

Universidade de Brasília – UnB
Campus Gama – FGA
Engenharia Eletrônica

**Sistema Portátil de Aquisição, Filtragem Programável
e Visualização de Sinais de Eletrocardiografia**

GABRIEL HENRIQUE SILVA ARAÚJO

Orientador: Dr. CRISTIANO JACQUES MIOSSO



GABRIEL HENRIQUE SILVA ARAÚJO

**Sistema Portátil de Aquisição, Filtragem Programável e
Visualização de Sinais de Eletrocardiografia**

Monografia submetida ao curso de graduação em Engenharia Eletrônica da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Eletrônica.

Orientador: Dr. Cristiano Jacques Miosso

Brasília, DF
2017

Brasília/DF, Julho de 2017

FICHA CATALOGRÁFICA

GABRIEL HENRIQUE SILVA ARAÚJO

Sistema Portátil de Aquisição, Filtragem Programável e Visualização de Sinais de Eletrocardiografia

48p., 210 × 297 mm (FGA/UnB Gama, Engenharia Eletrônica, 2017)

Trabalho de graduação em engenharia eletrônica

Universidade de Brasília, Campus Gama – FGA/UnB

- | | |
|----------------------------|---------------------------------|
| 1. Processamento de sinais | 2. Sinais de eletrocardiografia |
| 3. Filtros Programáveis | 4. Engenharia Biomédica |
| I. FGA UnB/UnB. | II. Title (series) |

REFERÊNCIA

ARAÚJO, GABRIEL HENRIQUE SILVA (2017). Sistema Portátil de Aquisição, Filtragem Programável e Visualização de Sinais de Eletrocardiografia Dissertação de graduação em engenharia eletrônica, Universidade de Brasília, Campus Gama, DF, 48p.

FGA/UnB – Universidade de Brasília, Campus Gama

**Sistema Portátil de Aquisição, Filtragem Programável e
Visualização de Sinais de Eletrocardiografia**

Gabriel Henrique Silva Araújo

Monografia submetida ao curso de graduação em Engenharia Eletrônica da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do título de Bacharel em Engenharia Eletrônica.

APROVADA POR:

Prof. Cristiano Jacques Miosso, PhD
(Orientador)

Prof. Leandro Xavier Cardoso, PhD
(Examinador interno)

Prof. Adson Ferreira da Rocha, PhD
(Examinador interno)

Resumo

Diferentes tipos de equipamentos comerciais que realizam a aquisição de sinais de eletrocardiografia (ECG) possuem preço elevado e são em geral pouco portáteis, fatores que podem impedir o acesso ao sinal coletado pelo equipamento em diversas situações. Além disso em geral não permitem aplicação de técnicas de processamento sem uso de um computador externo. Este trabalho propõe o desenvolvimento de um protótipo capaz de realizar a aquisição de sinais de ECG com um hardware portátil, possibilitar a visualização em tempo real e apresentar um conteúdo didático aos conceitos de processamento de sinais, com a possibilidade de filtrar os sinais adquiridos e detecção de picos do complexo QRS. Utilizando de um hardware com um preço inferior aos eletrocardiógrafos comerciais foi desenvolvido um protótipo capaz de realizar aquisições de um canal de ECG, com uma taxa adequada ao sinal, sendo possível através do software embarcado aplicar filtros aos sinais adquiridos e visualizar os efeitos ao sinal. Os sinais coletados são filtrados em modo *online*, para redução de ruído, e podem ser visualizados em uma tela de alta resolução presente no protótipo ou através de um computador. Para as aquisições realizadas são gerados dois arquivos, um para o sinal original e outro do sinal adquirido e filtrado, a partir destes arquivos é possível carregá-los com a utilização da interface gráfica aplicando outros filtros, visualizar o espectro do sinal original e filtrado além da possibilidade de visualizar os picos do complexo QRS.

Palavras-chave: Processamento de sinais, Sistema portátil, sinais de eletrocardiografia, ECG, Beaglebone, Filtros, Complexo QRS.

Abstract

Different types of electrocardiography (ECG) equipments are usually expensive and not portable, factors that can prevent the access to signals collected by this equipment in different conditions. Besides, they usually do not allow one to apply processing methods without the use of an external computer. This work proposed the development of a prototype, which aims to perform the acquisition of ECG signals with a portable hardware, allowing real time visualization and showing a didactic content to the signal processing concepts with the possibility of filtering the acquired signals and detect the QRS complex peaks. Utilizing a hardware more inexpensive than the commercial electrocardiographs, a prototype able to acquire one channel of ECG signal with the correct rate for the signal (possible through the use of embedded software), apply filters and visualize their effects was developed. The collected signals are filtered in real time to eliminate noise and can be visualized on a high resolution screen, present on the prototype, or on a computer. For the acquisitions two files are generated. One of original acquired data and other of acquired and filtered data. From those files it is possible to load them with the graphical interface and apply other filters, visualize the original and filtered spectrum of signal, besides the possibility of view the QRS complex peaks.

Keywords: Signal processing, Portable System, electrocardiography signals, ECG, Beaglebone, Filters, QRS complex.

Lista de Siglas e Abreviaturas

ECG	Eletrocardiografia
DSP	Processador Digital de Sinal, do inglês Digital Signal Processor
CPU	Unidade Central de Processamento, do inglês Central Processing Unit
RAM	Memória de Acesso Randômico, do inglês <i>Random Access Memory</i>
fECG	Eletrocardiograma Fetal, do inglês <i>Fetal electrocardiogram</i>
HDMI	Interface Multimídia de Alta Definição, do Inglês <i>High Definition Interface</i>
A/D	Analógico-digital
RSR	Relação Sinal-Ruído
FIR	Resposta Finita ao Impulso, do Inglês <i>Finite Impulse Response</i>
IIR	Resposta Infinita ao Impulso, do Inglês <i>Infinite Impulse Response</i>
PRU	Unidade Programável de Tempo Real do inglês, <i>Programmable Real-time Unit</i>
DTFT	Transformada de Fourier em Tempo Discreto, do inglês <i>Discrete Time Fourier Transform</i>
DFT	Transformada de Fourier Discreta, do inglês <i>Discrete Fourier Transform</i>
FFT	Transformada Rápida de Fourier, do inglês <i>Fast Fourier Transform</i>
SDRAM	Memória de Acesso Randômico Dinamicamente Sincronizada, do inglês <i>Synchronous Dynamic Random-Access Memory</i>

Sumário

1	Introdução	12
1.1	Contextualização	12
1.2	Definição do Problema e Proposta	13
1.3	Objetivos	14
1.3.1	Objetivo Geral	14
1.3.2	Objetivos Específicos	14
1.4	Justificativa	14
2	Fundamentação Teórica e Estado-da-Arte	16
2.1	Sinais de Eletrocardiografia	16
2.2	Detecção de picos do complexo QRS	18
2.3	Digitalização de Sinais	20
2.4	Projeto de Filtros Digitais	21
2.4.1	Filtros de Resposta Finita ao Impulso (FIR)	22
2.4.2	Filtros de Resposta Infinita ao Impulso (IIR)	24
3	Desenvolvimento de Hardware e Software para aquisição de sinais de ECG	26
3.1	Especificação e Seleção do Hardware Utilizado	26
3.1.1	Módulo AD8232	26
3.1.2	<i>Beaglebone Black</i>	27
3.1.3	Tela <i>Touchscreen</i>	28
3.1.4	Regulador de Tensão DC/DC	29
3.2	Teste da Frequência de Amostragem do Conversor A/D	30
3.3	Teste do Tempo de Obtenção de Dados do Conversor A/D	30
3.4	Implementação de Filtros IIR em Modo <i>Online</i>	31
3.5	Módulo de Tempo Real (PRU)	31
3.6	Circuito de Interface Entre Módulo de Aquisição de ECG e <i>Beaglebone Black</i>	31
3.7	Descrição do Software	32
4	Resultados e Discussões	34
4.1	Montagem do Hardware Selecionado Para Aquisição e Visualização dos Sinais de ECG	34
4.2	Descrição do Software Desenvolvido Para Aquisição, Filtragem e Visualização em Tempo Real dos Sinais de ECG	35
4.3	Interface Gráfica	36

4.4	Aquisição de Sinais e Filtragem em Tempo Real	37
4.5	Visualização em Tempo Real dos Sinais Adquiridos	44
5	Conclusão	45

Lista de Tabelas

2.1	Propriedade de algumas janelas fixas, fonte [13].	23
2.2	Transformação espectral para um filtro passa-baixas com frequência de corte w_c , Fonte [13].	25
4.1	Dados coletados para o teste de frequência de amostragem não utilizando a PRU.	36
4.2	Dados coletados para o teste de frequência de amostragem utilizando a PRU.	36

Lista de Figuras

2.1	Representação das cavidades do coração. Fonte: [18] Capítulo 3, Prancha 218, Adaptada.	17
2.2	Forma de onda típica do sinal de ECG. Fonte: [3].	18
2.3	Composição do complexo QRS. Fonte [16]	18
2.4	Evolução do sinal para cada passo do algoritmo de Pan-Tompkins, (a) - sinal original, (b) - resultado após filtro passa-baixas, (c) - resultado após passa-altas, (d) - derivação, (e) - elevação, (f) - integração em janelas móveis e (g) - sinal para detecção de QRS. Fonte [5].	19
2.5	Especificações típicas para um filtro passa-baixas.	22
3.1	Módulo AD8232 para extração de sinais bioelétricos.	27
3.2	Sensores elétricos para aquisição do sinal de ECG	27
3.3	Placa de desenvolvimento (BeagleBone Black).	28
3.4	Tela selecionada para a aplicação.	29
3.5	Módulo regulador de tensão utilizado.	30
3.6	Esquemático do circuito de interface utilizado.	32
3.7	Diagrama com as funcionalidades descritas para o sistema.	33
4.1	Visão frontal do protótipo montado.	34
4.2	Visão posterior do protótipo montado.	35
4.3	Menu principal da interface gráfica.	37
4.4	Visualização de um arquivo offline.	37
4.5	Resposta em frequência para o filtro implementado em tempo real.	40
4.6	Sinal de ECG adquirido na presença de ruído sem filtragem.	40
4.7	Sinal de ECG adquirido na presença de ruído com filtragem.	41
4.8	Espectro do sinal de ECG adquirido na presença de ruído sem filtragem.	41
4.9	Espectro do sinal de ECG adquirido na presença de ruído com filtragem.	42
4.10	Espectro do ruído adquirido sem filtragem.	42
4.11	Espectro do ruído adquirido com filtragem nas frequências de 60 e 120-Hz.	43
4.12	Espectro do ruído adquirido com filtragem nas frequências de 60,120,180 e 240-Hz.	43
4.13	Exemplo de tela de visualização de sinais em tempo real.	44

1 Introdução

Este trabalho aborda o desenvolvimento e validação de um sistema de aquisição, visualização e processamento embarcado de sinais de eletrocardiografia, enfatizando a portabilidade e o caráter didático do sistema que será proposto.

