podem ser divididos em duas principais classes: *Finite Impulse Response* (FIR) ou *Infinite Impulse Response* (IIR). A diferença entre eles é dada pelo tamanho da resposta ao impulso, ou seja, para uma sequência finita de coeficientes, temos um filtro do tipo FIR, já para uma sequência infinita, um filtro do tipo IIR. Nesta dissertação, foi aplicado o uso de um filtro digital do tipo FIR, onde seus coeficientes são previamente conhecidos. Seus cálculos são apresentados no **Apêndice A** desta dissertação.

Diversos trabalhos já foram desenvolvidos utilizando a filtragem digital, e todos se mostraram capazes de eliminar o sinal de interferência com grande eficiência. Alguns deles foram demonstrados no item **1.2** desta dissertação.

## 2.4 Filtro Savitzky-Golay

O filtro Savitzky-Golay é um método de filtragem digital, que pode ser embarcado em processadores, para a realização do tratamento de sinais, com objetivo de eliminar possíveis interferências. Esta metodologia clássica de filtragem foi desenvolvida no ano 1964 por Abraham Savitzky e Marcel J. E. Golay [5], e desde então vem sendo largamente utilizada nas mais variadas aplicações em que se faz necessário à suavização de um sinal de informação. Dentre as vantagens de sua utilização, está a simplicidade na implementação computacional, sua eficiência, e a facilidade em seu projeto [15].

O filtro utiliza uma abordagem polinomial do método dos mínimos quadrados para realizar a suavização dos dados previamente amostrados. Para tanto, compreende uma janela (ímpar) de  $k$  amostras a fim de determinar o valor suavizado, do ponto central da janela, através de uma regressão polinomial de ordem  $n$ . A janela é então deslocada ponto a ponto até que toda a série de dados seja suavizada [16]. Na **Figura 10**, observar-se a metodologia de filtragem de Savitzky-Golay.

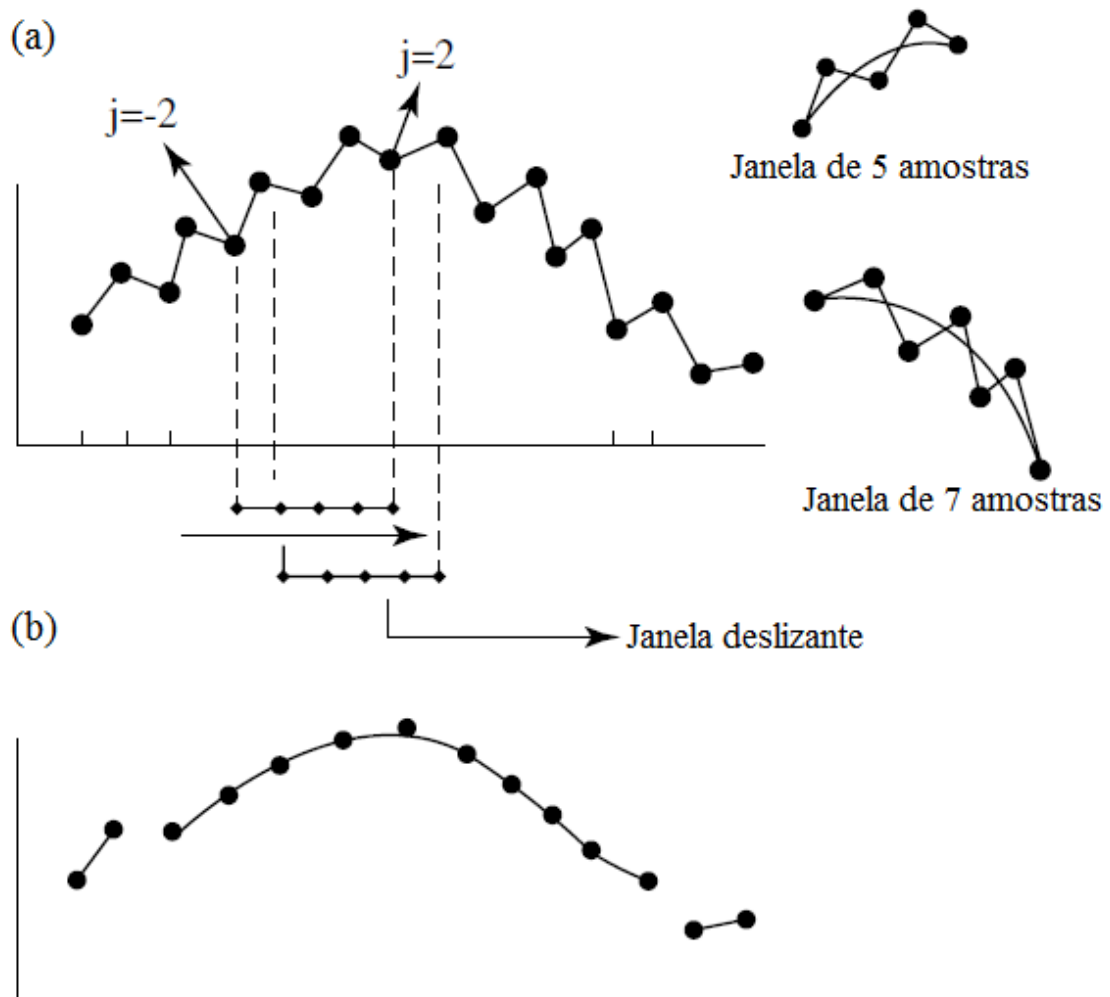


Figura 10 – Filtragem do sinal através da metodologia de Savitzky-Golay. (a) Exemplo de um sinal com distorções, (b) Sinal após ser suavizado [16].

A **Figura 10 (a)** apresenta um determinado sinal, em que nota-se claramente a diferença de valores existente entre os diversos pontos que o compõem, caracterizando-o por suas distorções. O sinal é então submetido à uma filtragem por Savitzky-Golay, e o resultado obtido é mostrado na **Figura 10 (b)**, ficando evidente o efeito da suavização do sinal de saída. As primeiras e últimas amostras podem sofrer alguma distorção devido à janela não amostrar pontos suficientes nestes momentos em específico.

A escolha dos parâmetros  $(n,k)$  influenciam de maneira direta no desempenho do filtro, devendo ser baseada na resposta em frequência desejada. Ainda na **Figura 10**, é possível observar que quanto maior o tamanho da janela, com  $k$  amostras, maior é o efeito da suavização no sinal de saída. Entretanto, uma suavização fora dos padrões adequados pode ocasionar a distorção do sinal original, sendo necessário uma análise criteriosa para se

determinar a escolha correta do tamanho da janela  $k$  do filtro, de acordo com as necessidades do projeto.

A **Figura 11**, apresenta os resultados obtidos no tratamento do sinal de informação do ECG, quando submetido aos filtros Savitzky-Golay, com janela de 9 e 11 amostras, respectivamente. Nota-se, que a escolha do tamanho  $k$ , da janela do filtro, influencia de maneira direta na qualidade do sinal de saída, sendo evidente, que o filtro com janela de 11 amostras, apresentado na **Figura 11 (c)**, proporciona uma maior suavização no sinal de informação, se comparado ao filtro com janela de 9 amostras, apresentado na **Figura 11 (b)**. Desta forma, é necessário manter uma relação de compromisso com a escolha do tamanho da janela  $k$ , objetivando-se um melhor tratamento do sinal do ECG.

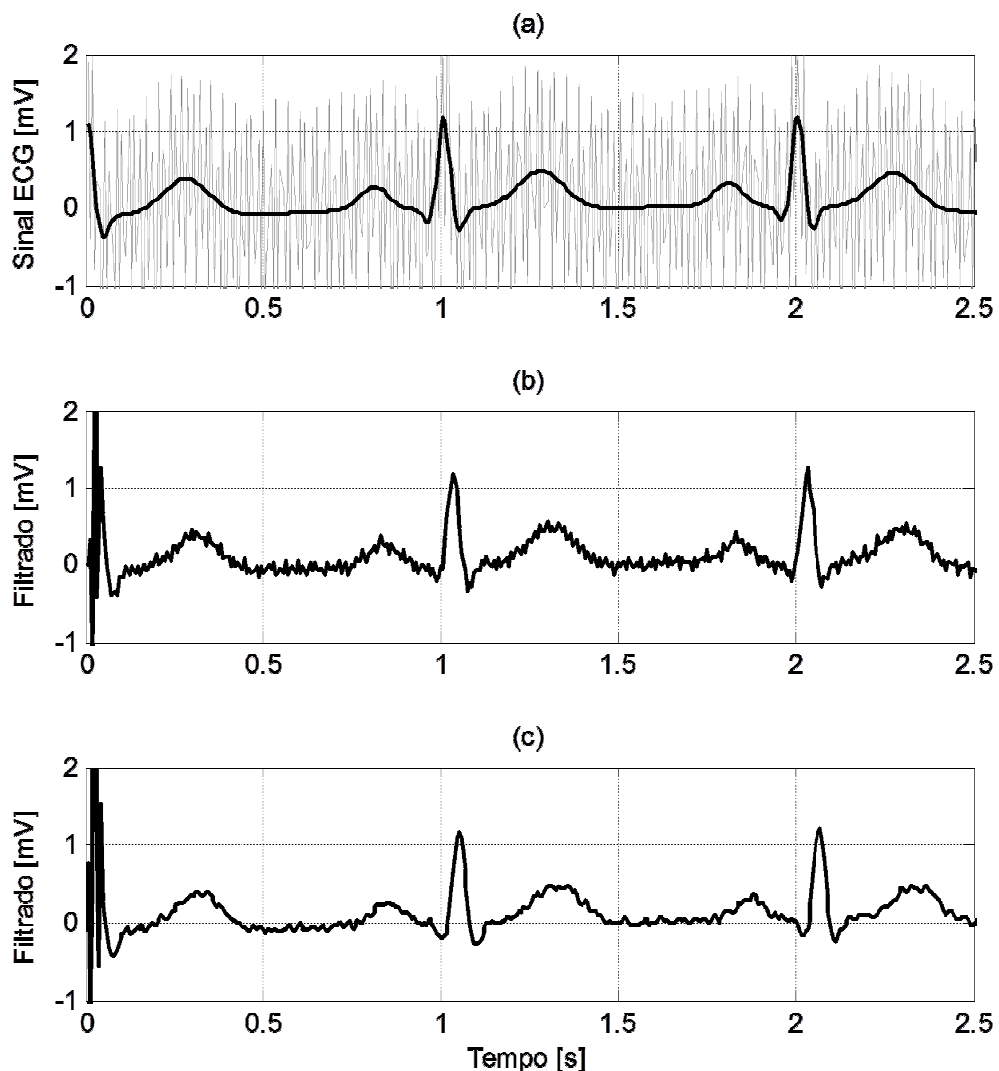


Figura 11 - (a) Sinal original do ECG (em preto), e sinal contaminado pelo ruído (em cinza). (b) Sinal de saída de um filtro SG (7,9). (c) Sinal de saída de um filtro SG (7,11).

A escolha do valor de  $n$  está diretamente relacionada à banda de passagem do filtro, ou seja, quanto maior o grau do polinômio, maior a largura da banda de filtragem. A **Figura 12** mostra a resposta em frequência de dois filtros de Savitzky-Golay  $SG(1, 7)$  e  $SG(3, 7)$  com janela de sete amostras e polinômios de primeira e terceira ordem. Nota-se que um aumento de ordem do filtro representa um aumento da sua banda passante através do deslocamento do primeiro nulo espectral. Entretanto, para esses dois filtros, se o ruído nas amostras for aleatório com desvio padrão constante, o sinal suavizado herdará um ruído aleatório com 37,80-% e 57,74-% do desvio padrão original, respectivamente.

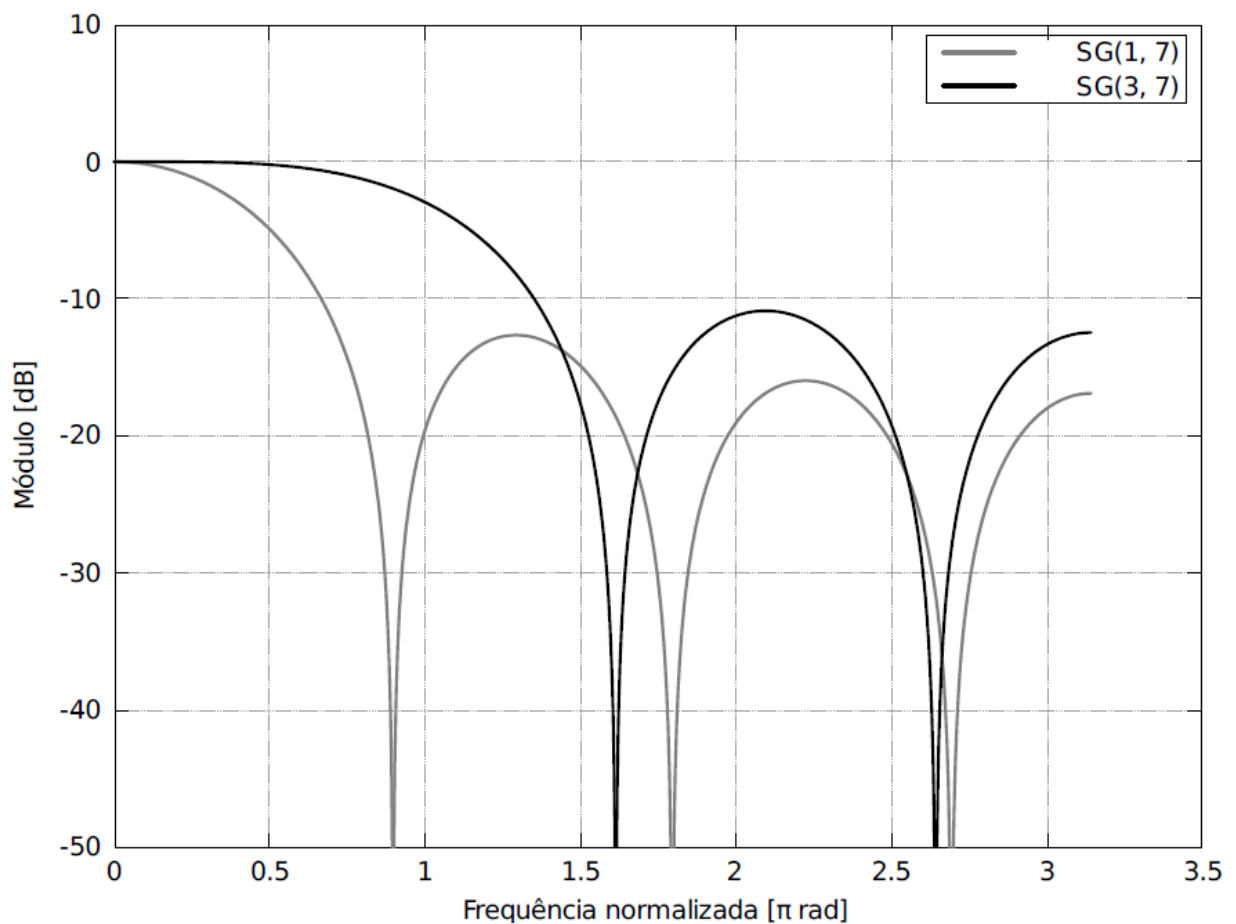


Figura 12 - Resposta em frequência de filtros de Savitzky-Golay com janela de sete amostras e polinômios de primeira e terceira ordem.

Assim, o aumento de banda implica em uma diminuição da capacidade de filtragem de sinais de distribuição gaussiana, caracterizando uma relação de compromisso entre capacidade de filtragem e banda passante. Essa relação se torna ainda mais evidente uma vez que um filtro de Savitzky-Golay de polinômio de primeira ordem recai no método de suavização de Média-Móvel, mais indicado para eliminar sinais aleatórios.

A escolha dos parâmetros  $n$  e  $k$ , também deve ser baseada nas características de banda de passagem e capacidade de filtragem estabelecidas na norma ABNT NBR IEC 60601-2-27:2013, respeitando todos os requisitos do projeto.

A norma especifica o teste a ser realizado considerando-se uma banda de passagem que se inicia em 0,67-Hz e se estende até 40-Hz. Uma vez que o filtro apresenta um comportamento de passa-baixas, sinais de frequências próximas de 40-Hz representam naturalmente a condição de pior caso de operação. Para comprovação da conformidade com a norma, são aplicados dois métodos de resposta em frequência. Seus resultados são apresentados no **Capítulo 4** desta dissertação.

### 2.3.3 Equacionamento do Filtro Savitzky-Golay

Na filtragem por Savitzky-Golay, a suavização do sinal é realizada a partir do método da média ponderada, sob a forma da equação (1) [17]-[18].

$$x_i = \frac{1}{2m+1} \sum_{j=-m}^m w_j x_{i+j} \quad (1)$$

Onde o valor suavizado é dado por  $x_i$ ,  $w_j$  é o valor dos coeficientes do filtro SG, e o tamanho da janela de  $k$  amostras é  $2m+1$ , sendo, portanto  $m = (k-1)/2$  [17]-[18].

No filtro de Savitzky-Golay, o valor dos coeficientes  $w_j$  pode ser encontrado a partir da aplicação do método dos mínimos quadrados, através da equação (2).

$$\begin{aligned} x_j^i &= a_0 + a_1 j + a_2 j^2 + \dots + a_k j^k \\ (j &= -m, -m+1, \dots, m-1, m; i = 1, \dots, n) \end{aligned} \quad (2)$$

Os valores de  $x_j^i$  e  $j$  são conhecidos, e a técnica dos mínimos quadrados pode ser aplicada para encontrar os valores de  $a_j$  [17]-[18]. Substituindo-se os valores corretos na equação (2), obtêm-se o seguinte conjunto de equações lineares (3):

$$\left\{ \begin{array}{l} x_{-m}^{i-m} = a_0 + (-m)a_1 + (-m)^2a_2 + \dots + (-m)^ka_k \\ x_{-m+1}^{i+(-m+1)} = a_0 + (-m+1)a_1 + (-m+1)^2a_2 + \dots + (-m+1)^ka_k \\ \vdots \\ x_0^{i+0} = a_0 \\ \vdots \\ x_{m-1}^{i+(m-1)} = a_0 + (m-1)a_1 + (m-1)^2a_2 + \dots + (m-1)^ka_k \\ x_m^{i+m} = a_0 + ma_1 + m^2a_2 + \dots + m^ka_k \end{array} \right. \quad (3)$$

Onde:

$$x = M \cdot a \quad (4)$$

Sendo, na forma matricial:

$$x = \begin{bmatrix} x_{-m}^{i-m} \\ x_{-m+1}^{i+(-m+1)} \\ \vdots \\ x_0^i \\ \vdots \\ x_{m-1}^{i+(m-1)} \\ x_m^{i+m} \end{bmatrix} \quad a = \begin{bmatrix} a_0 \\ a_1 \\ a_2 \\ \vdots \\ a_k \end{bmatrix}$$

$$M = \begin{bmatrix} 1 & (-m) & (-m)^2 & \dots & (-m)^k \\ 1 & (-m+1) & (-m+1)^2 & \dots & (-m+1)^k \\ 1 & 0 & 0 & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & & \vdots \\ 1 & (m-1) & (m-1)^2 & \dots & (m-1)^k \\ 1 & (m) & (m)^2 & \dots & (m)^k \end{bmatrix}$$

A equação (4) pode ser solucionada a partir do método dos mínimos quadrados, onde:

$$a = (M^T M)^{-1} M^T x \quad (5)$$

Substituindo a equação (5) em (4), é possível encontrar os valores estimados de  $\hat{x}$ :





De acordo com a norma, para a caracterização do equipamento eletromédico, ele deve atender aos seguintes requisitos de resposta em frequência, descritos nos métodos A e B, operando nas frequências entre 0,67 e 40-Hz:

- Método A: São aplicados na entrada do filtro três sinais senoidais com frequências 0,67, 5 e 40-Hz, e amplitude de 1-mV, como mostra a **Figura 13**. As saídas para os sinais de 0,67 e 40-Hz, devem estar entre 71-% e 110-% da saída obtida com o sinal senoidal de 5-Hz [20].

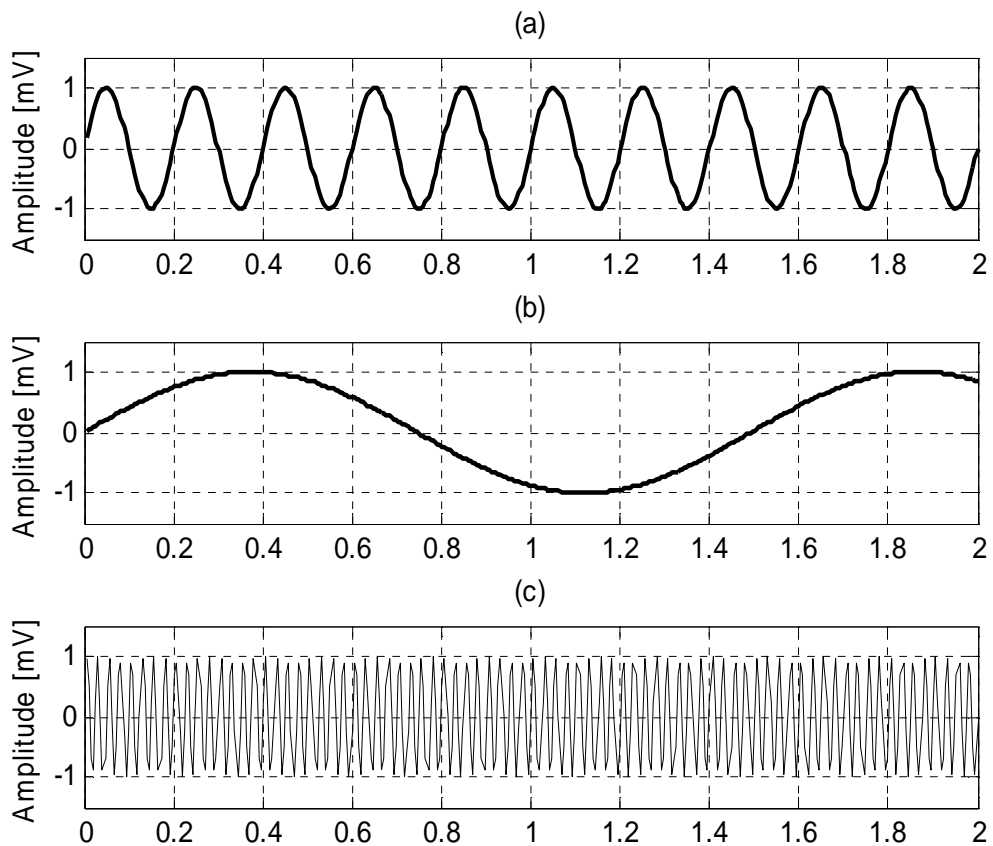


Figura 13 - Sinais Senoidais de Entrada: (a) 5-Hz, (b) 0,67-Hz e (c) 40-Hz.

- Método B: É aplicado na entrada do filtro um sinal triangular, periódico, de frequência 1-Hz, com um pico de amplitude  $A$  de 1-V e duração  $T_{bw}$  de 20-ms, como mostra a **Figura 14**. A saída obtida para este caso deve estar entre 75-% a 100-% da saída obtida, para um sinal de entrada com duração  $T_{bw}$  de 200-ms de largura [20].

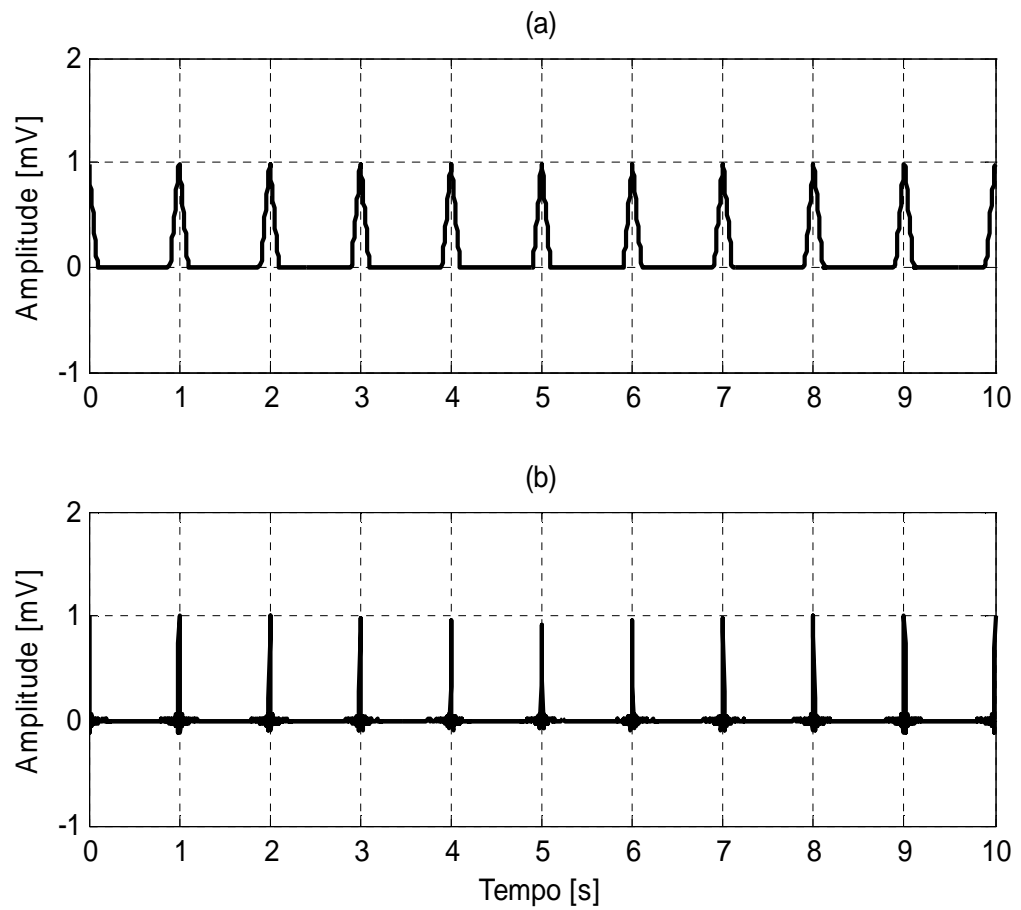


Figura 14 – Sinais Triangulares de entrada (a) com duração  $T_{dw}$  de 200-ms, e (b) com duração  $T_{dw}$  de 20-ms.

### 3 FILTRO SAVITZKY-GOLAY PROPOSTO

Através da necessidade de um sistema de monitoramento dos sinais elétricos cardíacos, com uma elevada precisão de medida, a dissertação fundamenta-se no estudo do filtro Savitzky-Golay, com o objetivo de projetar um dispositivo capaz de realizar o tratamento do sinal do eletrocardiograma, atendendo as conformidades exigidas na norma biomédica ABNT NBR IEC 60601-2-27:2013.

Durante a aquisição do sinal biológico do ECG, é comum a contaminação do sinal de informação por um ruído aleatório com frequência de 60-Hz. A amplitude desta interferência é de aproximadamente 10-mV, enquanto a do sinal do ECG de 1,5-mV, resultando em uma elevada degradação ao sinal original. Assim, para que seja possível a correta interpretação do sinal medido, é necessário realizar sua filtragem.

A proposta da dissertação é a implementação de um filtro Savitzky-Golay de 7º grau e 11 amostras, para eliminação destas possíveis interferências oriundas da rede elétrica, além de ser consistente com os parâmetros normatizados segundo a ABNT NBR IEC 60601-2-27:2013.

As **Figura 15 (a) e (b)**, apresentam o sinal original do ECG e o sinal contaminado com o ruído, respectivamente. Fica evidente que o sinal do ECG tem sua informação completamente degradada pela presença da interferência. Após a remoção da distorção, é possível realizar novamente a interpretação do sinal do ECG, conforme é observado na **Figura 15 (c)**.