Nesta seção será dada inicialmente uma contextualização para os sinais de eletrocardiografia, sua obtenção e suas utilidades em alguns cenários, em seguida na problematização serão apresentadas algumas questões relacionadas a obtenção e os equipamentos utilizados neste processo, para então na proposta descrever a solução a ser construída e por fim os objetivos do trabalho.

1.1 Contextualização

O registro das atividades elétricas do coração, ou o eletrocardiograma, é composto pelos sinais de eletrocardiografia (ECG) e fornece informações que são utilizadas em diversas áreas da ciência além de ser a principal ferramenta no diagnóstico de doenças cardíacas [12]. Segundo a Sociedade Brasileira de Cardiologia o ECG é padrão ouro para diagnóstico não invasivo das doenças cardíacas tais como hipertensão arterial, doenças metabólicas, arritmias entre outras [19]. Estas análises são feitas por cardiologistas que através de vários fatores interpretam as formas de onda e conseguem identificar alterações.

Os sinais eletrocardiográficos também são obtidos de mulheres grávidas fECG (*fetal electrocardiogram*) visando avaliar a saúde do feto, estes sinais são obtidos através de diversas técnicas como por exemplo a magnetocardiografia ou fonocardiografia. Para a análise dos dados obtidos utiliza-se ferramentas de processamento de sinais como filtros adaptativos, decomposições lineares e não lineares [21].

Apesar do vasto número de aplicações nos diagnósticos de doenças cardiovasculares, o ECG também está presente em outras área como por exemplo nas avaliações dos atletas de elite onde estes são submetidos a uma ergoespirometria e através dos resultados podem ser propostas melhorias nos treinamentos visando o alto desempenho em competições [1, 24].

Com o advento das tecnologias vestíveis como pulseiras e acessórios esportivos e a busca por saúde em um cotidiano atarefado aumentou-se o interesse por dispositivos que colem dados do desempenho do indivíduo em atividades físicas, fomentando então o investimento de grandes empresas de tecnologia, como a Samsung, na área da saúde. Um dos aspectos que comprovam este crescimento pode ser observado comumente nos *smartphones* atuais onde está presente, entre os sensores disponíveis, um sensor de frequência cardíaca. Além disso a disponibilidade de novos acessórios para as atividades físicas como relógios inteligentes e *smartbands* representam um novo segmento da indús-

tria que visa levar ao usuário informações relevantes sobre a prática de esportes e sobre o cotidiano do usuário [8].

O uso de dispositivos de monitoramento de frequência cardíaca não se limita apenas a esportes de grande esforço e de movimentação contínua, existe aplicações onde os instrumentos são combinados com acelerômetros em três dimensões e aplicados em pilotos de corrida para mensurar o desgaste físico e o estresse [11], os dados de frequência cardíaca e do acelerômetro são enviados para um *smartphone* presente dentro do automóvel que combinados em um algoritmo calculam o nível de estresse e envia os dados para um servidor online através da conexão de dados do aparelho. Estes Dados são utilizados para a melhoria das condições dos pilotos que são submetidos a permanecer em uma mesma posição por longos períodos de tempo.

A forma mais utilizada de obtenção do ECG é através de equipamentos clínicos com doze derivações, que apresenta uma alta relação sinal-ruído se comparado a equipamentos de menor porte, alta taxa de obtenção de dados mas não são portáteis. Com a evolução da tecnologia envolvida, foi possível desenvolver novas soluções que apresentam maior portabilidade como, por exemplo, o holter que permite a obtenção do ECG por um grande período, utilizando de três a oito eletrodos e realizando a gravação do ECG, este procedimento possibilita identificar arritmias que seriam de maior dificuldade de identificação em um exame comum pois é possível analisar uma longa aquisição de ECG armazenada [14].

1.2 Definição do Problema e Proposta

Apesar dos avanços nos equipamentos de eletrocardiografia, são raros os dispositivos encontrados que permitam a visualização portátil dos sinais obtidos, no caso do holter existe portabilidade mas não a visualização dos sinais obtidos assim é necessário que outro equipamento faça esta representação.

A visualização portátil pode ser interessante em diversos aspectos como no treinamento de profissionais da saúde, que por meio do equipamento podem treinar a visualização e identificação de doenças, ou seja, um sinal poderá ser programado e visualizado, treinando assim a identificação de padrões típicos de perturbações, o ajuste aliado a manipulação dos filtros utilizados permitirá diversas visualizações auxiliando também didaticamente no estudo de processamento de sinais.

Diante disso, esse trabalho propõe o desenvolvimento de um aparelho portátil para a aquisição de sinais de ECG, permitindo também a inserção de dados pré-gravados, a visualização em *display* de alta resolução tanto do sinal *online* (obtido através de eletrodos) quanto do pré-gravado e que permita também o ajuste dos filtros utilizados durante o processamento dos sinais.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo Geral

Projetar, implementar e avaliar um sistema de aquisição e visualização de sinais de eletrocardiografia que seja móvel, de fácil utilização, que exiba informações claras e que exponha um caráter didático tanto para os tópicos de processamento de sinais: como o estudo dos filtros utilizados, conversores, aquisição de sinais entre outros, como também em assuntos da área da saúde envolvendo análises a cerca das informações contidas no ECG.

1.3.2 Objetivos Específicos

- I - Adquirir sinais de eletrocardiografia de forma analógica;
- II - Realizar a conversão analógico/digital utilizando hardware compatível com as exigências do sinal;
- III - Filtrar o sinal obtido de maneira interativa, onde frequências de corte possam ser alteradas na interface com o usuário;
- IV - Possibilitar a visualização dos sinais obtidos e filtrados;
- V - Inserir sinais pré-gravados para validar o sistema;
- VI - Validar os filtros implementados através de comparações com software numérico;

1.4 Justificativa

A tendência da tecnologia é fazer com que os equipamentos se tornem mais compactos e ainda mais precisos, foi assim com diversos equipamentos do nosso uso cotidiano, não diferente a isso este trabalho pode ser um passo para a modernização dos equipamentos de aquisição de sinais de eletrocardiografia. Atrelado ao avanço dos computadores, pode-se esperar que em futuro próximo utilizando de um hardware menor do que os já existentes os sinais de eletrocardiografia possam ser obtidos a altas taxas e com melhor relação sinal-ruído se comparado aos dispositivos existentes.

Atualmente já é possível medir a frequência cardíaca, qualidade do sono e a quantidade de passos dados pelo indivíduo apenas utilizando uma pulseira, com o desenvolvimento da tecnologia de obtenção do ECG estes dados podem ser estudados conjuntamente e possibilitar a detecção de várias doenças e também servir de alerta a tantas outras. Dessa forma utilizando de um pequeno dispositivo o usuário terá acesso a relevantes informações a cerca de sua saúde.

A integração com *smartphones* poderá representar um grande avanço no diagnóstico precoce de doenças cardíacas, informações sobre a saúde serão atualizadas constantemente e relatórios poderão ser gerados, analisados e quando necessário enviados a um cardiologista.

Pessoas comuns terão acesso a dados sobre estresse, condicionamento físico, nível de sedentarismo entre outros, a partir daí sugestões sobre atividades físicas e para relaxamento darão suporte a uma vida mais saudável.

2 Fundamentação Teórica e Estado-da-Arte

Neste tópico será realizada uma menção ao estado-da-arte de assuntos importantes para o desenvolvimento do trabalho, primeiramente com estudo a respeito dos sinais de eletrocardiografia. A digitalização dos sinais obtidos é de suma importância pois dessa forma o processamento se dá de maneira mais poderosa se comparado à forma analógica de processamento, então se faz necessário conhecer como é feita a digitalização dos sinais. Em seguida com os sinais devidamente digitalizados um próximo tema a ser tratado é como construir os filtros que serão aplicados ao sinal então, serão apresentados duas possibilidades de filtros, os filtros de resposta finita ao impulso FIR (do inglês *finite impulse response*) e os filtros de resposta infinita ao impulso IIR (do inglês *infinite impulse response*) e ao final será detalhado a técnica para a detecção dos picos do complexo QRS, tal informação poderá ter impacto em diagnósticos de doenças cardíacas como por exemplo arritmias e síndrome metabólica.

2.1 Sinais de Eletrocardiografia

Os sinais de eletrocardiografia são registros de impulsos elétricos gerados através do processo de batimento do coração, assim o principal órgão do sistema circulatório consegue levar sangue a todo o corpo proporcionando oxigênio e nutrientes para os demais tecidos e órgãos. O coração é um órgão oco dividido em duas metades e cada uma dessas metades apresenta duas cavidades denominadas átrio e ventrículo que atuam no bombeamento do sangue, fica localizado na cavidade torácica, atrás do osso esterno no espaço denominado mediastino [4]. Na Figura 2.1 estão representadas as cavidades e a estrutura do coração.