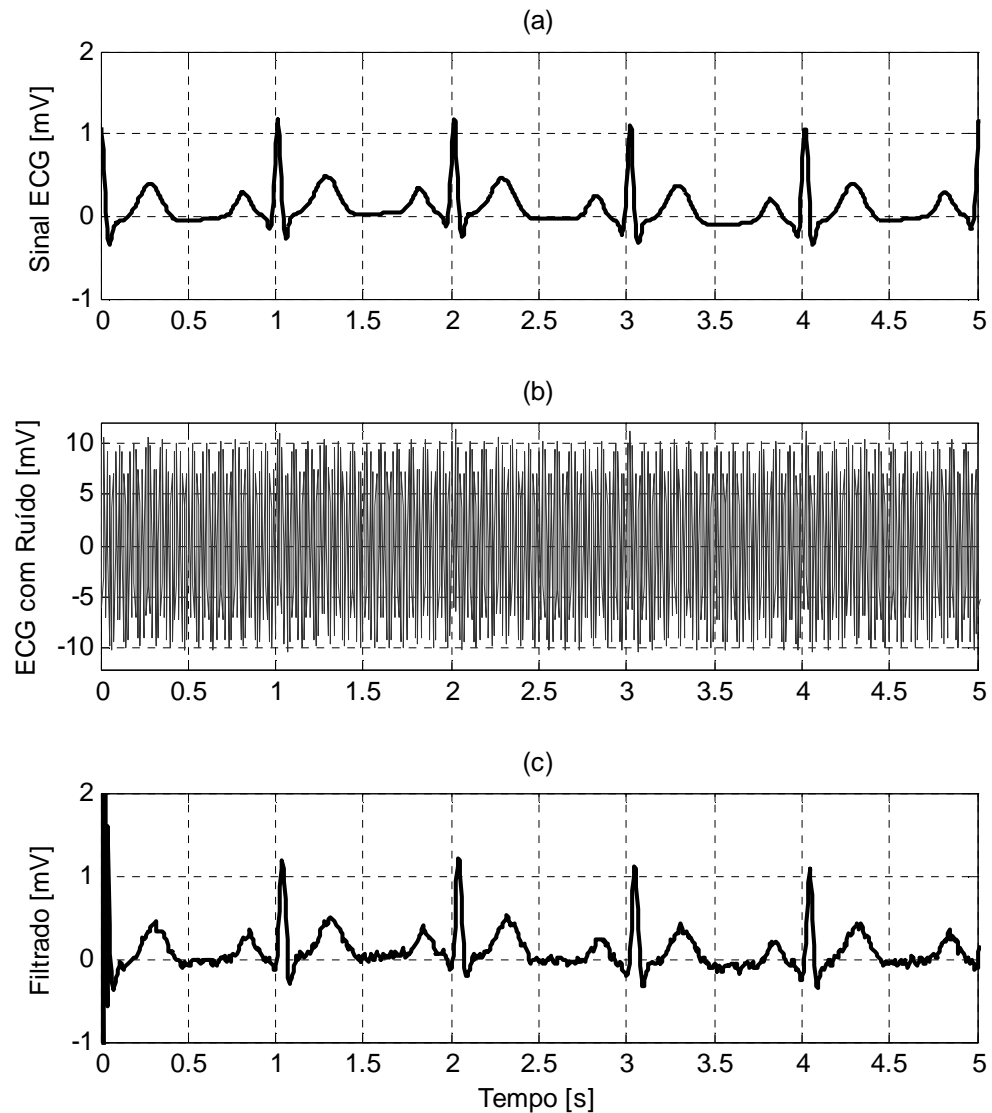


Figura 15 - Filtragem do sinal cardíaco: (a) Sinal do ECG sem a presença de ruído, (b) Sinal contaminado com ruído e (c) Sinal filtrado.

Entretanto, para a comprovação da restauração do sinal original, é necessária uma análise mais criteriosa do sinal obtido na saída do filtro. Por esta razão, foi realizada a correlação cruzada entre os sinais, como mostra a **Figura 16**. Os valores obtidos foram de 0,03475 para a correlação cruzada entre o sinal do ECG e o sinal ruidoso, e 0,9578 para a correlação entre o sinal medido e o sinal filtrado. Considerando os valores encontrados, para uma correlação cruzada com valor próximo a 1, fica comprovada a eficiência do filtro proposto, na recuperação de grande parte do sinal original, que havia sido degradado pelo ruído.

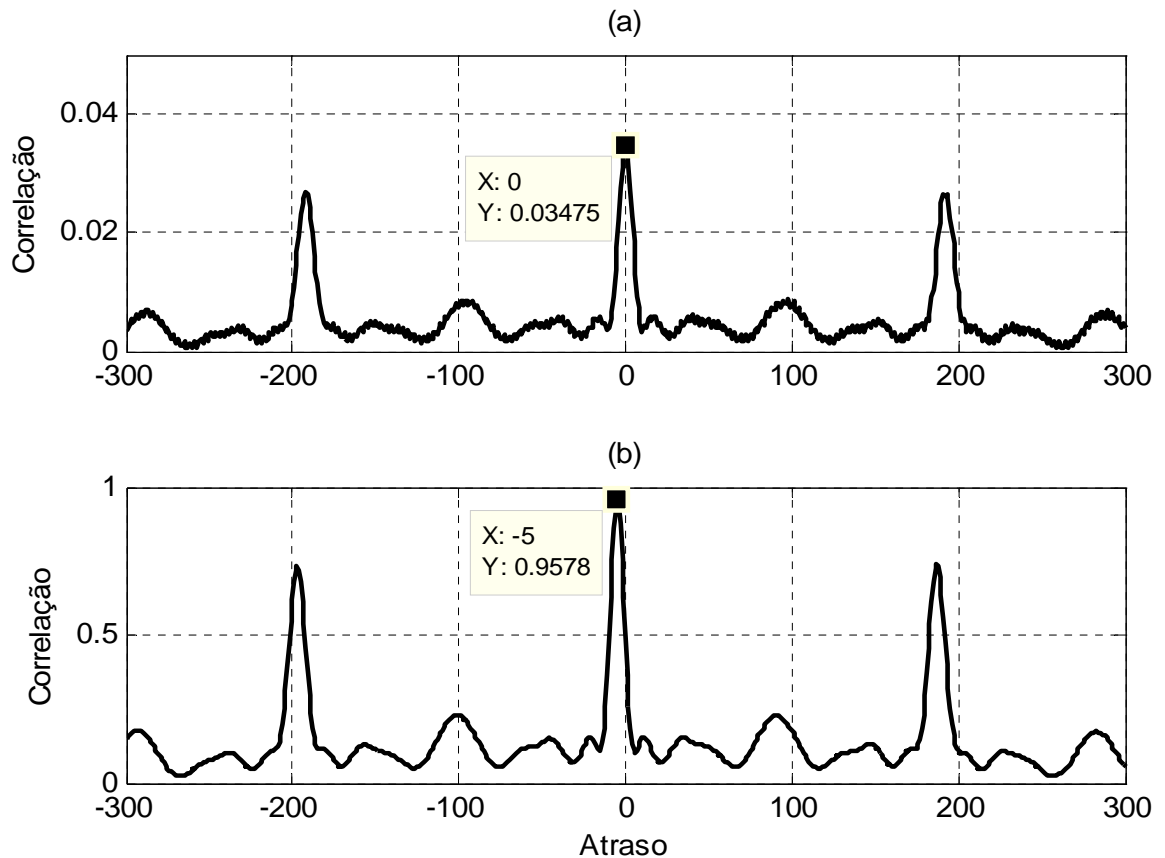


Figura 16 – (a) Correlação cruzada do sinal e o sinal contaminado com ruído e, (b) Correlação cruzada do sinal e o sinal filtrado.

Para se medir o desempenho de um filtro, é também importante analisar o seu comportamento no domínio da frequência, sendo possível compreender seu desempenho ao longo de sua banda de filtragem. A **Figura 17** mostra a resposta em frequência de dois filtros de Savitzky-Golay  $SG(5, 11)$  e  $SG(7, 11)$  com janela de onze amostras e polinômios de quinta e sétima ordem, que atendem a norma referida.

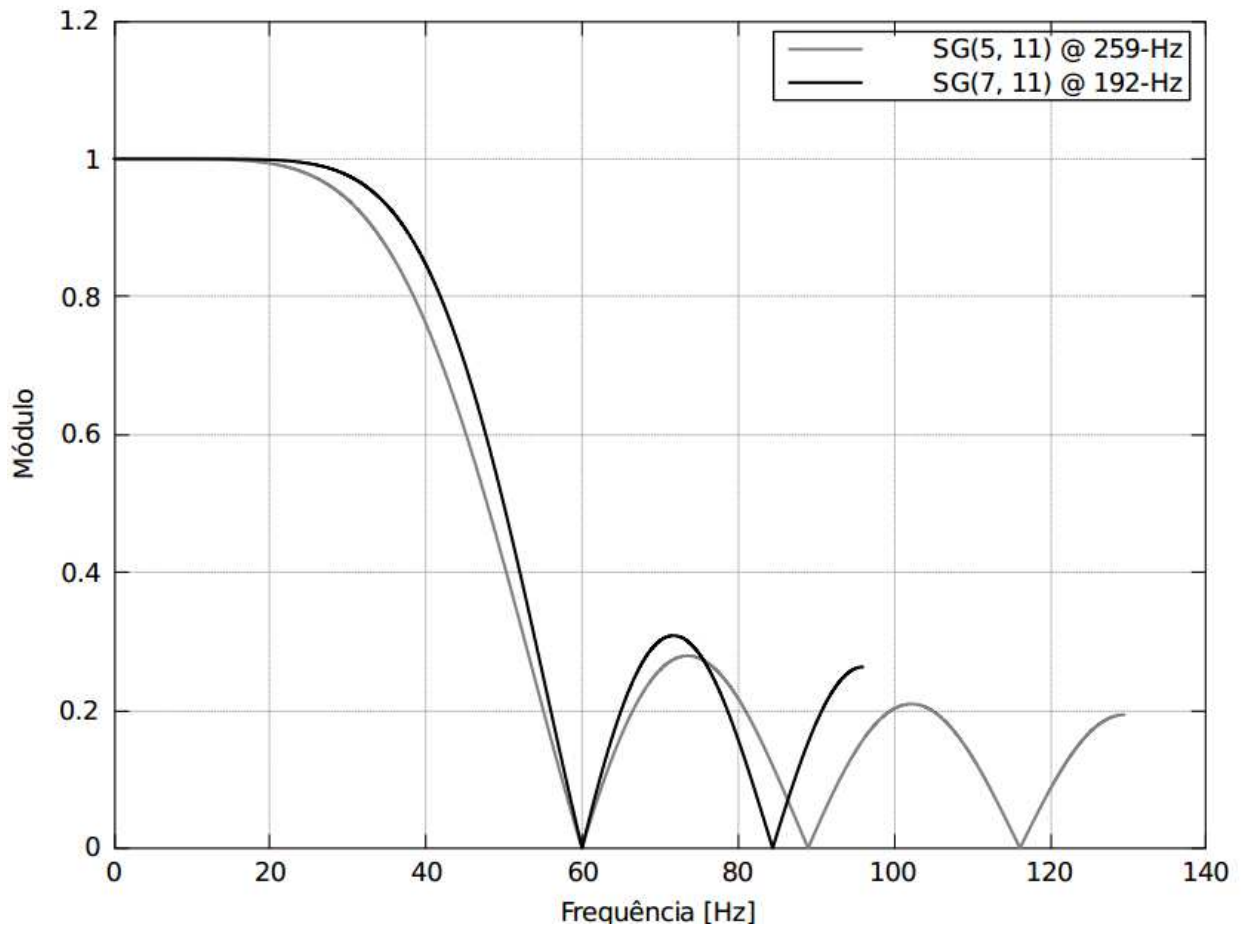


Figura 17 - Resposta em frequência de filtros de Savitzky-Golay com janela de onze amostras e polinômios de quinta e sétima ordem.

É importante notar que as taxas de amostragem dos dados foram ajustadas de maneira a fazer com que o primeiro nulo espectral de cada filtro ocorra na frequência de 60-Hz. Esta característica se torna extremamente vantajosa se comparada a outros filtros implementados em hardware, pois caso seja necessário realizar um ajuste na banda de passagem do filtro, basta alterar a frequência de amostragem no algoritmo de filtragem, eliminando a necessidade de alterações em hardware.

Para que os filtros em questão, operem com a frequência de corte de 60-Hz, a taxa de amostragem deve ser de 192-Hz para o  $SG(7, 11)$ , e de 259-Hz para o  $SG(5, 11)$ . Como o objetivo é a implementação destes dispositivos, em microcontroladores com baixo poder de processamento, é fundamental que o filtro escolhido apresente uma boa relação entre a quantidade de coeficientes e a quantidade de dados a serem processados. Neste quesito, o filtro SG de 7º grau, se torna mais vantajoso de comparado ao de 5º grau, uma vez que menores taxas de amostragem se traduzem em simplicidade no processamento.

Ambos os filtros, oferecem uma banda de passagem relativamente plana, e uma elevada atenuação na banda de bloqueio. Porém, em uma primeira análise é possível observar que o filtro  $SG(7, 11)$  possui um *roll-off* mais seletivo se comparado ao  $SG(5, 11)$ , o que garante uma filtragem mais seletiva influenciando no resultado do tratamento do sinal.

Para esses dois filtros, se o ruído nas amostras for aleatório com desvio padrão constante, o sinal suavizado herdará um ruído aleatório com 57,74-% e 68,99-% do desvio padrão original, respectivamente.

Outro aspecto importante é que polinômios de maior ordem promovem um aumento na banda de passagem do filtro além de necessitar de uma taxa de amostragem inferior. Dessa maneira, o filtro de Savitzky-Golay  $SG(7, 11)$  é o mais indicado, uma vez que sua menor taxa de amostragem implica em uma menor quantidade de dados a serem tratados. Contudo, a capacidade de filtragem de ruído aleatório é menor.



## 4 SIMULAÇÕES E DISCUSSÕES

### 4.1 Ambiente de Simulação

Com objetivo de comprovar a conformidade do filtro projetado, com a norma biomédica ABNT NBR IEC 60601-2-27:2013, foram realizados alguns testes e simulações, seguindo as especificações da norma, e os resultados são apresentados neste capítulo.