Os primeiros registros do funcionamento do coração foram feitos por Willen Einthoven, em 1902, dos seus estudos surgiram então o eletrocardiógrafo e o eletrocardiograma. Desde sua invenção até os dias atuais tanto os aparelhos quanto a interpretação se modernizaram dando ainda mais importância ao exame [7].

Para entender como são feitos os registros é necessário primeiro uma ideia do funcionamento do coração ligando as suas etapas as observações de um sinal de eletrocardiografia. A célula miocárdica em repouso tem uma carga elétrica de -90 milivolts tal carga denomina-se potencial de repouso da membrana. Este potencial é gerado através da bomba de sódio (Na)-potássio (K), que troca o Na^+ intracelular pelo K^- extracelular e cria um gradiente de íons através das membranas das células. Quando uma célula é estimulada o sódio invade a célula e provoca grande aumento na sua atividade elétrica este processo é denominado polarização. O processo de retorno da célula a sua carga de repouso é denominado repolarização [10, 7].

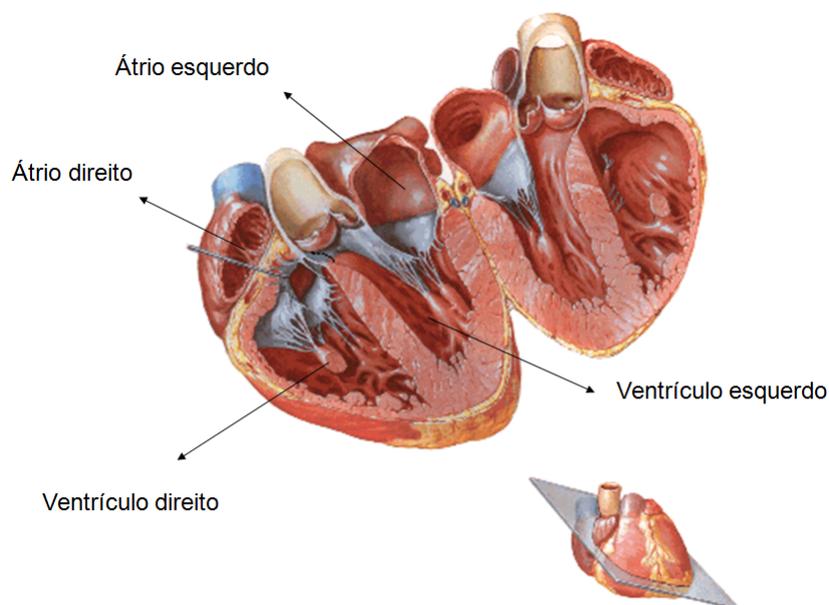


Figura 2.1. Representação das cavidades do coração. Fonte: [18] Capítulo 3, Prancha 218, Adaptada.

O eletrocardiograma é o registro dos potenciais somados de cada célula cardíaca, as diferentes deflexões no ECG refletem a ativação, a despolarização e a repolarização das células [10]. Assim pode-se analisar um sinal de eletrocardiografia normal com suas deflexões e ondas características.

- Onda P - Representa a ativação atrial com forma arredondada, simétrica e de pequena amplitude quando comparada ao pico R. Duração menor que 110 ms;
- Intervalo : PR - Com duração variando entre 120 e 200 ms este intervalo mede o tempo em que o impulso demora do nodo sinoatrial ao nodo atrioventricular;
- Complexo QRS: Representa a ativação ventricular, com duração de 5 a a 10 ms. A primeira deflexão negativa denomina-se onda Q, a deflexão positiva que se segue é uma onda R e a deflexão negativa em sequência é denominada onda S;
- Onda T: Representa o período de repolarização dos ventrículos e possui forma arredondada;
- Onda U: Pequena onda de baixa tensão que sucede a onda T que representa um período de excitabilidade normal durante a repolarização dos ventrículos.

A partir da visualização das deflexões é possível diagnosticar diversas doenças tais como arritmias, taquicardia atrial, fibrilações ventriculares entre outras [10].

A forma de onda típica de um sinal de ECG é composta por uma onda P seguida do complexo QRS então a onda T e por final a onda U [3], estas características e a forma de onda podem ser observadas na Figura 2.2.

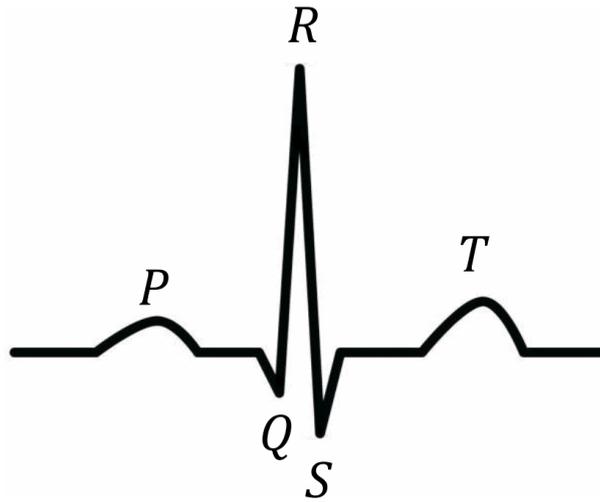


Figura 2.2. Forma de onda típica do sinal de ECG. Fonte: [3].

2.2 Detecção de picos do complexo QRS

O complexo QRS é composto pelas deflexões das ondas Q,R e S e representa a tensão gerada pela despolarização ventricular, a forma de onda é ilustrada na Figura 2.3. A correta detecção permite o diagnóstico de algumas doenças tais como extrassístole atrial bloqueada, extrassístole juncional e arritmias supraventriculares [19].

Atualmente existem duas estratégias principais para a detecção do complexo QRS, a primeira utilizando DSP's ou CPU's realizando cálculos de uma transformada wavelet e a segunda através de redes neurais artificiais, por meio de qualquer uma das estratégias anteriormente apresentadas é necessário um custo computacional elevado [23]. Há também algoritmos que exigem menos computacionalmente, é o caso do algoritmo de Pan-Tompkins. Como o intuito deste trabalho não é desenvolver uma nova forma de detecção destes picos o algoritmo utilizado no protótipo será baseado no algoritmo anteriormente citado.

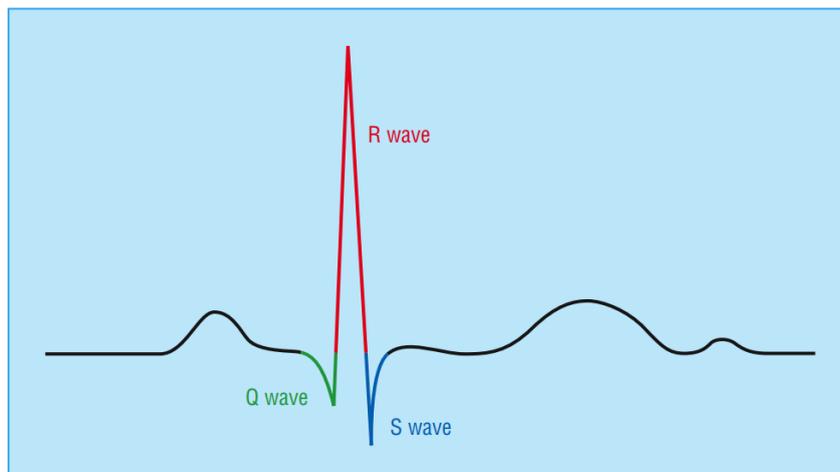


Figura 2.3. Composição do complexo QRS. Fonte [16]

Para a detecção dos picos do complexo QRS, o algoritmo de Pan-Tompkins realiza primeiramente uma filtragem entre as frequências nas quais o complexo QRS está concentrado, aproximadamente de 5 a 15-Hz, esta filtragem visa enfatizar o complexo QRS enquanto diminui a influência de ruídos musculares, de respiração e também da rede elétrica [20].

Com o sinal filtrado é necessário encontrar os pontos de máximo, para tal realiza-se um processo de derivação, neste resultado os pontos de inflexão serão enfatizados, para que os pontos com maior magnitude tenham maior destaque em vista dos demais encontrados eleva-se o sinal ao quadrado.

O próximo passo consiste em uma janela móvel de integração, obtendo assim a forma de onda do sinal resultante do passo anterior.

Para a identificação dos picos R são ajustados dois limiares, um para detectar os possíveis picos R dentro do sinal e o outro limiar é um limite de tempo no qual, se não houve picos detectados, então é necessário voltar e procurar um novo pico com um limiar menor que o primeiro limiar utilizado.

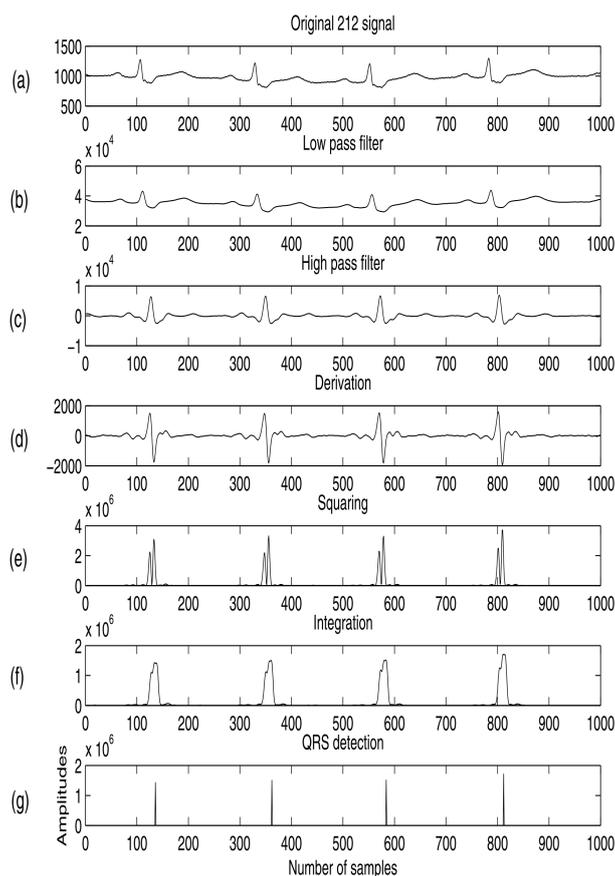


Figura 2.4. Evolução do sinal para cada passo do algoritmo de Pan-Tompkins, (a) - sinal original, (b) - resultado após filtro passa-baixas, (c) - resultado após passa-altas, (d) - derivação, (e) - elevação, (f) - integração em janelas móveis e (g) - sinal para detecção de QRS. Fonte [5].

Com os picos R detectados, é possível utilizar o mesmo algoritmo mas com o sinal

invertido para a detecção dos picos S. Por fim para determinar os picos Q estima-se a diferença entre os picos R e S, varre-se uma janela num ponto anterior ao pico R da mesma quantidade de amostras entre R e S, e encontra-se o valor mínimo [5] [20]. Na Figura é possível ver o resultado de cada passo do algoritmo, ao final detectando os picos R do sinal de exemplo.

2.3 Digitalização de Sinais

Digitalizar sinais é um processo comum nos projetos de engenharia eletrônica, isso se deve ao fato da natureza apresentar sinais na forma analógica, lidar com estes sinais utilizando a forma analógica de processamento pode apresentar adversidades como complexidade de circuitos a serem implementados e dificuldade para encontrar componentes otimizados para a aplicação. Tratar digitalmente os sinais permite o uso de processadores que facilitam os cálculos e permitem um uso mais diversificado, diferentemente do caso analógico onde uma implementação de processamento apresenta somente a funcionalidade para a qual foi desenvolvida.

O preço a se pagar pelas vantagens anteriormente citadas é realizar a digitalização dos sinais a serem utilizados, este procedimento consiste em pegar amostras do sinal de maneira inteligente, para que seja possível recuperar o sinal analógico e também quantizar o sinal, procedimento no qual cada amostra recebe uma atribuição de acordo com uma regra definida.

Amostrar um sinal é um procedimento que tem como princípio captar pequenas partes de um sinal analógico, constitui o primeiro passo para a digitalização de um sinal. As amostras serão captadas em uma determinada frequência que será definida através do critério de Nyquist para a frequência de amostragem, este critério define que para um sinal em domínio contínuo $x_c(t)$ que é amostrado a uma taxa constante f_s , se essa taxa é maior ou igual ao dobro da máxima frequência do espectro não-nulo de $x_c(t)$, então não há perda de informação e $x_c(t)$ pode ser reconstruído sem erro a partir das amostras $x[n]$, onde $x[n] = x_c(\frac{n}{f_s})$, por um processo linear (filtragem ideal).

Na prática, esse processo é realizado na maioria das vezes por um processo conhecido como *sample-and-hold*, nesta operação é utilizado uma chave e um mecanismo de armazenamento para guardar a informação da amostra do sinal analógico (um exemplo de equipamento para *sample-and-hold* seria um transistor e um capacitor) [22].

Realizado o procedimento de amostragem, o resultado será valores do sinal analógico tomados a uma determinada taxa, para que um processador digital possa manipular os dados realizando operações com as informações obtidas é necessário então mapear cada valor obtido em palavras binárias. O número de bits da palavra gerada está ligado ao erro cometido no mapeamento do valor registrado e da palavra binária atribuída, pois quanto maior o número de bits, maior o número de patamares e menor a faixa de atribuição para

cada valor, minimizando assim o erro de quantização.

2.4 Projeto de Filtros Digitais

Um filtro como o próprio nome diz tem a função de separar, evidenciar informações úteis, filtros digitais realizam esta tarefa em sinais elétricos realizando diversos cálculos com as amostras recolhidas.

Para entender os tópicos que seguem é importante conhecer alguns conceitos básicos, pois estes serão utilizados com bastante frequência, tais como linearidade e invariância no tempo.

Considere um sistema descrito pela sua resposta impulsional sendo excitado por uma entrada $x(t)$ gerando uma saída $\mathcal{H}(t)$. O sistema é dito linear, somente se foram satisfeitas as condições

$$\mathcal{H}[ax(t)] = a\mathcal{H}[x(t)] \quad \text{e} \quad \mathcal{H}[x_1(t) + x_2(t)] = \mathcal{H}[x_1(t)] + \mathcal{H}[x_2(t)],$$

para toda constante real a e todos os sinais $x_1(t)$ e $x_2(t)$. Percebe-se que em um sistema linear o efeito de multiplicar a entrada de um sistema por uma constante a , reflete a multiplicação da saída do sistema pela mesma constante.

Nota-se também que nos sistemas lineares aplicando-se na entrada a soma de dois sinais ($x_1(t)$ e $x_2(t)$) a saída será também a soma das saídas individuais.

A invariância no tempo, descreve o comportamento de um sistema quando a entrada sofre uma variação (atraso ou adiantamento), nos sistemas invariantes no tempo a variação na entrada é a mesma percebida na saída, considerando $y(t)$ a saída de um sistema, essa propriedade é representada matematicamente por:

$$y(t) = \mathcal{H}[x(t)] \quad \text{e} \quad \mathcal{H}[x(t - t_0)] = y(t - t_0).$$

Neste caso um sistema perfeitamente invariante no tempo apresentará exatamente a mesma saída em qualquer instante de tempo. Sistemas reais sempre sofrem influências de diversos fatores externos tornando impossível obter exatamente a mesma saída, porém em muitos casos as saídas são tão próximas quanto o necessário para dizer que são idênticas. Para sistemas discretos essa propriedade se traduz em uma variação ao deslocamento pois sistemas discretos pode tratar funções não necessariamente no tempo. Com o conhecimento destes conceitos básicos a compreensão do restante do capítulo será mais clara possibilitando um melhor entendimento dos procedimentos adotados.

2.4.1 Filtros de Resposta Finita ao Impulso (FIR)

No projeto de filtros lineares, o interesse está na função de transferência $\mathcal{H}(f)$ que é a transformada de Fourier da resposta impulsional $h[n]$, na implementação do filtro programa-se a convolução entre $h[n]$ e a entrada $x[n]$.

Como em todo projeto, é necessário um conjunto de especificações que necessitam ser atendidas e no caso dos filtros tem-se algumas como:

1. Banda(s) passante(s);
2. Banda(s) de rejeição;
3. Ganho na banda passante;
4. Tolerância de *ripple* (δ_p e δ_s);
5. Largura máxima da banda de transição.

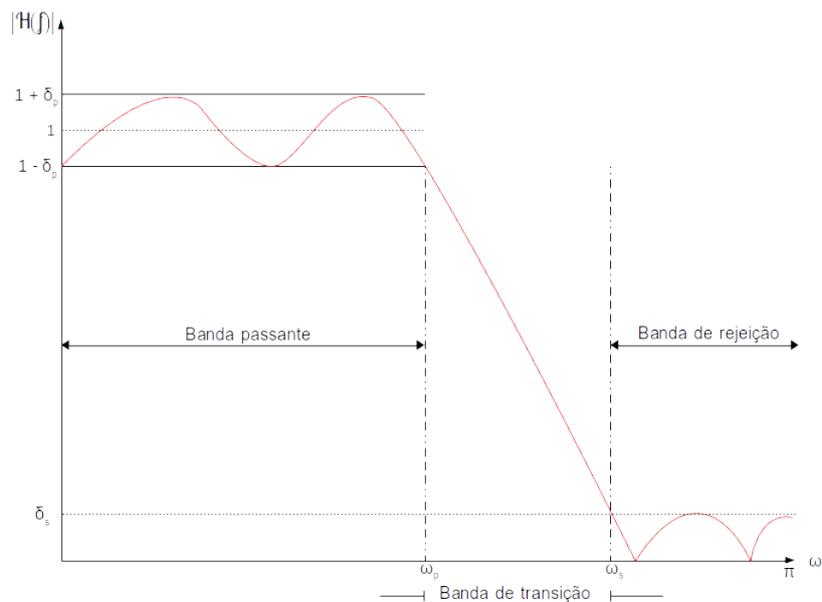


Figura 2.5. Especificações típicas para um filtro passa-baixas.

A Banda passante, representa a(s) faixa(s) de frequência que irá ser enfatizada podendo apenas permanecer com a sua magnitude ou tê-la aumentada através de um ganho, a banda de rejeição representa a(s) faixa(s) de frequências que terá seu conteúdo suprimido, idealmente eliminado.

A banda de transição representa uma faixa entre a banda passante e banda de rejeição, idealmente essa banda não deveria existir havendo assim uma transição instantânea

de uma banda para a outra, porém em casos reais essa transição não existe devendo-se então especificá-la pois nos filtros FIR a banda de transição está diretamente ligada ao comprimento da janela a ser utilizada na filtragem. Conectada a ideia da banda de transição ainda tem-se mais uma especificação, o *ripple*, este fenômeno é percebido principalmente próximo a banda de transição, representa oscilações no valor médio esperado e é gerado quando há transições bruscas (como o pretendido na banda de transição). Todas as especificações mencionadas estão exemplificadas na Figura 2.5.

Depois de especificado tem-se pontos da DTFT(Discrete Time Fourier Transform) do filtro, o passo seguinte é calcular a transformada inversa do filtro ideal $H_i(f)$ projetado, utilizando a IDFT (Inverse Discrete Fourier Transform) através dos algoritmos da IFFT(Inverse Fast Fourier Transform).