As simulações foram realizadas através do programa MatLab, onde o algoritmo do filtro  $SG(7,11)$  foi implementado. Sua biblioteca padrão de funções já inclui a função “*sgolayfilt*” referente ao filtro Savitzky-Golay, sendo necessária a informação de apenas alguns parâmetros como a ordem  $n$  do filtro, e o tamanho de sua janela  $k$  [21].

Para a geração do sinal do ECG, foi utilizada a plataforma ECGSyn [22]. Esta ferramenta é capaz de gerar um sinal ECG sintetizado, com possibilidade de ajuste de parâmetros como, por exemplo, frequência cardíaca, número de batimentos, morfologia da forma de onda (P, Q, R, S e T, tempo e amplitude), entre outros. Através da utilização da plataforma ECGSyn, é possível obter amostras dos sinais cardíacos, sem a necessidade de coleta em tempo real, de amostras em pacientes.

### 4.2 Simulações

Um resumo dos resultados obtidos com o tratamento do sinal, no filtro proposto é demonstrado na **Figura 18**. Na **Figura 18 (a)** são mostrados um sinal de EGC puro (traço preto) e seu equivalente poluído por uma interferência de 60-Hz (traço cinza), ao longo do tempo. Fica evidente a degradação sofrida pelo sinal de informação do ECG, resultado da interferência ocasionada pelo ruído da rede elétrica.

Na **Figura 18 (b)** há uma comparação entre o sinal puro (traço preto) e o sinal filtrado (traço cinza) em que se nota claramente a redução da interferência de 60-Hz ao custo de um leve atraso no sinal filtrado em relação ao sinal puro.

Por fim, na **Figura 18 (c)** é mostrada a correlação entre o sinal puro e sinal filtrado, evidenciando que o atraso do sinal filtrado corresponde a cinco amostras.

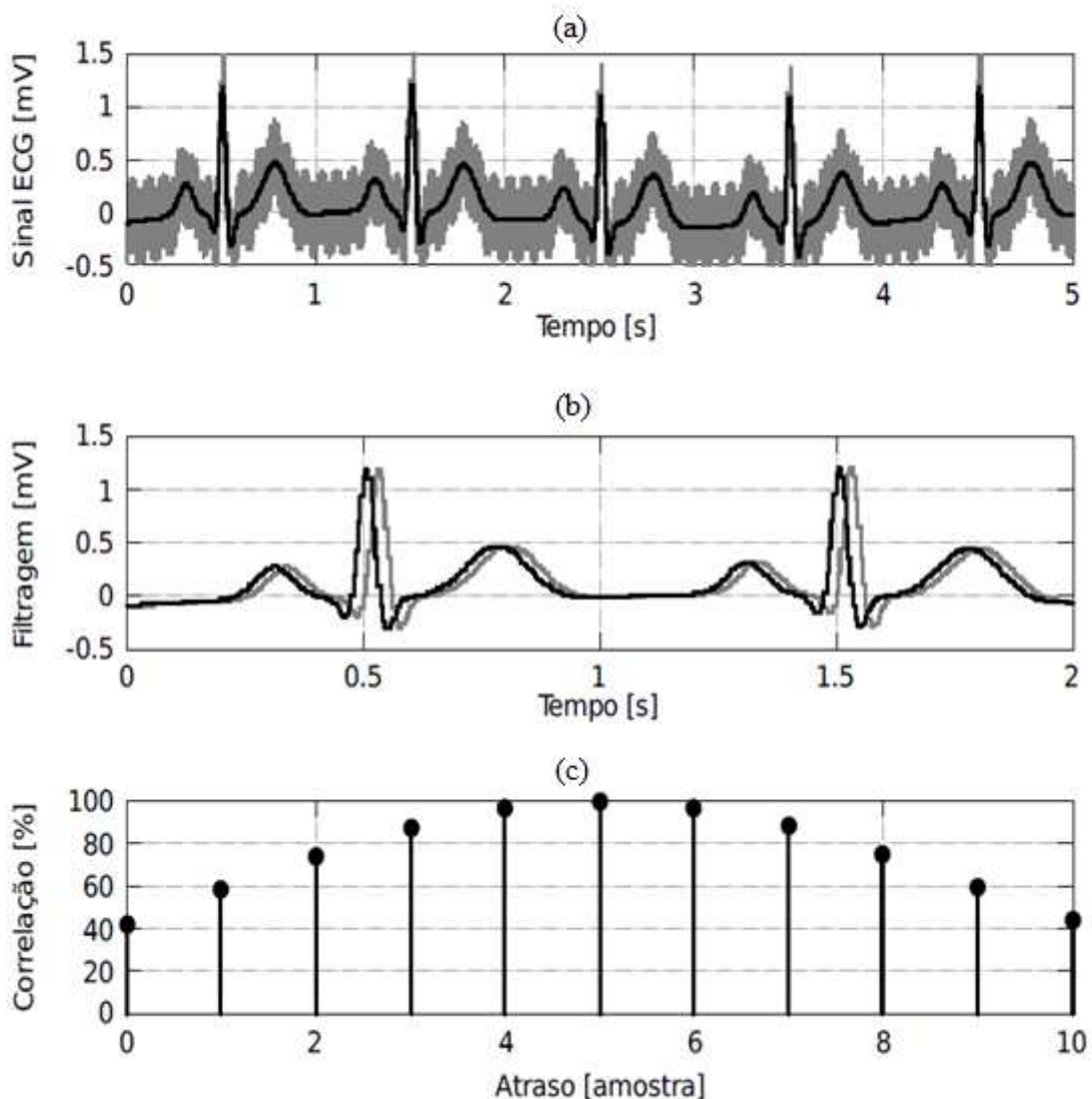


Figura 18 - Filtragem do sinal cardíaco: (a) Sinal cardíaco puro e contaminado por uma interferência de 60-Hz. (b) Comparativo entre sinal puro e sinal filtrado. (c) Correlação entre os sinais puro e filtrado mostrando um atraso de 5 amostras no sinal filtrado.

Fica evidente que o filtro Savitzky-Golay é capaz de realizar o tratamento do sinal medido, reduzindo consideravelmente as interferências presentes no sinal. Entretanto, por se tratar de um equipamento biomédico, é essencial que filtragem esteja em conformidade com as exigências apresentadas na norma biomédica ABNT NBR IEC 60601-2-27:2013, conforme detalhado no **Capítulo 2** desta dissertação.

A comprovação da hipótese de cancelamento da interferência, ainda pode ser observada nas **Figuras 19 (a) e (b)**.

A **Figura 19 (a)** demonstra o espectro de frequências do sinal medido. É possível observar a presença das diversas componentes de frequência, que compõem o sinal de informação do ECG, caracterizadas pela baixa amplitude e frequência. Fica evidente a presença de um ruído de elevada amplitude, operando na frequência de 60-Hz. O nível de intensidade da interferência é significativamente maior do que a amplitude dos demais componentes do sinal, que carregam a informação do ECG, oferecendo assim uma elevada degradação do sinal original. Considerando a amplitude máxima do sinal do ECG ocorrendo em 1,5-mV, para interferências com 10-mV, o sombreamento do sinal fica na ordem de 6 vezes o sinal de informação.

A **Figura 19 (b)** mostra o espectro do sinal tratado pelo filtro *SG (7,11)*. É notória a ausência da raia da interferência em 60-Hz, responsável pelo mascaramento do sinal de informação. O resultado da filtragem é a remoção do ruído contaminante, proporcionando uma correta interpretação do sinal biomédico que carrega a informação.

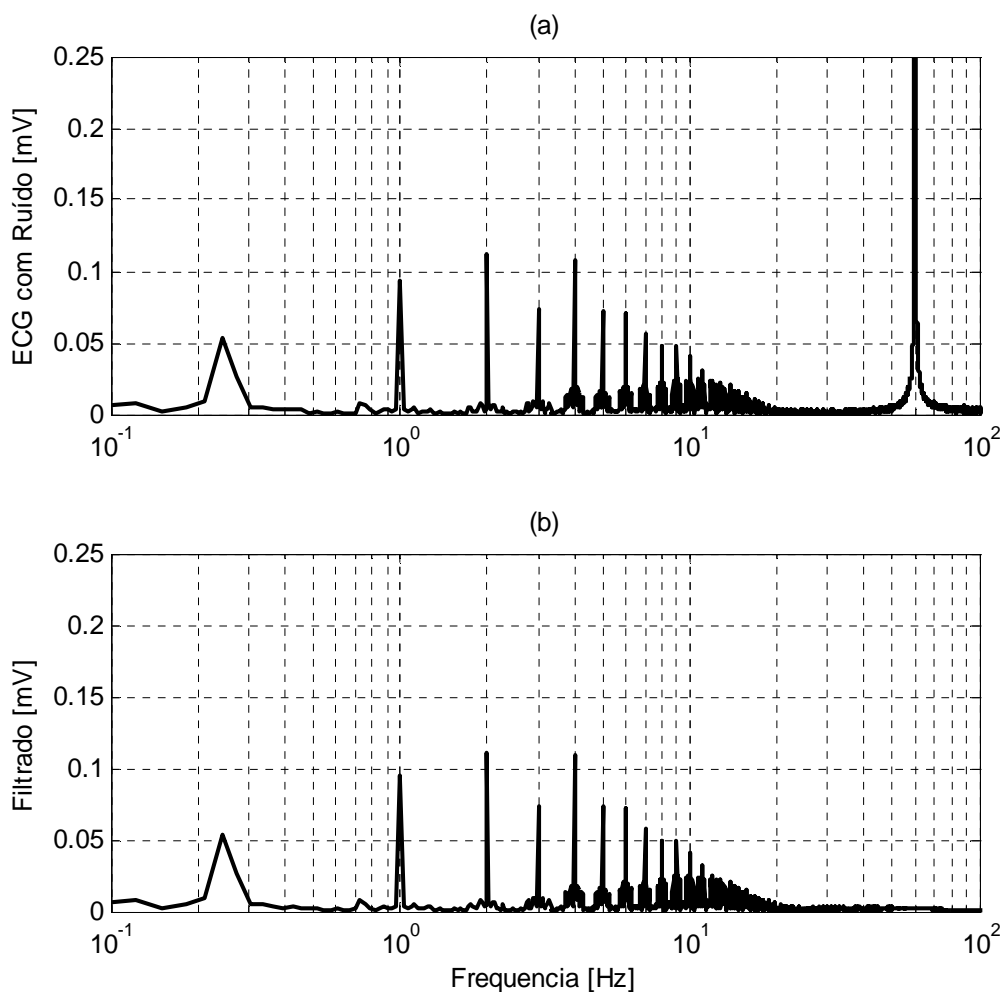


Figura 19 - (a) Espectro do sinal com presença do ruído e (b) Espectro do sinal filtrado com Filtro SG (7,11).

Outra informação importante que é possível observar através da análise do espectro de frequências da **Figura 19**, é que a maior parte das componentes de frequências do sinal do ECG ocorre em frequências inferiores a 60-Hz, justificando assim a frequência de corte estabelecida pela norma em 40-Hz, e o bom desempenho do filtro trabalhando a uma frequência de amostragem em 192-Hz.

Entretanto, se faz necessária, uma investigação mais detalhada e criteriosa sobre a utilização do filtro de Savitzky-Golay proposto, na remoção da interferência de 60-Hz, provenientes da alimentação da rede elétrica em sinais cardíacos, a fim de comprovar que a filtragem encontra-se em consonância com os requisitos estabelecidos pela norma ABNT NBR IEC 60601-2-27:2013. Os resultados obtidos com a aplicação dos métodos exigidos pela norma são detalhados a seguir.

#### 4.2.1 Resposta em Frequência - Método A

Aplicando o método A de resposta em frequência, no filtro *SG (7,11)*, conforme mostra a **Figura 20**, foram obtidas as amplitudes dos sinais de saída de 1-mV para as frequências de 5-Hz e 0,67-Hz, e 0,8461-mV para 40-Hz, respectivamente.

A **Tabela 1** resume os valores obtidos para os testes de conformidade realizados seguindo as orientações da norma ABNT NBR IEC 60601-2-27:2013.

Tabela 1 - Resultados dos testes de conformidade para o Método A de Resposta em Frequência

| Frequência<br>(Hz) | Amplitude<br>(mV) | Porcentagem<br>(%) |
|--------------------|-------------------|--------------------|
| 0,67               | 1                 | 100                |
| 5                  | 1                 | 100                |
| 40                 | 0,8461            | 84,61              |

Nota-se que na frequência de 40-Hz, pior caso para o filtro, o sinal de saída corresponde a 84,61-% do sinal de entrada, como mostrado na **Figura 20**.