Após todo este procedimento é necessário observar as especificações para a escolha da janela que melhor se adéqua as especificações do projeto, em particular neste momento ao que se refere a *ripple* e largura da banda de transição. O processo de janelamento irá truncar a resposta obtida pois ela terá um tamanho finito, este processo de janelamento é importante pois proporciona o controle do *ripple* e da largura da banda de transição, algumas janelas fixas são apresentadas na tabela 2.1. A partir dos dados da tabela é possível definir o tipo da janela, através da atenuação mínima na banda de rejeição. Com a janela definida utiliza-se a especificação da banda de transição para o cálculo do tamanho N do filtro, onde $N = 2M + 1$ e com M sempre arredondado para cima.

Tabela 2.1. Propriedade de algumas janelas fixas, fonte [13].

Tipo de Janela	Atenuação Mínima na Banda de Rejeição	Banda de Transição Δ_w
Retangular	20.9 dB	$0.92 \pi/M$
Hann	43.9 dB	$3.11 \pi/M$
Hanning	54.5 dB	$3.32 \pi/M$
Blackman	75.3 dB	$5.56 \pi/M$

Definindo-se então a janela, multiplicamos a resposta impulsional do filtro ideal calculado $h_i[n]$ pela janela escolhida $w[n]$:

$$h_o[n] = w[n]h_i[n],$$

obtendo o filtro não-causal $h_o[n]$, ao final para obter um filtro causal atrasa-se o filtro de M amostras:

$$h[n] = h_o[N - M]$$

O filtro obtido além de ter atendido as especificações apresenta fase linear característica desejada nos filtros, pois as amostras sofrem um mesmo atraso. Porém em certas aplicações o atraso causado pelo filtro FIR pode ser crucial a aplicação tornando-o lento.

2.4.2 Filtros de Resposta Infinita ao Impulso (IIR)

Os filtros IIR comumente apresentam, para uma mesma especificação, um menor atraso quando comparado ao FIR, ou seja, necessitam de um buffer menor de amostras, ocupando menos memória para a implementação [2], característica vantajosa em projetos onde atrasos relevantes são inconcebíveis tais como interação humano computador ou processamento de áudio em tempo real.

Para a construção do filtro o primeiro passo é a escolha do tipo de filtro, neste trabalho o tipo de filtro escolhido para a implementação é o Butterworth, por apresentar na banda passante e na de rejeição um espectro plano, não apresentando *ripple*, em contrapartida apresenta uma maior banda de transição exigindo maiores ordens para uma determinada especificação de banda de transição.

O segundo passo depende da experiência do projetista pois não existe um método preciso para estimativa da ordem do filtro, assim estipula-se a ordem do filtro de uma maneira iterativa e empírica, aumentando a ordem sempre que necessário para cumprir as especificações e avaliando a estabilidade.

Escolhido o tipo de filtro e estimada uma ordem, na sequência é necessário calcular a função de transferência na forma analógica, para o filtro Butterworth, inicia-se o projeto com um filtro passa-baixas de protótipo, utiliza-se então as equações a seguir onde $\mathcal{H}(s)$ representa a função de transferência no domínio s , G_0 representa o ganho na banda passante, N_0 a ordem estimada para o filtro e f_c a frequência de corte,

$$\mathcal{H}(s) = \frac{G_0}{\prod_{k=1}^{N_0} \frac{(s-s_k)}{2\pi f_c}} \quad \text{onde} \quad s_k = 2\pi f_c \exp\left(\frac{j(2k+N_0-1)\pi}{2N_0}\right).$$

De posse da função de transferência é necessário transformá-la na sua versão digital, utilizando alguma conversão do domínio de Laplace para o domínio Z, neste trabalho será utilizada a transformada bilinear onde a conversão a ser realizada é

$$s \longrightarrow \frac{2}{T_s} \left(\frac{1 - z^{-1}}{1 + z^{-1}} \right).$$

Realizada a transformação bilinear tem-se ao final uma função de transferências no domínio Z, que pode-se atrelar diretamente a uma equação das diferenças, no domínio do tempo, obtendo-se assim um algoritmo para a implementação do filtro, este algoritmo consiste em calcular a saída com valores de entradas e saídas atuais e anteriores, valores correspondentes as condições iniciais em uma equação diferencial.

Ao final, caso o filtro a ser implementado seja passa-altas, passa-faixa(s), rejeita-faixa(s) ou um filtro passa-baixas de diferente frequência de corte é necessário realizar uma transformação espectral, essa transformação consiste na substituição da variável z por uma outra expressão, as equações necessárias a uma transformação espectral podem ser vistas na Tabela 2.2.

Tabela 2.2. Transformação espectral para um filtro passa-baixas com frequência de corte w_c , Fonte [13].

Tipo de filtro	Transformação espectral	Parâmetros de projeto
Passa-baixas	$z^{-1} = \frac{z'^{-1} - \alpha}{1 - \alpha z'^{-1}}$	$\alpha = \frac{\text{sen}(\frac{\omega_c - \omega'_c}{2})}{\text{sen}(\frac{\omega_c + \omega'_c}{2})}$ $\omega'_c = \text{frequência de corte desejada}$
Passa-altas	$z^{-1} = -\frac{z^{-1} + \alpha}{1 + \alpha z'^{-1}}$	$\alpha = \frac{\text{cos}(\frac{\omega_c + \omega'_c}{2})}{\text{cos}(\frac{\omega_c - \omega'_c}{2})}$ $\omega'_c = \text{frequência de corte desejada}$
Passa-bandas	$z^{-1} = -\frac{z'^{-2} - \frac{2\alpha\beta}{\beta+1}z'^{-1} + \frac{\beta-1}{\beta+1}}{\frac{\beta-1}{\beta+1}z'^{-2} - \frac{2\alpha\beta}{\beta+1}z'^{-1} + 1}$	$\alpha = \frac{\text{cos}(\frac{\omega'_{c2} + \omega'_{c1}}{2})}{\text{cos}(\frac{\omega'_{c2} - \omega'_{c1}}{2})}$ $\beta = \cot(\frac{\omega'_{c2} + \omega'_{c1}}{2}) \tan(\frac{\omega_c}{2})$ $\omega'_{c2} \text{ e } \omega'_{c1} = \text{frequência de corte superior e inferior desejada}$
Rejeita faixa	$z^{-1} = -\frac{z'^{-2} - \frac{2\alpha}{1+\beta}z'^{-1} + \frac{1-\beta}{1+\beta}}{\frac{1-\beta}{1+\beta}z'^{-2} - \frac{2\alpha}{1+\beta}z'^{-1} + 1}$	$\alpha = \frac{\text{cos}(\frac{\omega'_{c2} + \omega'_{c1}}{2})}{\text{cos}(\frac{\omega'_{c2} - \omega'_{c1}}{2})}$ $\beta = \tan(\frac{\omega'_{c2} + \omega'_{c1}}{2}) \tan(\frac{\omega_c}{2})$ $\omega'_{c2} \text{ e } \omega'_{c1} = \text{frequência de corte superior e inferior desejada}$

Ao finalizar o projeto é necessário então verificar se a ordem estipulada atendeu aos requisitos de banda passante, além de ser estável. Supondo implementação causal observa-se a posição dos polos, através da verificação das raízes do denominador da função de transferência no domínio Z , caso todos eles se encontrem no interior da circunferência de raio um centrada na origem então a estabilidade está garantida [6].

Para visualizar a banda de transição é necessário observar a resposta em frequência do filtro, analisando se a ordem estimada foi suficiente para atender a banda de transição especificada, em caso negativo é necessário aumentar a ordem do filtro e refazer todo o procedimento. Uma maior ordem resulta numa maior distorção na fase do filtro tornando-a cada vez menos linear [2], se para uma determinada ordem a distorção for relevante é interessante a escolha de filtros com menor banda de transição (Chebyshev ou Elíptico) e ter como consequência que lidar com *ripple*.

3 Desenvolvimento de Hardware e Software para aquisição de sinais de ECG

Adiante serão apresentadas as escolhas realizadas para a construção do sistema de aquisição de ECG, inicialmente serão listados os dispositivos de hardware selecionados de acordo com as particularidades do sinal, em seguida, serão descritos os testes realizados com o hardware, seguido de uma exposição do software a ser embarcado para a realização das filtragens e ao final uma descrição dos filtros e da interface para interação com o usuário.

3.1 Especificação e Seleção do Hardware Utilizado

Para determinar um hardware compatível com sinais de ECG é necessário conhecer as suas características básicas. O sinal de ECG possui uma forma característica e seu espectro apresenta informação em uma faixa de frequências variando entre zero e cerca de cem hertz para pessoas normais e até duzentos hertz para pessoas que apresentam alguma arritmia [17]. O sinal precisa estar livre de ruídos musculares devidos a respiração e ao movimento. Além de possuir uma taxa de amostragem compatível é necessário uma resolução de no mínimo doze bits, para que detalhes não sejam perdidos por erros de quantização do conversor. Assim foram selecionados os dispositivos para a implementação do trabalho proposto.

3.1.1 Módulo AD8232

Este módulo permite a captação de sinais bioelétricos, realizando a extração, filtragem e amplificação e preparando o sinal para uma possível conversão A/D, além disso o módulo permite alguns movimentos leves de quem está conectado a ele. Conforme a Figura 3.1 existe duas possibilidades para a conexão dos eletrodos no módulo, uma primeira possibilidade seria conectar cada eletrodo individualmente em cada entrada RA (*Right Arm*), LA (*Left Arm*) e RL (*Right Leg*) ou da forma utilizada neste trabalho através de um conector P2 e um cabo com três eletrodos como pode ser visto na Figura 3.2.

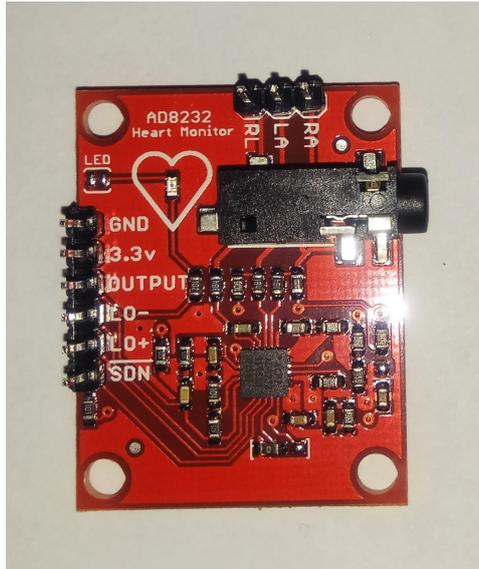


Figura 3.1. Módulo AD8232 para extração de sinais bioelétricos.



Figura 3.2. Sensores elétricos para aquisição do sinal de ECG

3.1.2 *Beaglebone Black*

A escolha da placa de desenvolvimento BeagleBone Black se deu principalmente pelo fato dela possuir conversores A/D internos capacidade para rodar um sistema operacional, com estas características garante-se uma melhor integração entre os eletrodos e o software embarcado, uma maior eficiência além de evitar cabos devidos a conversores externos e diminuir o tamanho do equipamento. Existem três modelos da placa escolhida onde a principal diferença entre elas é quantidade de memória flash, a versão utilizada neste trabalho é a versão C com 4 GB de memória flash [15]. São listadas algumas características básicas da placa escolhida

I - 512 MB de memória SDRAM (*Synchronous Dynamic Random-Access Memory*);

II - 4 GB de memória *flash onboard*;

III - Placa de aceleração gráfico 3D;

IV - Módulo de tempo real PRU (*Programmable Real-time Unit*)

V - Saída de vídeo HDMI (*High Definition Multimedia Interface*).

A saída HDMI também foi um ponto crucial para a escolha da BeagleBone Black afinal é necessário uma interface que permita a conexão com uma tela de alta resolução para a interface com o usuário permitindo uma melhor visualização dos sinais adquiridos.

Levando em conta as particularidades do sinal de ECG, é necessário analisar com mais detalhes o conversor A/D presente na placa escolhida, para garantir que não haja *aliasing* na aquisição a frequência mínima de amostragem deve apresentar valor igual ou superior a 400 Hz, quanto a resolução tem-se 12 bits que levam a 4096 faixas de quantização.



Figura 3.3. Placa de desenvolvimento (BeagleBone Black).

3.1.3 Tela *Touchscreen*

Para a interface com o usuário é importante que a tela interligada a BeagleBone primeiramente possua interface de comunicação gráfica compatível, neste caso HDMI, satisfeita esta condição as demais características estão ligadas a usabilidade do equipamento como um todo.

Com o *display*, Figura ??, selecionado a visualização dos sinais poderá ser realizada em uma resolução de até 1024x600 pixels através de uma tela de sete polegadas, do tipo LED, dispensando o uso de periféricos como mouse ou teclado por possuir suporte *touchscreen*.



Figura 3.4. Tela selecionada para a aplicação.

Um dos diferenciais do *display* escolhido é a forma de comunicação com a BeagleBone, a maioria dos *display's* presentes no mercado que possuem *touchscreen* se comunicam com a BeagleBone através dos seus pinos de entrada e saída de dados, comprometendo algumas de suas aplicações. Dessa forma a solução encontrada foi um *display* que utilize a comunicação de dados entre tela e placa por USB (*Universal Serial Bus*).

3.1.4 Regulador de Tensão DC/DC

Um dos objetivos do trabalho é proporcionar portabilidade do equipamento, conseguindo assim um equipamento leve que possa ser transportado facilmente e permita uma aquisição com menor ruído proveniente da rede elétrica, com essas informações, a melhor solução para a alimentação do módulo AD8232 é alimentar com uma bateria ou *power-bank*, estas duas opções permitem tanto a portabilidade quanto a eliminação do ruído citado. Como em geral os dispositivos de alimentação não fornecem uma tensão de 3.3V é necessário adaptar a tensão para o módulo desta forma este conversor possibilita uma seleção de faixas de tensão de alimentação que permite a correta alimentação e uma margem para a proteção do conversor A/D da placa de desenvolvimento. São listadas algumas características do módulo a seguir, fonte [9], e um exemplo pode ser visto na figura 3.5.

- I - Tensão de entrada entre 3.2 e 40-V;
- II - Tensão de saída entre 1.5 e 35-V;
- III - Corrente de saída de até 3-A;
- IV - Proteção termal e fixação da corrente de saída máxima;



Figura 3.5. Módulo regulador de tensão utilizado.

3.2 Teste da Frequência de Amostragem do Conversor A/D

Para testar quantas amostras o conversor é capaz de adquirir será realizado um teste para mensurar a frequência de amostragem e sua confiabilidade. Para tal realizou-se a obtenção de cinco mil pacotes de duas mil amostras, contabilizou-se o tempo para a coleta de cada pacote e dividiu-se o número de amostras pelo tempo gasto para obtenção ($f_s = \frac{N}{T}$), obtendo-se assim a frequência de amostragem para cada pacote de dados adquiridos.

Idealmente espera-se que o conversor apresente uma frequência aproximadamente constante, assim a plotagem dos dados poderá ser feita realizando uma taxa fixa evitando distorções da forma de onda esperada.

3.3 Teste do Tempo de Obtenção de Dados do Conversor A/D

Este teste visa conhecer a capacidade máxima de amostras possíveis de armazenar na placa escolhida. O teste em si consiste em realizar longas aquisições e verificar ao final se era devolvido algum erro com relação a memória ou em contraposição se seriam devolvidos valores relativos a frequência de amostragem.

Este teste fora executado juntamente com o teste para a medição da frequência de amostragem anteriormente descrito, assim caso nenhum erro relativo a memória fosse recebido o resultado seria dados a respeito da frequência de amostragem. A implementação deste teste em conjunto foi uma alternativa encontrada para tornar o teste do tempo de obtenção mais interessante, do ponto de vista de informações relativas ao conversor e não somente da capacidade de armazenamento e também relativo ao dispêndio de tempo pois

em cada teste de obtenção de dados a placa permanecia ligada por diversas horas.

O teste inicial mostrou que a BeagleBone possui capacidade para armazenar até cinco horas de sinal, novos testes com obtenções maiores podem revelar novas capacidades.

3.4 Implementação de Filtros IIR em Modo *Online*

Os filtros implementados pela BeagleBone serão gerados através de software numérico MATLAB[®]. Neste programa será gerado o numerador e o denominador de uma função de transferência no domínio Z , estes valores serão salvos em arquivo.

Na implementação o software embarcado realizará a leitura destes valores e implementará a equação das diferenças resultante, calculando em um laço cada valor da saída através do valor atual e de entradas anteriores, na primeira iteração as entradas anteriores, ou condições iniciais, serão nulas gerando um transitório para a filtragem, após a primeira iteração os últimos valores de saída são armazenados para o cálculo de todos os outros blocos de valores adquiridos que ainda serão processados.

3.5 Módulo de Tempo Real (PRU)

Uma outra alternativa ao conversor A/D presente no processador principal da *Beaglebone* é realizar a conversão através da PRU (Programmable Real-time Unit), a utilização da PRU apresenta como vantagem maior precisão na frequência de amostragem sendo esta pré-definida, a desvantagem é na complexidade de utilização dado que é necessário realizar a programação do módulo diretamente através de um código em *Assembly* e outro em C (arquivos .p e .c) a integração entre esses códigos permite a aquisição dos dados através da PRU [15].

No código utilizado é possível especificar o canal de aquisição (0 - 6), a frequência de amostragem (1.6 MHz, 800 KHz, 400 KHz, 200 KHz, 100 KHz, 50 KHz, 20 KHz, 10 KHz, 5 KHz, 2 KHz, 1000 Hz, 500 Hz, 200 Hz e 100 Hz) e também o tempo de aquisição, todos esses dados são armazenados diretamente na memória RAM e ao final são salvos em um arquivo.

3.6 Circuito de Interface Entre Módulo de Aquisição de ECG e *Beaglebone Black*

Uma característica importante do conversor A/D presente na placa escolhida diz respeito a tensão máxima do sinal de entrada, no caso 1.8 volts [15], esta limitação impõe algumas adaptações na interface entre o conversor e a BeagleBone.

Um circuito então será construído, fazendo o condicionamento da tensão de saída do módulo para a entrada do conversor, possibilitando o correto funcionamento. Esta adaptação é fundamental para a integridade da placa de desenvolvimento, visto que tensões acima do valor nominal podem causar danos irreversíveis, inutilizando o equipamento.

O circuito a ser utilizado consiste em um divisor de tensão, uma vez que o módulo de aquisição tem uma saída máxima de 3.3V é necessário adaptar a faixa de tensão àquela compatível com a entrada do conversor A/D, um exemplo pode ser visto na Figura 3.6. Um divisor de tensão que diminua o sinal a metade dessa faixa (0 - 1.65)V apresenta uma boa alternativa pois utiliza aproximadamente 92% da faixa de conversão.

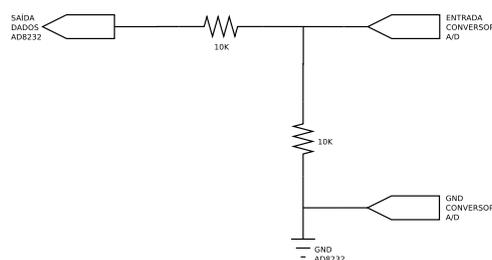


Figura 3.6. Esquemático do circuito de interface utilizado.