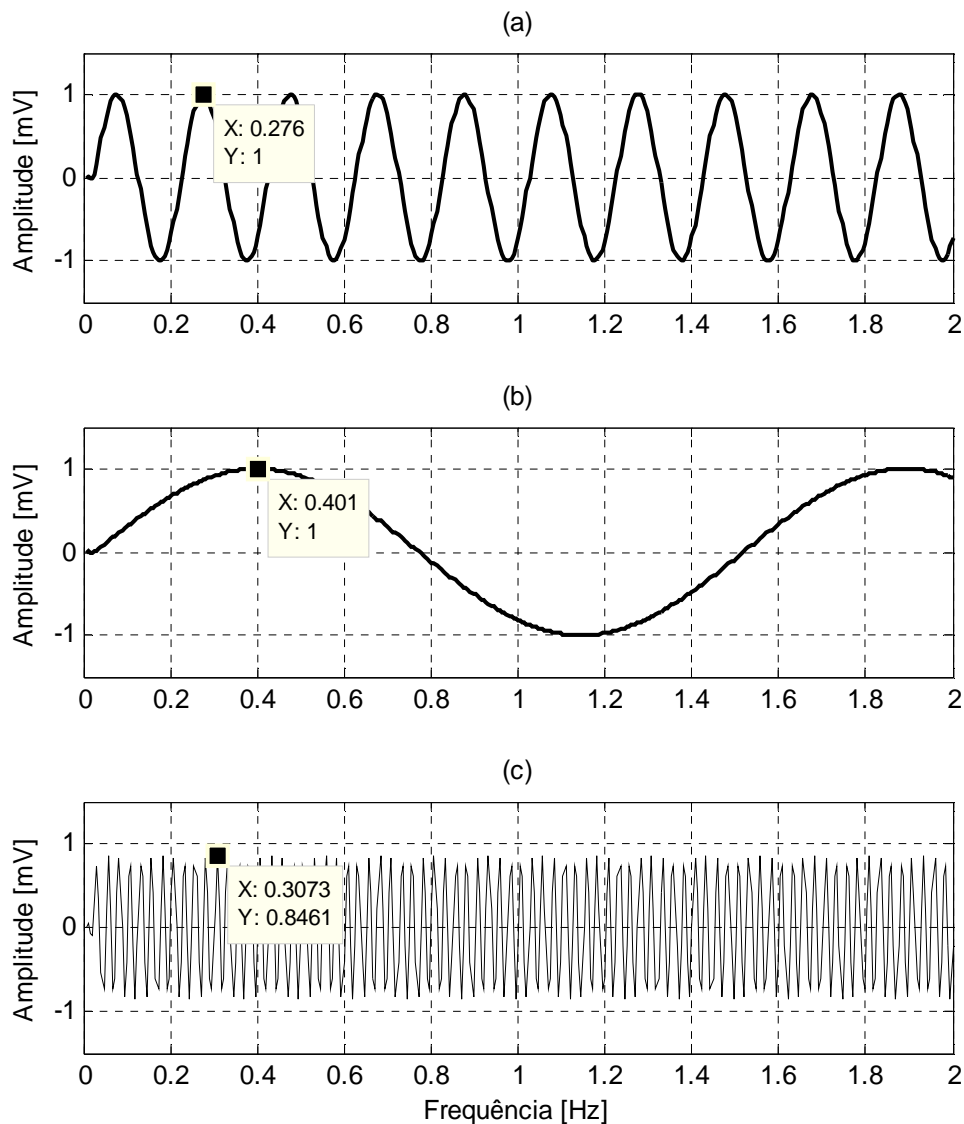


Figura 20 - (a) Sinal de Saída para a frequência de 5-Hz, (b) Sinal de Saída para a frequência de 0,67-Hz e (c) Sinal de Saída para a frequência de 40-Hz.

Considerando os requisitos exigidos pela norma, o filtro de Savitzky-Golay proposto apresenta uma resposta em frequência dentro da faixa de valores de amplitude esperados (71% a 110%), com uma amplitude de 100% para 0,67-Hz e 84,61% para 40-Hz, comparada à amplitude de 5-Hz.

#### 4.2.2 Resposta em Frequência- Método B

A **Figura 21** apresenta as amplitudes obtidas na saída do filtro *SG (7,11)*, quando aplicado um sinal triangular na entrada, de duração  $T_{bw}$  de 200-ms e 20-ms, respectivamente.

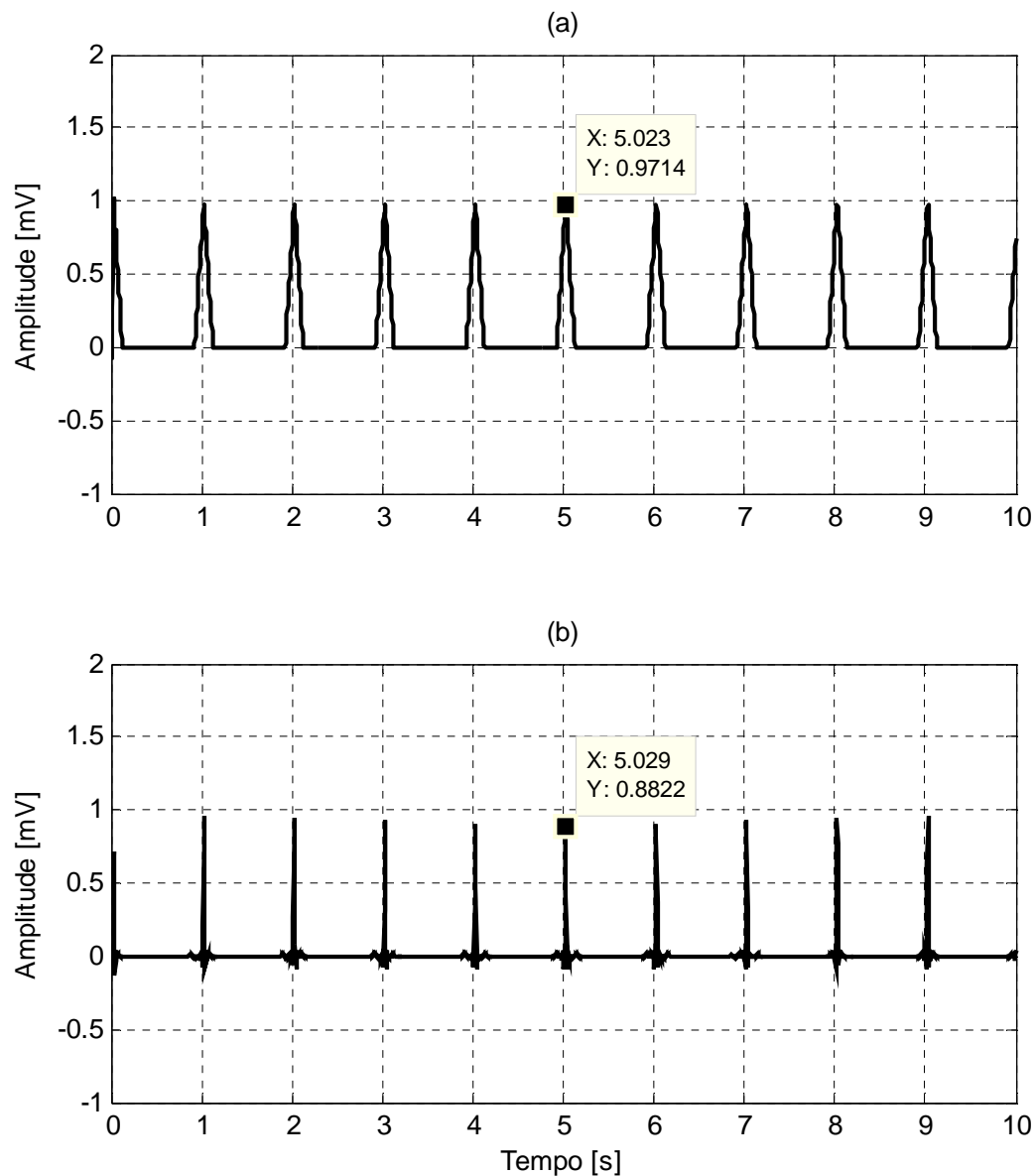


Figura 21 – Sinais de Saída referentes às entradas com sinal (a)  $T_{bw}$  de 200-ms e (b)  $T_{bw}$  de 20-ms.

Os valores obtidos são apresentados na **Tabela 2**. Para o filtro Savitzky-Golay, a amplitude do sinal de saída foi de 0,9714-mV para  $T_{bw}$  de 200-ms, e 0,8822-mV para  $T_{bw}$  de 20-ms. De acordo com a norma, o valor de amplitude do sinal de saída para  $T_{bw}$  de 20-ms, deve estar entre 75-% a 100-% do valor obtido para  $T_{bw}$  de 200-ms. Desta forma, o filtro Savitzky-Golay cumpre o requisito em 90,81-% do valor, ficando dentro da faixa estabelecida na norma.

Tabela 2 - Resultados dos testes de conformidade para o Método B de Resposta em Frequência

| $T_{bw}$<br>(ms) | Amplitude<br>(mV) | Porcentagem<br>(%) |
|------------------|-------------------|--------------------|
| 200              | 0,9714            | -                  |
| 20               | 0,8822            | 90,81              |

### 4.2.3 Conclusão das Simulações

Por fim, a **Figura 22** ilustra em resumo os testes realizados seguindo as orientações da norma ABNT NBR IEC 60601-2-27:2013.

A **Figura 22 (a)** representada a resposta em frequência do filtro, com amplitude normalizada e limitada em 50-Hz, mostrando que na frequência de 40-Hz, aproximadamente 85-% do sinal estará disponível após a filtragem.

Na **Figura 22 (b)** são mostrados o sinal senoidal de referência com frequência de 5-Hz e amplitude de 1-mV de pico (traço preto) e seu equivalente filtrado (traço cinza), sendo possível notar o atraso característico do filtro.

A **Figura 22 (c)** mostra um sinal senoidal de frequência 40-Hz e amplitude de 1-mV de pico (traço preto) aplicado à entrada do filtro e seu equivalente filtrado (traço cinza). Nota-se que o atraso característico do filtro, cinco amostras, representa um ciclo completo do sinal de 40-Hz.

Neste contexto, através dos valores apresentados, fica comprovada a eficiência do sistema proposto na filtragem da interferência, cumprindo a todas as exigências de resposta em frequência, apresentadas na norma biomédica.

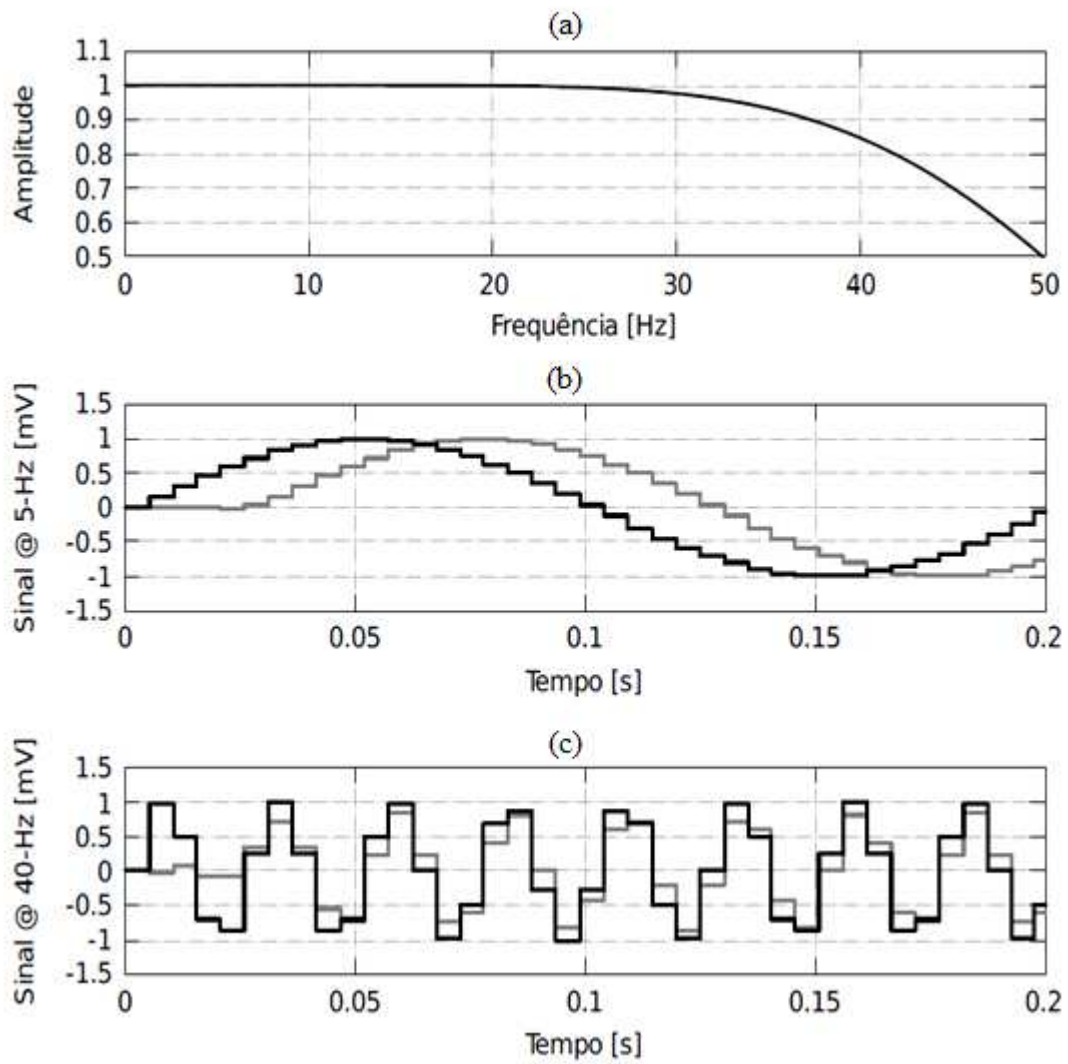


Figura 22 - Teste do filtro proposto seguindo orientações da norma ABNT NBR IEC 60601-2-27:2013. (a) Resposta em frequência do filtro, limitada em 50-Hz. (b) Teste para um sinal de frequência 5-Hz e amplitude 1-mV de pico. (c) Teste para um sinal de frequência 40-Hz e amplitude 1-mV de pico.



## 5 CONCLUSÃO

Este capítulo tem por objetivo analisar os resultados alcançados com o trabalho desenvolvido nesta dissertação, e apresentar possíveis pesquisas futuras, referentes ao tema abordado.

### 5.1 Principais Resultados

Este trabalho propõe a utilização de um filtro de Savitzky-Golay com janela de onze amostras e polinômio de sétima ordem, trabalhando a uma frequência de amostragem de 192-Hz, para o cancelamento de interferências de 60-Hz provenientes da rede de distribuição elétrica em sinais cardíacos.

O filtro foi testado seguindo as orientações da norma ABNT NBR IEC 60601-2-27:2013, atendendo aos requisitos necessários de resposta em frequência, sendo notória a redução do ruído de 60-Hz após a aplicação do filtro digital proposto. Com os resultados apresentados é possível realizar a comprovação da hipótese relacionada ao cancelamento de interferências.

Foram apresentadas algumas vantagens obtidas com a utilização do filtro proposto, como por exemplo, a facilidade na implementação do dispositivo através de um algoritmo simples, eliminando a necessidade de grandes circuitos projetados em hardware, que em determinadas vezes construídos em estruturas complexas, e de difícil manipulação.

Outra grande vantagem apresentada pelo Filtro Savitzky-Golay, é a simplicidade aritmética do algoritmo aliada à pequena quantidade de coeficientes inteiros necessários para sua implementação. Estas características possibilitam a sua utilização em microcontroladores de baixo poder de processamento comuns nos *front ends* de equipamentos de monitoramento cardíaco atuais.