3.7 Descrição do Software

A interface do equipamento possibilitará algumas opções para o usuário como adquirir o sinal e salvar em arquivo, adquirir e visualizar simultaneamente, visualizar um sinal já adquirido além das opções de obtenção e visualização o usuário também poderá fazer a opção por diferentes filtros, aplicando estes filtros ao sinal gravado e visualizando o efeito e uma outra opção onde um algoritmo detectará os picos Q,R e S do sinal de ECG.

Dessa forma em um primeiro momento o equipamento irá captar o sinal através dos eletrodos e o sinal será convertido digitalmente através do conversor incluído na placa de desenvolvimento e quando selecionada a opção de apenas armazenar o sinal, este será armazenado, podendo passar posteriormente por filtros ou ser visualizado.

Na opção de visualização em tempo real será possível visualizar enquanto ocorre a aquisição do sinal, a tela deslizará de acordo com o andamento da aquisição.

Outra opção disponível é a filtragem do sinal já adquirido, nesta etapa poderão ser aplicados no sinal obtido filtros de resposta finita (janelamento) e também filtros de resposta infinita, neste caso do tipo Butterworth.

A função para detecção do complexo QRS será implementada através do algoritmo citado na seção de referencial teórico, para tal o usuário fará a escolha de um arquivo *offline*, com os dados será possível visualizar o sinal escolhido com a marcação dos pontos referentes aos picos do complexo QRS.

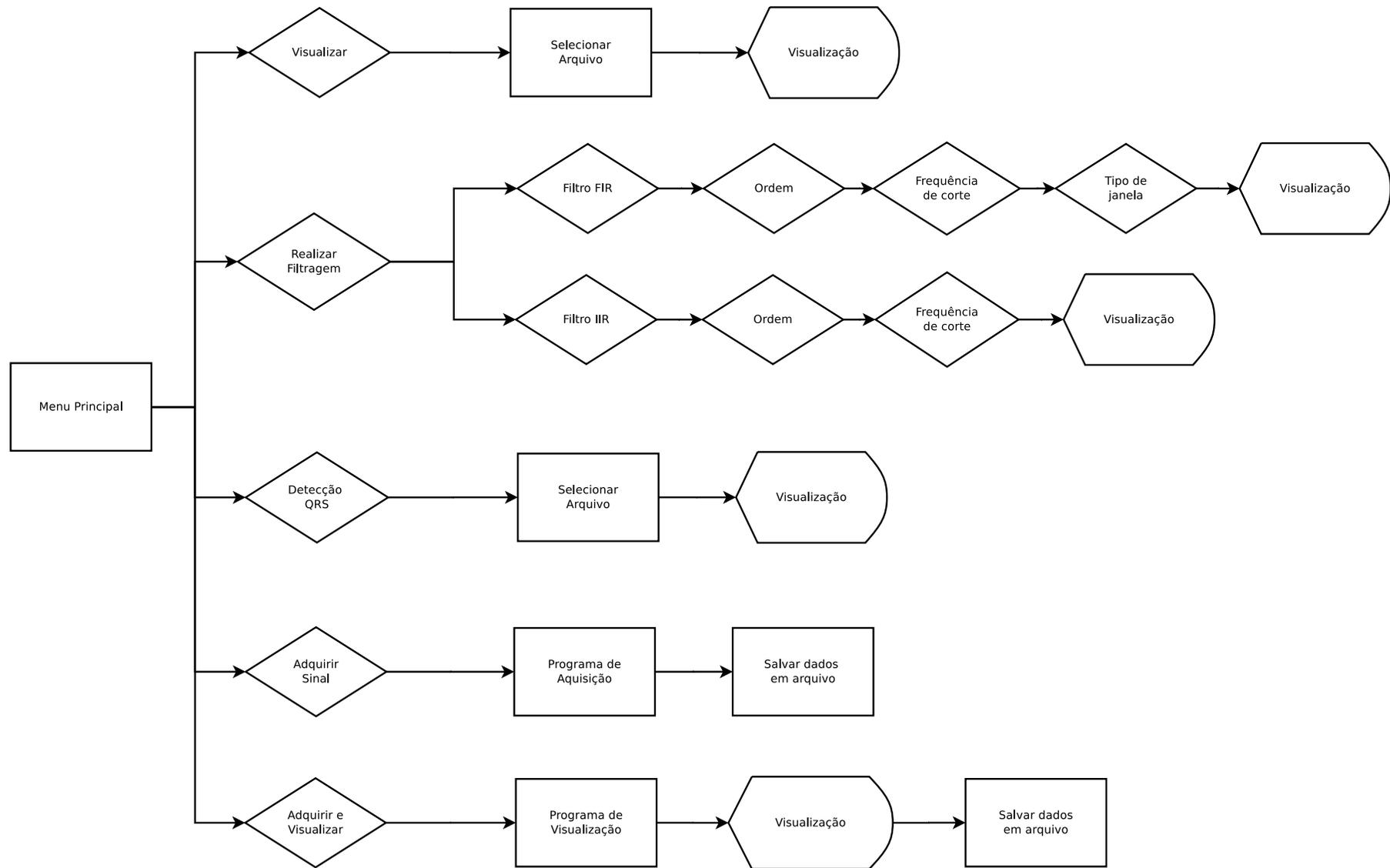


Figura 3.7. Diagrama com as funcionalidades descritas para o sistema.

4 Resultados e Discussões

Após a montagem de todo hardware descrito e a construção do software para o projeto proposto foi possível observar o funcionamento integral da solução, observando os dados na aquisição, visualização e nas filtragens realizadas. Para a finalização do projeto o hardware foi montado sobre uma plataforma que permite uma maior portabilidade de todo o conjunto de equipamentos. Quanto ao software há um interface mista que permite comandos por meio da interface gráfica e algumas entrada de dados por meio do terminal. No decorrer deste tópico serão dados mais detalhes do funcionamento e dos resultados obtidos.

4.1 Montagem do Hardware Selecionado Para Aquisição e Visualização dos Sinais de ECG

Visando uma melhor usabilidade do sistema como um todo, os componentes foram fixados em uma base, isolando os equipamentos e fixando-os firmemente, permitindo a utilização de maneira bem intuitiva. As placas ficaram posicionadas na parte posterior do protótipo de forma que o usuário apenas utilize a tela bastando posicionar os eletrodos, no caso de aquisição, ou utilizar a interface para realizar algum processamento a sinais já adquiridos. O protótipo final pode ser visto nas figuras [4.1](#) e [4.2](#).



Figura 4.1. Visão frontal do protótipo montado.

O hardware foi pensado para oferecer a possibilidade de realizar aquisições completamente desconectado da rede elétrica, visando assim diminuir bastante a presença deste ruído e seus harmônicos, existem duas principais placas que devem ser alimentadas, uma que alimenta toda a placa que contém o sistema operacional e os programas (Beaglebone)

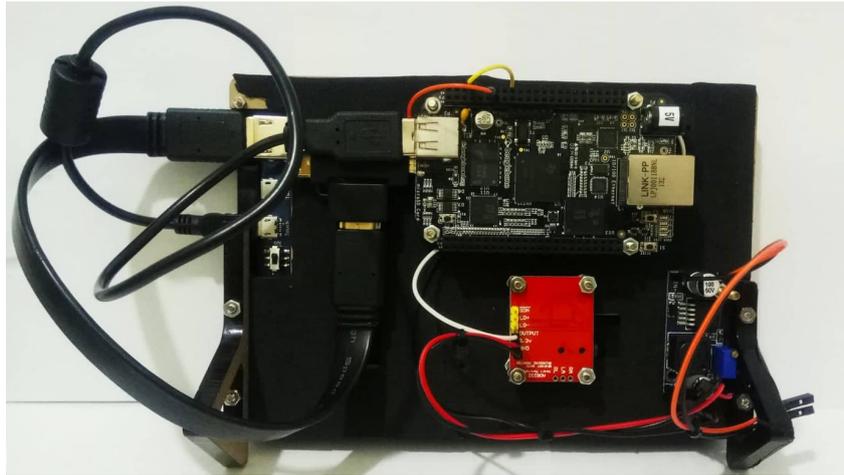


Figura 4.2. Visão posterior do protótipo montado.

e outra que realiza a aquisição do sinal de ECG, ambas por meio de cabo USB, abrindo assim a possibilidade de usar *powerbanks* e baterias para alimentação.

Diante do fato da limitação da tensão de entrada do conversor A/D foi adicionado ao projeto um circuito que limita a tensão nessa entrada, como tratava-se de um circuito simples ele foi montado diretamente nos fios que fazem a comunicação do módulo de aquisição com a placa de desenvolvimento. Devido a sensibilidade da placa de desenvolvimento alimentou-se a placa de aquisição com uma tensão um pouco abaixo daquela especificada como máxima, este fato não comprometeu as aquisições visto que no próprio *datasheet* do chip de aquisição era apontada uma margem para alimentação do mesmo.

4.2 Descrição do Software Desenvolvido Para Aquisição, Filtragem e Visualização em Tempo Real dos Sinais de ECG

O primeiro passo do desenvolvimento foi conseguir realizar uma aquisição de dados através do conversor A/D, para tal havia sido proposto a utilização da ferramenta diretamente no processador principal da placa de desenvolvimento, esta hipótese foi descartada devido a taxa de amostragem não ser fixa, inviabilizando assim um tratamento posterior, pois sem uma taxa determinada os cálculos para filtros e a visualização seriam prejudicadas. Apurou-se após algumas aquisições alguns dados que comprovam a variação da frequência de amostragem conforme a Tabela 4.1.