Além disso, a manipulação de coeficientes inteiros pode trazer como consequência a necessidade de um tempo menor de processamento, que se traduz em economia de energia.

## 5.2 Trabalhos Futuros

O trabalho futuro imediato consiste na implementação do algoritmo do filtro  $SG(7,11)$ , para trabalhar de forma adaptativa. O objetivo é que o mesmo seja capaz de identificar não somente as interferências presentes nos sinais do ECG com frequência em 60-Hz, mas sim de uma gama de valores que podem variar de 50-Hz à 60-Hz.

O grande desafio desta proposta será manter a simplicidade aritmética presente no trabalho desenvolvido nesta dissertação, garantindo um rápido processamento de informações, e consumo eficiente de energia. Estes aspectos, necessitarão de um estudo mais aprofundado, objetivando-se a melhora na performance do filtro.

## REFERÊNCIAS

- 1 EL-ANSARY, M., EL-NOZAH, M. and RAGAIE, H. F. (2015). *Biomedical sensor interface for PLI cancellation*. Circuits and Systems (MWSCAS). IEEE 58th International Midwest Symposium on, pp. 1-4.
- 2 MCSHARRY, P. E., CLIFFORD, G. D., TARASSENKO, L., and SMITH L. A. (2003). *A Dynamical Model for Generating Synthetic Electrocardiogram Signals*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 50, no. 3.
- 3 CORREIA, A. G. G. (2010). *Filtro Notch para aplicações em EEGs e ECGs, com recurso a técnicas de F&H em CMOS*. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto. Dissertação: Mestrado Integrado em Engenharia Electrotécnica e de Computadores.
- 4 ZIARANI, A. K. and KONRAD, A. (2002). *A nonlinear adaptive method of elimination of power line interference in ECG signals*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering 49(6): 540-547.
- 5 SAVITZKY, A. and GOLAY, M. J. E. (1964). *Smoothing and differentiation of data by simplified least squares procedures*. Analytical Chemistry 36(8): 1627-1639.
- 6 BOHORQUEZ, J. L., YIP, M., CHANDRAKASAN, A. P. and DAWSON, J. L. (2011). *A biomedical sensor interface with a sinc filter and interference cancellation*. IEEE Journal of Solid-State Circuits 46(4): 746-756.
- 7 MA, C. T., MAK, P. I., I. VAI, M., MAK, P. U., PUN, S. H., FENG, W. and MARTINS, R. P. (2009). *Frequency-bandwidth-tunable powerline notch filter for biopotential acquisition systems*. Electronics Letters 45(4): 197-199.
- 8 ZHANG, K., SONG, L. and LU, D. (2011). *Design of remote ECG monitoring system based on GPRS*. Computer Science and Network Technology (ICCSNT). 2011 International Conference on, Vol. 1, pp. 319-322.
- 9 O'CONNELL, E., O'CONNELL, S., MCEVOY, R. P. and MARNANE, W. P. (2010). *A low-power wireless ECG processing node and remote monitoring system*. Signals and Systems Conference (ISSC 2010). IET Irish, pp. 48-53.
- 10 CAPUA, C. D., MEDURI, A. and MORELLO, R. (2009). *A remote doctor for homecare and medical diagnoses on cardiac patients by an adaptive ECG analysis*. Medical Measurements and Applications. MeMeA 2009. IEEE International Workshop on, pp. 31-36.

- 11 SOCIEDADE BRASILEIRA DE CARDIOLOGIA. (2003). *Diretriz de interpretação de eletrocardiograma de repouso*. Arq. Bras. Cardiol, volume 80, (suplemento II), 2003.
- 12 FELDMAN, J., GOLDWASSER, G. P. (2004). *Eletrocardiograma: recomendações para a sua interpretação*. Universidade Federal do Rio de Janeiro, Faculdade de Medicina Souza Marques, Universidade Gama Filho. Revista da SOCERJ.
- 13 TEIXEIRA, C. E. (2015). *Uma Comparação entre Topologias de Amplificadores de Biopotencial para Eletrodos Secos Ativos baseados em PCI*. Universidade Federal de Itajubá. Dissertação: Mestrado em Engenharia Elétrica.
- 14 BRASIL. (2002). Ministério da Saúde, Secretaria de Gestão de Investimentos em Saúde, Projeto Reforsus. *Equipamentos Médico-Hospitalares e o Gerenciamento da Manutenção: Capacitação a distância*. Brasília, DF: Ministério da Saúde.
- 15 JÚNIOR, O. R. (2003). *Desenvolvimento de um Programa Computacional para o Tratamento de Sinais obtidos pela Ressonância Paramagnética Eletrônica na Dosimetria de Doses Altas*. Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares Autarquia associada à Universidade de São Paulo. Tese: Doutor em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear - Aplicações.
- 16 SCHAFFER, R. W. (2011). *What is a Savitzky-Golay Filter? [lecture notes]*. IEEE Signal Processing Magazine 28(4): 111-117.
- 17 CHAU, F.; LIANG, Y.; GAO, J.; SHAO, X. (2004). *Chemometrics From Basics to Wavelet Transform*, 1th ed. vol. 164, New Jersey, 2004, pp. 22-35.
- 18 DEHANOV, N. F. (2011). *Técnicas de calibração espectroscópica baseadas na estimativa do ruído espectral e do sinal de resposta aplicadas a espectros de infravermelhos médios (MIR) de amostras de culturas de células estaminais*. Universidade Técnica de Lisboa Instituto Superior Técnico. Dissertação: Mestrado em Engenharia Farmacêutica.
- 19 GONÇALVES, W. D. (2011). *Desenvolvimento de Métodos Numéricos para Suavização de Sinais e Modelagem de Ruídos em Nanodispositivos*. Universidade Federal do ABC. Dissertação: Mestrado em Nanociências e Materiais Avançados.
- 20 ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. (2015). *Equipamento eletromédico: Requisitos particulares para a segurança básica e o desempenho essencial dos equipamentos de monitoração eletrocardiográfica, NBR IEC 60601-2-27:2013*. Brasil.
- 21 MATHWORKS DOCUMENTATION. (2016). Function: "sgolayfilt". [Online]. Disponível: <https://www.mathworks.com/help/signal/ref/sgolayfilt.html>. Acesso em: 16/01/2017.

- 22 MCSHARRY, P.; CLIFFORD, G. (2015). ECGSYN: A realistic ECG waveform generator. [Online]. Disponível: <https://www.physionet.org/physiotools/ecgsyn/>. Acesso em: 15/01/2017.

## APÊNDICES

# APÊNDICE A – CÁLCULO DOS COEFICIENTES PARA O FILTRO SG(7,11)

Este apêndice apresenta o cálculo dos coeficientes para um filtro Savitzky-Golay de 7º grau e 11 amostras.

Como apresentado no **Item 2.4** por Savitzky-Golay, a suavização do sinal é realizada a partir do método da média ponderada através da equação (7). O valor suavizado é dado por  $x_i$  [15]-[18].

$$x_i = \frac{1}{2m+1} \sum_{j=-m}^m w_j x_{i+j} \quad (7)$$

O valor dos coeficientes  $w_j$  é calculado a partir da aplicação do método dos mínimos quadrados, através da equação (8).

$$x_j^i = a_0 + a_1 j + a_2 j^2 + \dots + a_k j^k \quad (8)$$

$(j = -m, -m+1, \dots, m-1, m; i = 1, \dots, n)$

É então aplicada a técnica dos mínimos quadrados para encontrar os valores de  $a_j$  [157]-[178]. Para o filtro Savitzky-Golay (7,11), ao substituir-se os valores corretos na equação (2), obtêm-se o seguinte conjunto de equações lineares (9):

$$\left\{ \begin{array}{l} x_{-5}^{i-5} = a_0 - 5a_1 + 25a_2 - 125a_3 + 625a_4 - 3125a_5 + 15625a_6 - 78125a_7 \\ x_{-4}^{i-4} = a_0 - 4a_1 + 16a_2 - 64a_3 + 256a_4 - 1024a_5 + 4096a_6 - 16384a_7 \\ x_{-3}^{i-3} = a_0 - 3a_1 + 9a_2 - 27a_3 + 81a_4 - 243a_5 + 729a_6 - 2187a_7 \\ x_{-2}^{i-2} = a_0 - 2a_1 + 4a_2 - 8a_3 + 16a_4 - 32a_5 + 64a_6 - 128a_7 \\ x_{-1}^{i-1} = a_0 - a_1 + a_2 - a_3 + a_4 - a_5 + a_6 - a_7 \\ x_0^i = a_0 \\ x_1^{i+1} = a_0 + a_1 + a_2 + a_3 + a_4 + a_5 + a_6 + a_7 \\ x_2^{i+2} = a_0 + 2a_1 + 4a_2 + 8a_3 + 16a_4 + 32a_5 + 64a_6 + 128a_7 \\ x_3^{i+3} = a_0 + 3a_1 + 9a_2 + 27a_3 + 81a_4 + 243a_5 + 729a_6 + 2187a_7 \\ x_4^{i+4} = a_0 + 4a_1 + 16a_2 + 64a_3 + 256a_4 + 1024a_5 + 4096a_6 + 16384a_7 \\ x_5^{i+5} = a_0 + 5a_1 + 25a_2 + 125a_3 + 625a_4 + 3125a_5 + 15625a_6 + 78125a_7 \end{array} \right. \quad (9)$$

Onde:

$$x = M \cdot a \tag{10}$$

Sendo, na forma matricial:

$$x = \begin{bmatrix} x_5^{i+5} \\ x_4^{i+4} \\ x_3^{i+3} \\ x_2^{i+2} \\ x_1^{i+1} \\ x_0^i \\ x_{-1}^{i-1} \\ x_{-2}^{i-2} \\ x_{-3}^{i-3} \\ x_{-4}^{i-4} \\ x_{-5}^{i-5} \end{bmatrix} \quad a = \begin{bmatrix} a_0 \\ a_1 \\ a_2 \\ a_3 \\ a_4 \\ a_5 \\ a_6 \\ a_7 \end{bmatrix}$$

$$M = \begin{bmatrix} 1 & -5 & 25 & -125 & 625 & -3125 & 15625 & -78125 \\ 1 & -4 & 16 & -64 & 256 & -1024 & 4096 & -16384 \\ 1 & -3 & 9 & -27 & 81 & -243 & 729 & -2187 \\ 1 & -2 & 4 & -8 & 16 & -32 & 64 & -128 \\ 1 & -1 & 1 & -1 & 1 & -1 & 1 & -1 \\ 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 2 & 4 & 8 & 16 & 32 & 64 & 128 \\ 1 & 3 & 9 & 27 & 81 & 243 & 729 & 2187 \\ 1 & 4 & 16 & 64 & 256 & 1024 & 4096 & 16384 \\ 1 & 5 & 25 & 125 & 625 & 3125 & 15625 & 78125 \end{bmatrix}$$



Solucionando a equação (10) a partir do método dos mínimos quadrados, onde:

$$a = (M^T M)M^T x \quad (11)$$

Substituindo a equação (11) em (10), é possível encontrar os valores estimados de  $\hat{x}$ , para o filtro SG (7,11):

$$\hat{x} = M(M^T M)M^T x \quad (12)$$

Sendo eles:

$$\left\{ \begin{array}{l} \hat{x}_{-5}^{i-5} = 2428,5x_{-5}^{i-5} + 16x_{-4}^{i-4} - 40x_{-3}^{i-3} + 44x_{-2}^{i-2} - 7x_{-1}^{i-1} - 28x_0^i + 14x_1^{i+1} + 20x_2^{i+2} \\ \quad - 26,5x_3^{i+3} + 12x_4^{i+4} - 2x_5^{i+5} \\ \hat{x}_{-4}^{i-4} = 16x_{-5}^{i-5} + 2327,7x_{-4}^{i-4} + 262,4x_{-3}^{i-3} - 300,4x_{-2}^{i-2} + 72,8x_{-1}^{i-1} + 161x_0^i - 95,2x_1^{i+1} \\ \quad - 108,4x_2^{i+2} + 154,4x_3^{i+3} - 71,3x_4^{i+4} + 12x_5^{i+5} \\ \hat{x}_{-3}^{i-3} = -40x_{-5}^{i-5} + 262,4x_{-4}^{i-4} + 1745,3x_{-3}^{i-3} + 839,2x_{-2}^{i-2} - 316,4x_{-1}^{i-1} - 308x_0^i \\ \quad + 250,6x_1^{i+1} + 191,2x_2^{i+2} - 321,2x_3^{i+3} + 154,4x_4^{i+4} - 26,5x_5^{i+5} \\ \hat{x}_{-2}^{i-2} = 44x_{-5}^{i-5} - 300,4x_{-4}^{i-4} + 839,2x_{-3}^{i-3} + 1251,8x_{-2}^{i-2} + 750,4x_{-1}^{i-1} + 28x_0^i - 257,6x_1^{i+1} \\ \quad - 27,2x_2^{i+2} + 191,2x_3^{i+3} - 108,4x_4^{i+4} + 20x_5^{i+5} \\ \hat{x}_{-1}^{i-1} = -7x_{-5}^{i-5} + 72,8x_{-4}^{i-4} - 316,4x_{-3}^{i-3} + 750,4x_{-2}^{i-2} + 1392,2x_{-1}^{i-1} + 784x_0^i - 156,8x_1^{i+1} \\ \quad - 257,6x_2^{i+2} + 250,6x_3^{i+3} - 95,2x_4^{i+4} + 14x_5^{i+5} \\ \hat{x}_0^i = -28x_{-5}^{i-5} + 161x_{-4}^{i-4} - 308x_{-3}^{i-3} + 28x_{-2}^{i-2} + 784x_{-1}^{i-1} + 1157x_0^i + 784x_1^{i+1} + 28x_2^{i+2} \\ \quad - 308x_3^{i+3} + 161x_4^{i+4} - 28x_5^{i+5} \\ \hat{x}_1^{i+1} = 14x_{-5}^{i-5} - 95,2x_{-4}^{i-4} + 250,6x_{-3}^{i-3} - 257,6x_{-2}^{i-2} - 156,8x_{-1}^{i-1} + 784x_0^i + 1392,2x_1^{i+1} \\ \quad + 750,4x_2^{i+2} - 316,4x_3^{i+3} + 72,8x_4^{i+4} - 7x_5^{i+5} \\ \hat{x}_2^{i+2} = 20x_{-5}^{i-5} - 108,4x_{-4}^{i-4} + 191,2x_{-3}^{i-3} - 27,2x_{-2}^{i-2} - 257,6x_{-1}^{i-1} + 28x_0^i + 750,4x_1^{i+1} \\ \quad + 1251,8x_2^{i+2} + 839,2x_3^{i+3} - 300,4x_4^{i+4} + 44x_5^{i+5} \\ \hat{x}_3^{i+3} = -26,5x_{-5}^{i-5} + 154,4x_{-4}^{i-4} - 321,2x_{-3}^{i-3} + 191,2x_{-2}^{i-2} + 250,6x_{-1}^{i-1} - 308x_0^i \\ \quad - 316,4x_1^{i+1} + 839,2x_2^{i+2} + 1745,3x_3^{i+3} + 262,4x_4^{i+4} - 40x_5^{i+5} \\ \hat{x}_4^{i+4} = 12x_{-5}^{i-5} - 71,3x_{-4}^{i-4} + 154,4x_{-3}^{i-3} - 108,4x_{-2}^{i-2} - 95,2x_{-1}^{i-1} + 161x_0^i + 72,8x_1^{i+1} \\ \quad - 300,4x_2^{i+2} + 262,4x_3^{i+3} + 2327,7x_4^{i+4} + 16x_5^{i+5} \\ \hat{x}_5^{i+5} = -2x_{-5}^{i-5} + 12x_{-4}^{i-4} - 26,5x_{-3}^{i-3} + 20x_{-2}^{i-2} + 14x_{-1}^{i-1} - 28x_0^i - 7x_1^{i+1} + 44x_2^{i+2} \\ \quad - 40x_3^{i+3} + 16x_4^{i+4} + 2428,5x_5^{i+5} \end{array} \right.$$

O filtro Savitzky-Golay utiliza apenas os pesos do ponto central  $\hat{x}_0^i$  para realizar a suavização do sinal, logo os coeficientes para o filtro *SG (7,11)*, serão:

$$[-28 \quad 161 \quad -308 \quad 28 \quad 784 \quad 1157 \quad 784 \quad 28 \quad -308 \quad 161 \quad -28].$$

# ANEXOS

# UTILIZAÇÃO DO FILTRO DE SAVITZKY-GOLAY NO CANCELAMENTO DE INTERFERÊNCIAS DE 60-HZ EM SINAIS DE ELETROCARDIOGRAMA

BRUNA A. FERNANDES\*, GUSTAVO D. COLLETTA\*, LUÍS H. C. FERREIRA\*

\* *Universidade Federal de Itajubá*  
*Instituto de Engenharia de Sistemas e Tecnologia da Informação*  
*37500-903 Itajubá, Minas Gerais, Brasil.*

Emails: brunaalmeida@unifei.edu.br, gustavo.colletta@unifei.edu.br, luis@unifei.edu.br

**Abstract**— This paper presents the use of Savitzky-Golay filter in 60-Hz interference cancellation in ECG signals. A Savitzky-Golay filter with eleven samples window and seventh order polynomial, running with a 192-Hz sampling rate, enables the matching of first zero crossing frequency in 60-Hz for a bandwidth of 40-Hz, satisfying the standard NBR IEC 60601-2-27: 2013. The arithmetical simplicity and the use of few integer coefficients allows the filter to be implemented in low-cost microcontrollers present in remote monitoring systems.

**Keywords**— Electrocardiogram, 60-Hz power line interference, Savitzky-Golay filter.

**Resumo**— Este artigo apresenta a utilização do filtro de Savitzky-Golay no cancelamento de interferências de 60-Hz em sinais de eletrocardiograma. Um filtro de Savitzky-Golay com janela de onze amostras e polinômio de sétima ordem, operando com uma taxa de amostragem de 192-Hz, possibilita o casamento da frequência de primeiro nulo espectral em 60-Hz para uma banda passante de 40-Hz, satisfazendo a norma ABNT NBR IEC 60601-2-27:2013. A simplicidade aritmética e a utilização de poucos coeficientes inteiros permite que o filtro seja implementado em microcontroladores de baixo custo presentes em sistemas de monitoramento remoto.

**Palavras-chave**— Eletrocardiograma, interferências de 60-Hz, filtro de Savitzky-Golay.

## 1 Introdução

O corpo humano é dotado de diversos tipos de sinais elétricos. O monitoramento de sinais elétricos provenientes das atividades cerebrais e cardíacas, pressão sanguínea, entre outros, é de suma importância, uma vez que eles fornecem informações que permitem a avaliação de quadros clínicos durante tratamentos, intervenções cirúrgicas, ou até mesmo pós-cirúrgicas.

O registro gráfico das oscilações elétricas resultantes da atividade do músculo cardíaco, denominado eletrocardiograma (ECG), permite a identificação de uma série de patologias que afetam a atividade elétrica do coração, como o infarto do miocárdio, arritmias cardíacas, hipertensão arterial, entre outras. A amplitude dos sinais cardíacos varia entre  $100\text{-}\mu\text{V}$  e  $4\text{-mV}$  enquanto sua frequência se situa entre  $0,1\text{-Hz}$  e  $250\text{-Hz}$ , sendo, portanto, susceptíveis a interferências, especialmente a de  $60\text{-Hz}$ , proveniente da rede de distribuição de energia elétrica (ElAnsary et al., 2015).

Uma maneira de minimizar a influência da interferência de  $60\text{-Hz}$  no eletrocardiograma é a utilização de filtros *notch* nos eletrocardiógrafos. Diversas topologias de sistemas para filtragem e cancelamento destas interferências já foram implementados e se mostraram eficazes na rejeição do ruído (Ziarani and Konrad, 2002; Ma et al., 2009; Bohorquez et al., 2011).

Considerando a tendência recente da utilização de dispositivos portáteis para o monitoramento cardíaco (Zhang et al., 2011; O'Connell et al., 2010; Capua et al., 2009), a implementação de um filtro digital para interferências de  $60\text{-Hz}$  se

torna interessante, uma vez que tais equipamentos possuem algum tipo de microcontrolador de baixo poder de processamento, que pode ser utilizado para embarcar o filtro digital de  $60\text{-Hz}$ .

A característica de baixo consumo energético dos dispositivos portáteis requer um algoritmo de filtragem simples e leve, que possa ser implementado em microcontroladores de baixo poder de processamento, possibilitando redução da complexidade e de custo dos circuitos, em troca de um ligeiro aumento de consumo energético do microcontrolador. O filtro de suavização proposto em 1964 por Abraham Savitsky e Marcel J. E. Golay apresenta as propriedades necessárias, uma vez que utiliza poucos coeficientes inteiros e uma aritmética simples em sua rotina de implementação (Savitzky and Golay, 1964). Além disso, sua resposta em frequência pode ser projetada de forma a atender a norma ABNT NBR IEC 60601-2-27:2013.

Este artigo apresenta a utilização do filtro de Savitzky-Golay no cancelamento de interferências de  $60\text{-Hz}$  provenientes da rede de distribuição elétrica, que atende a norma ABNT NBR IEC 60601-2-27:2013 e pode ser facilmente implementado em microcontroladores de baixo custo presentes nos equipamentos de monitoração cardíaca remota. O artigo está organizado da maneira a seguir. A Seção 2 mostra o embasamento teórico necessário para o projeto do filtro. A Seção 3 mostra o projeto do filtro que atende a norma ABNT NBR IEC 60601-2-27:2013. A Seção 4 mostra a caracterização e o teste do filtro projetado enquanto a Seção 5 é devotada às conclusões.

## 2 Fundamentação Teórica

O filtro de Savitzky-Golay  $SG(k, n)$  utiliza uma abordagem polinomial do método dos mínimos quadrados para realizar a suavização de dados previamente amostrados. Para tanto, compreende uma janela (ímpar) de  $n$  amostras afim determinar o valor suavizado do ponto central da janela através de uma regressão polinomial de ordem  $k$ . A janela é então deslocada ponto a ponto até que toda a série de dados seja suavizada (Schafer, 2011).

A Figura 1 mostra a resposta em frequência de dois filtros de Savitzky-Golay  $SG(1, 7)$  e  $SG(3, 7)$  com janela de sete amostras e polinômios de primeira e terceira ordens. Nota-se que um aumento de ordem do filtro representa um aumento da sua banda passante através do deslocamento do primeiro nulo espectral. Entretanto, para esses dois filtros, se o ruído nas amostras for aleatório com desvio padrão constante, o sinal suavizado herdará um ruído aleatório com 37,80-% e 57,74-% do desvio padrão original, respectivamente.

Assim, o aumento de banda implica em uma diminuição da capacidade de filtragem de sinais de distribuição gaussiana, caracterizando uma relação de compromisso entre capacidade de filtragem e banda passante. Essa relação se torna ainda mais evidente uma vez que um filtro de Savitzky-Golay de polinômio de primeira ordem recai no método de suavização de média-móvel, mais indicado para eliminar sinais aleatórios.

Dessa maneira, um bom projeto de filtro digital deve atender as características de banda de passagem e capacidade de filtragem estabelecidas na norma ABNT NBR IEC 60601-2-27:2013. A norma especifica o teste a ser realizado considerando-se uma banda de passagem que se inicia em 0,67-Hz e se estende até 40-Hz. São aplicados à entrada do filtro três sinais senoidais com frequências 0,67-Hz, 5-Hz e 40-Hz, e amplitude de 1-mV. As saídas correspondentes aos sinais de 0,67-Hz e 40-Hz, devem apresentar variação de amplitude entre 71-% e 110-% da amplitude obtida com o sinal senoidal de 5-Hz.

Uma vez que o filtro apresenta um comportamento de passa-baixas, sinais de frequências próximas de 40-Hz representam naturalmente a condição de pior caso de operação.

## 3 Filtro Proposto

Como o objetivo do filtro proposto é a utilização em microcontroladores com baixo poder de processamento, é necessário utilizar o filtro que apresente uma relação razoável entre a quantidade de coeficientes e a quantidade de dados a ser processados, além de ser consistente com os parâmetros normatizados segundo a ABNT NBR IEC 60601-2-27:2013.

A Figura 2 mostra a resposta em frequên-

cia de dois filtros de Savitzky-Golay  $SG(5, 11)$  e  $SG(7, 11)$  com janela de onze amostras e polinômios de quinta e sétima ordem, que atendem a norma referida. É importante notar que as taxas de amostragem dos dados foram ajustadas de maneira a fazer com que o primeiro nulo espectral de cada filtro ocorra na frequência de 60-Hz. Para esses dois filtros, se o ruído nas amostras for aleatório com desvio padrão constante, o sinal suavizado herdará um ruído aleatório com 57,74-% e 68,99-% do desvio padrão original, respectivamente.

Outro aspecto importante é que polinômios de maior ordem promovem um aumento na banda de passagem do filtro além de necessitar de uma taxa de amostragem inferior. Dessa maneira, o filtro de Savitzky-Golay  $SG(7, 11)$  é o mais indicado, uma vez que sua menor taxa de amostragem implica em uma menor quantidade de dados a serem tratados. Contudo, a capacidade de filtragem de ruído aleatório é menor.

## 4 Aplicação

Essa seção investiga a utilização do filtro de Savitzky-Golay proposto na remoção de interferência de 60-Hz provenientes da alimentação da rede elétrica em sinais cardíacos.

Na posição superior da Figura 3 são mostrados um sinal de ECG puro (traço preto) e seu equivalente poluído por uma interferência de 60-Hz (traço cinza) ao longo do tempo. Na posição central há uma comparação entre o sinal puro (traço preto) e o sinal filtrado (traço cinza) em que se nota claramente a redução da interferência de 60-Hz ao custo de um leve atraso no sinal filtrado em relação ao sinal puro. Na posição inferior é mostrada a correlação entre o sinal puro e sinal filtrado, evidenciando que o atraso do sinal filtrado corresponde a cinco amostras.

A Figura 4 ilustra os testes realizados seguindo as orientações da norma ABNT NBR IEC 60601-2-27:2013. Na parte superior está representada a resposta em frequência do filtro, com amplitude normalizada e limitada em 50-Hz, mostrando que na frequência de 40-Hz, aproximadamente 85-% do sinal estará disponível após a filtragem. Na parte central são mostrados o sinal senoidal de referência com frequência de 5-Hz e amplitude de 1-mV de pico (traço preto) e seu equivalente filtrado (traço cinza), sendo possível notar o atraso característico do filtro. A parte inferior mostra um sinal senoidal de frequência 40-Hz e amplitude de 1-mV de pico (traço preto) aplicado à entrada do filtro e seu equivalente filtrado (traço cinza). Nota-se que o atraso característico do filtro, cinco amostras, representa um ciclo completo do sinal de 40-Hz.

A Tabela 1 resume os valores obtidos para os testes de conformidade realizados seguindo as

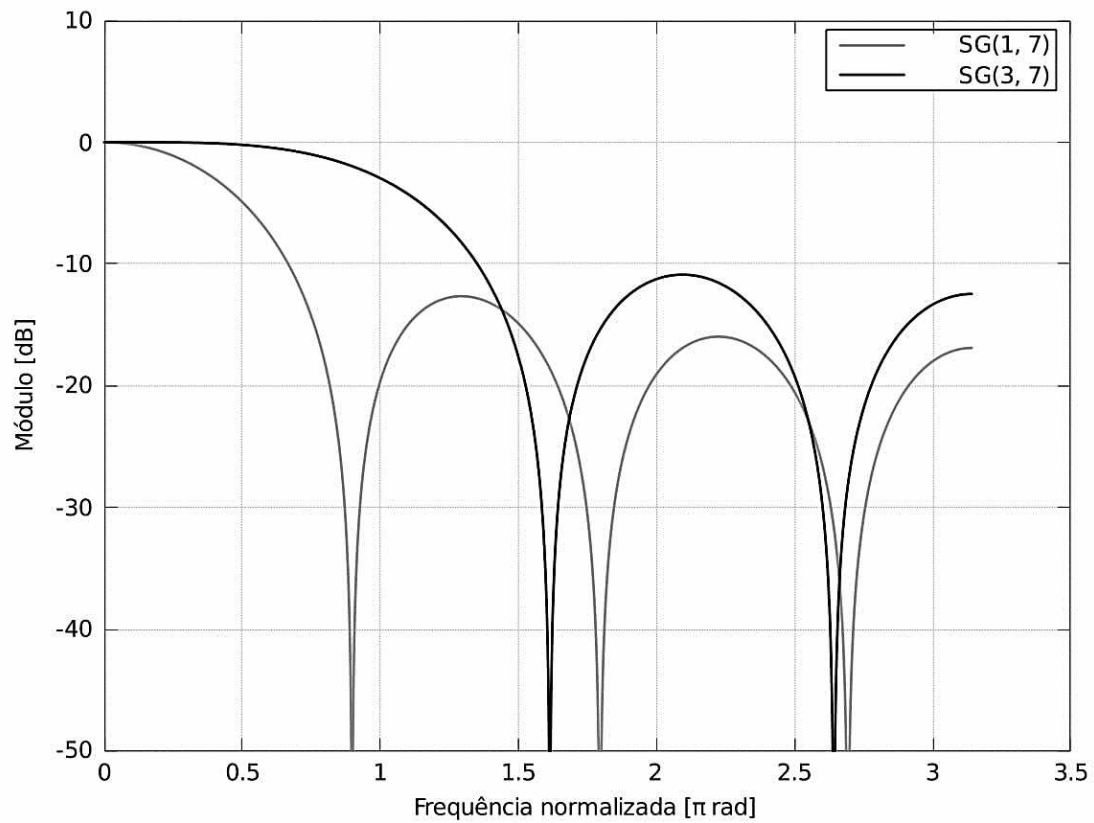


Figura 1: Resposta em frequência de filtros de Savitzky-Golay com janela de sete amostras e polinômios de primeira e terceira ordem.

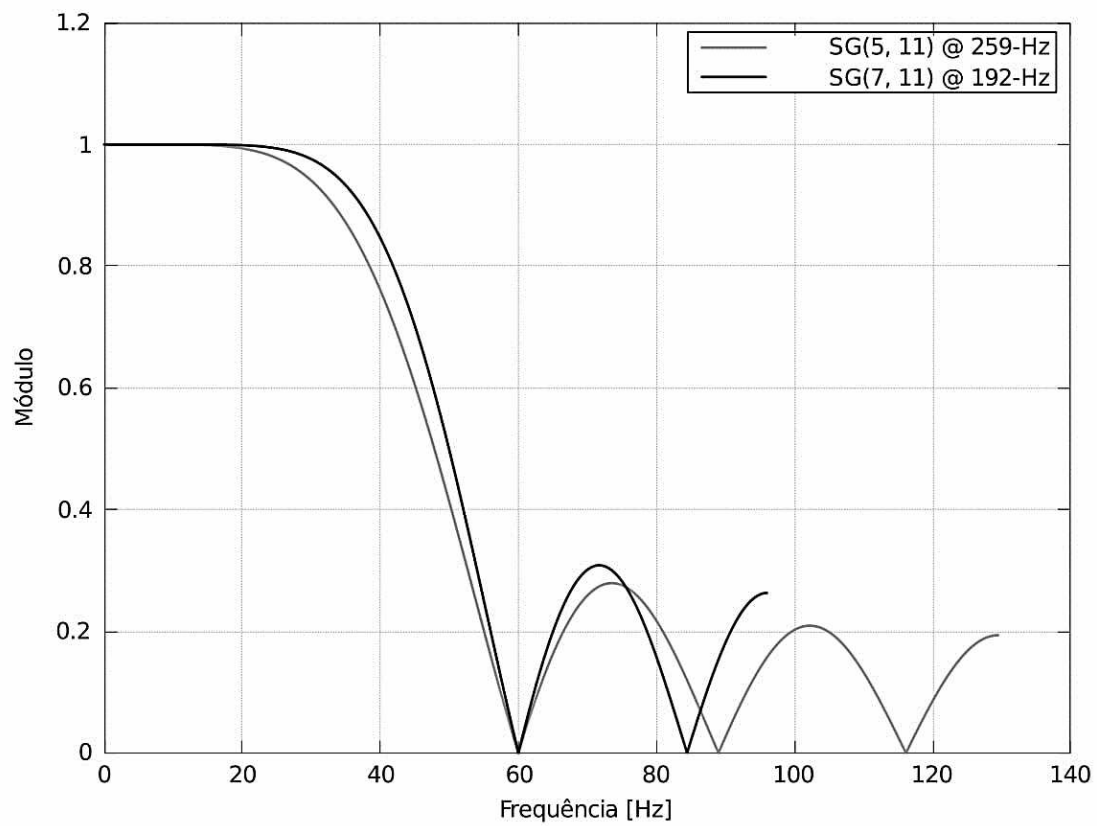


Figura 2: Resposta em frequência de filtros de Savitzky-Golay com janela de onze amostras e polinômios de quinta e sétima ordem.

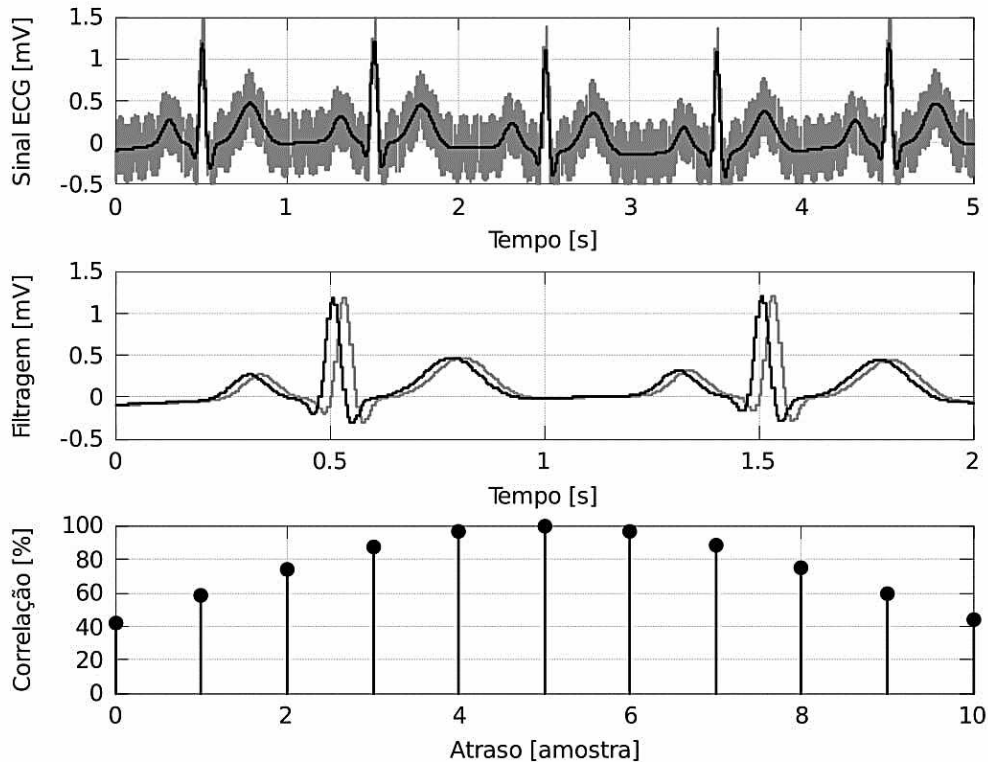


Figura 3: Filtragem do sinal cardíaco. Sinal cardíaco puro e contaminado por uma interferência de 60-Hz, na parte superior; comparativo entre sinal puro e sinal filtrado, na parte central; e correlação entre os sinais puro e filtrado mostrando um atraso de 5 amostras no sinal filtrado, na parte inferior.

orientações da norma ABNT NBR IEC 60601-2-27:2013.

Tabela 1: Resultados dos testes de conformidade.

| Frequência (Hz) | Amplitude (mV) | Porcentagem (%) |
|-----------------|----------------|-----------------|
| 5               | 1              | 100             |
| 0,67            | 1              | 100             |
| 40              | 0,8461         | 84,61           |

Nota-se que na frequência de 40-Hz, pior caso para o filtro, o sinal de saída corresponde a 84,61% do sinal de entrada, como mostrado na Figura 4. Considerando os requisitos exigidos pela norma, o filtro de Savitzky-Golay proposto apresenta uma resposta em frequência dentro da faixa de valores de amplitude esperados.

## 5 Conclusão

Nesse trabalho foi mostrada a utilização de um filtro de Savitzky-Golay com janela de onze amostras e polinômio de sétima ordem trabalhando em 192-Hz para o cancelamento de interferências de 60-Hz provenientes da rede de distribuição elétrica em sinais cardíacos. O filtro foi testado seguindo

as orientações da norma ABNT NBR IEC 60601-2-27:2013, atendendo aos requisitos necessários de resposta em frequência, sendo notória a redução do ruído de 60-Hz após a aplicação do filtro digital proposto.

A simplicidade aritmética do algoritmo aliada à pequena quantidade de coeficientes inteiros necessários para sua implementação possibilita sua utilização nos microcontroladores de baixo poder de processamento comuns nos *front ends* dos equipamentos de monitoramento cardíaco atuais.

## Agradecimentos

Este trabalho foi parcialmente suportado pelos convênios FAPEMIG PPM-00495-15 e FINEP 01.13.0387.00.

## Referências

- Bohorquez, J. L., Yip, M., Chandrakasan, A. P. and Dawson, J. L. (2011). A biomedical sensor interface with a sinc filter and interference cancellation, *IEEE Journal of Solid-State Circuits* **46**(4): 746–756.
- Capua, C. D., Meduri, A. and Morello, R. (2009). A remote doctor for homecare and medical

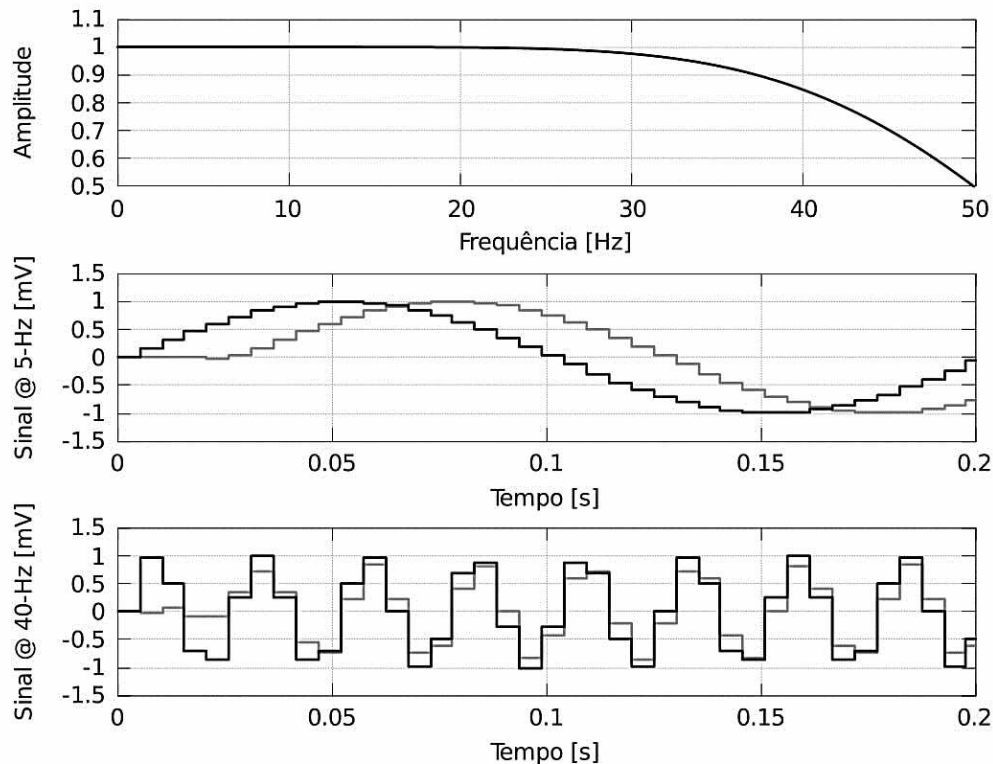


Figura 4: Teste do filtro proposto seguindo orientações da norma ABNT NBR IEC 60601-2-27:2013. Na parte superior é mostrada a resposta em frequência do filtro, limitada em 50-Hz. Na parte central, o teste para um sinal de frequência 5-Hz e amplitude 1-mV de pico. Na parte inferior, o teste para um sinal de frequência 40-Hz e amplitude 1-mV de pico.

diagnoses on cardiac patients by an adaptive ECG analysis, *Medical Measurements and Applications, 2009. MeMeA 2009. IEEE International Workshop on*, pp. 31–36.

ElAnsary, M., El-Nozahi, M. and Ragaie, H. F. (2015). Biomedical sensor interface for PLI cancellation, *Circuits and Systems (MWSCAS), 2015 IEEE 58th International Midwest Symposium on*, pp. 1–4.

Ma, C. T., Mak, P. I., i. Vai, M., Mak, P. U., Pun, S. H., Feng, W. and Martins, R. P. (2009). Frequency-bandwidth-tunable powerline notch filter for biopotential acquisition systems, *Electronics Letters* **45**(4): 197–199.

O’Connell, E., O’Connell, S., McEvoy, R. P. and Marnane, W. P. (2010). A low-power wireless ECG processing node and remote monitoring system, *Signals and Systems Conference (ISSC 2010), IET Irish*, pp. 48–53.

Savitzky, A. and Golay, M. J. E. (1964). Smoothing and differentiation of data by simplified least squares procedures., *Analytical Chemistry* **36**(8): 1627–1639.

Schafer, R. W. (2011). What is a Savitzky-Golay filter? [lecture notes], *IEEE Signal Processing Magazine* **28**(4): 111–117.

Zhang, K., Song, L. and Lu, D. (2011). Design of remote ECG monitoring system based on GPRS, *Computer Science and Network Technology (ICCSNT), 2011 International Conference on*, Vol. 1, pp. 319–322.

Ziarani, A. K. and Konrad, A. (2002). A nonlinear adaptive method of elimination of power line interference in ECG signals, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* **49**(6): 540–547.