Optou-se então pelo uso da PRU que apresentou dados mais satisfatórios, mantendo fixa a frequência de amostragem tornando a variância e o desvio padrão não mensuráveis conforme a Tabela 4.2, para utilizar este módulo foi necessário primeiramente um código para o controle das aquisições, utilizando o *assembler* próprio do processador, que pode

Tabela 4.1. Dados coletados para o teste de frequência de amostragem não utilizando a PRU.

Estimativa da média de f_s (Hz)	2538
Estimativa da variância de f_s (Hz) ²	1662
Estimativa do desvio padrão de f_s (Hz)	41

ser encontrado em [15], este código possui instruções de baixo nível que controlam as aquisições e utiliza da memória RAM do dispositivo de desenvolvimento para armazenagem dos dados, como há um limite de armazenamento para os dados recebidos da PRU foi necessário na implementação final, construir um tipo de armazenamento na forma de um *buffer* circular. Em um próximo passo outro programa faz a leitura dos dados no bloco de memória e os disponibiliza através de uma interface de comunicação em rede (*socket*) que aguarda uma comunicação com cliente para envio dos dados, desta forma é possível acessar os dados não somente pela Beaglebone como por qualquer computador conectado a internet e executando o código do servidor. Por fim um último código se conecta como cliente e recebe os dados do conversor gerando um gráfico deslizante com os valores recebidos. Os dados recebidos são salvos em um *buffer* interno que armazena vinte segundos de aquisição e em seguida despeja em arquivo estes dados esvaziando o buffer para os próximos blocos de dados, garantido que não haverá perda dos dados adquiridos.

Tabela 4.2. Dados coletados para o teste de frequência de amostragem utilizando a PRU.

Estimativa da média de f_s (Hz)	1000
Estimativa da variância de f_s (Hz) ²	—
Estimativa do desvio padrão de f_s (Hz)	—

4.3 Interface Gráfica

A interface gráfica busca uma melhor interatividade entre quem utiliza uma solução e o software principal, utilizando uma biblioteca própria foi desenvolvida uma interface simples sem muito detalhamento estético mas que possa ser utilizada através da interface *touchscreen*, desta forma basta que o usuário rode a interface gráfica e aperte os botões disponíveis, tais botões tem a função de rodar outros códigos que implementam as opções selecionadas. Através da descrição dada o software foi construído utilizando a biblioteca Tkinter para a interface gráfica e a biblioteca Matplotlib para a visualização dos sinais manipulados.

Através da interface existem as opções de visualizar, filtrar, detecção do complexo QRS, adquirir sinal sem e com visualização em tempo real. A Figura 4.3 mostra o resultado final da interface construída.

Para os botões de visualização, filtragem e detecção de QRS é aberta uma nova



Figura 4.3. Menu principal da interface gráfica.

interface onde é possível carregar um arquivo de aquisição para realizar o processamento da função, para a opção de filtragem é necessário ainda selecionar através do terminal os parâmetros do filtro de preferência.

A visualização fornece diversas opções para o usuário, opções estas já nativas da biblioteca Matplotlib essas ferramentas podem ser vistas na Figura 4.4, são opções de zoom, deslocamento sobre a imagem, ajustar as configurações da visualização atual e salvar a plotagem como um arquivo de imagem.

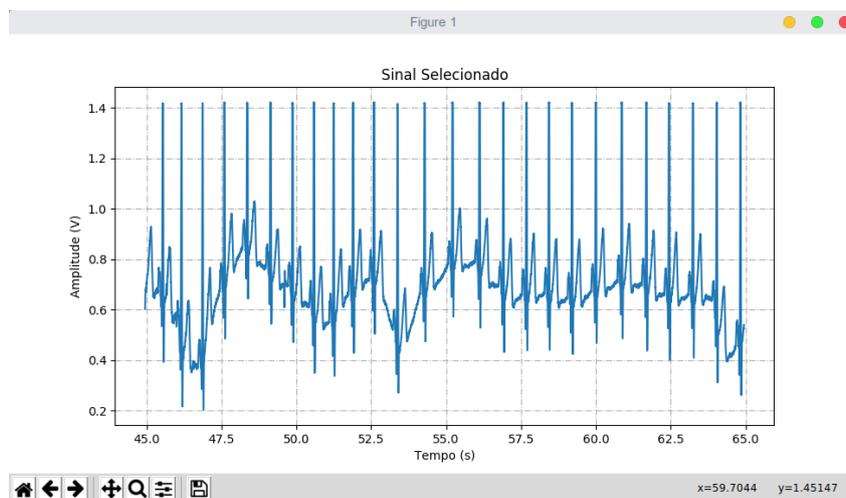


Figura 4.4. Visualização de um arquivo offline.

4.4 Aquisição de Sinais e Filtragem em Tempo Real

Após a preparação de todo *hardware* e *software* foram realizadas as primeiras aquisições, foram feitas aquisições realizando a alimentação pela rede elétrica e através de baterias. A aquisição feita sob interferência da rede elétrica foi satisfatória tendo como ponto negativo apenas a presença, já esperada, do ruído da rede elétrica. As aquisições realizadas

utilizando *power banks* apresentaram algumas dificuldades extras, a primeira era um súbito desligamento da porta de alimentação e a segunda era um oscilação que ocorria periodicamente contaminando o sinal adquirido, foi descartada então a alimentação com estes dispositivos. A solução encontrada para estes obstáculos foi utilizar baterias, uma vez que o conversor que regula a tensão de alimentação suporta uma margem de tensões de entrada.

Para garantir uma visualização de qualidade foi implementado filtros em tempo real diretamente na aquisição dos dados, os filtros utilizados são do tipo IIR de ordem três realizando a filtragem do ruído de 60 Hz presente no sinal e também dos seus harmônicos (120 Hz, 180 Hz e 240 Hz), a resposta em frequência do filtro pode ser visto na Figura 4.5, esta implementação exigiu uma adaptação quanto aos arquivos gerados ao final de cada aquisição sendo entregue ao final arquivos do sinal original e do sinal filtrado. Os resultados da aquisição realizada pode ser visto na Figura 4.6 e sua versão filtrada na Figura 4.7.

Uma melhor maneira de ver a presença deste ruído é analisar o espectro dos sinais, para tal foi calculada a transformada de Fourier (FFT) para o sinal das Figuras 4.6 e 4.7 é notável que não houve a presença de uma componente muito relevante do harmônico de 120 Hz porém em situações mais críticas o filtro irá cumprir seu papel suprimindo as componentes de tal frequência. A presença do ruído de 60 Hz é nítida na Figura 4.8 e como esperado esta componente é totalmente filtrada como pode ser observado na Figura 4.9.

Para simular uma situação mais crítica foi realizada uma aquisição em aberto, onde foi inserido na entrada do conversor A/D apenas um fio servindo como uma "antena", além disso o dispositivo foi alimentado por uma fonte conectada a rede elétrica. Pode-se observar através da Figura 4.8, com o espectro do sinal adquirido, que o sinal contém além da componente DC apenas ruído gaussiano branco, distribuído em todas as frequências, e o ruído proveniente da rede elétrica com seus harmônicos, os mais evidentes em 120 Hz, 180 Hz e 240 Hz.

Foi gerado também através desta aquisição de testes o arquivo com o sinal filtrado em tempo real, o espectro do sinal pode ser visto na Figura 4.11, nesta primeira aquisição foi utilizado dois filtros rejeita-faixas Butterworth de terceira ordem centrados em 60 e 120 Hz com banda de rejeição de 4 Hz. A Figura 4.11 ilustra o resultado desta filtragem, percebe-se que os componentes de 60 Hz e 120 Hz foram atenuados, comparando as Figuras 4.10 e 4.11 nota-se que ainda há componentes de outros harmônicos.

Para concluir foi realizada uma nova aquisição de teste, conforme explicado anteriormente, adicionou-se aos filtros anteriores outros dois filtrando agora os harmônicos de 180 Hz e 240 Hz. O espectro pode ser observado na Figura 4.12, revelando como os filtros foram eficientes na atenuação dos ruídos indesejados.

Os demais harmônicos apresentam uma magnitude baixa, quando comparada a mag-

nitudo dos primeiros, desta forma caso o usuário queira visualizar o efeito da atenuação destas frequências pode o fazer de maneira *offline* utilizando da interface gráfica e do filtro que achar mais conveniente.

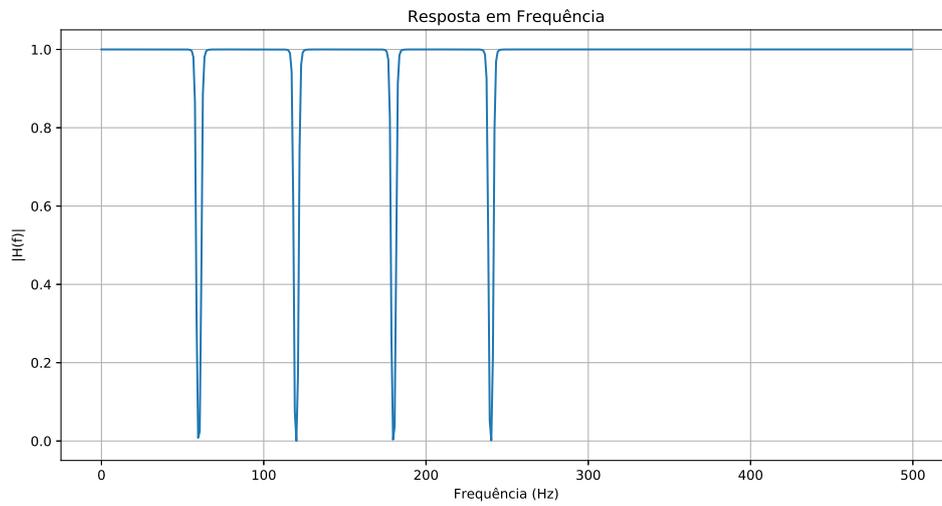


Figura 4.5. Resposta em frequência para o filtro implementado em tempo real.

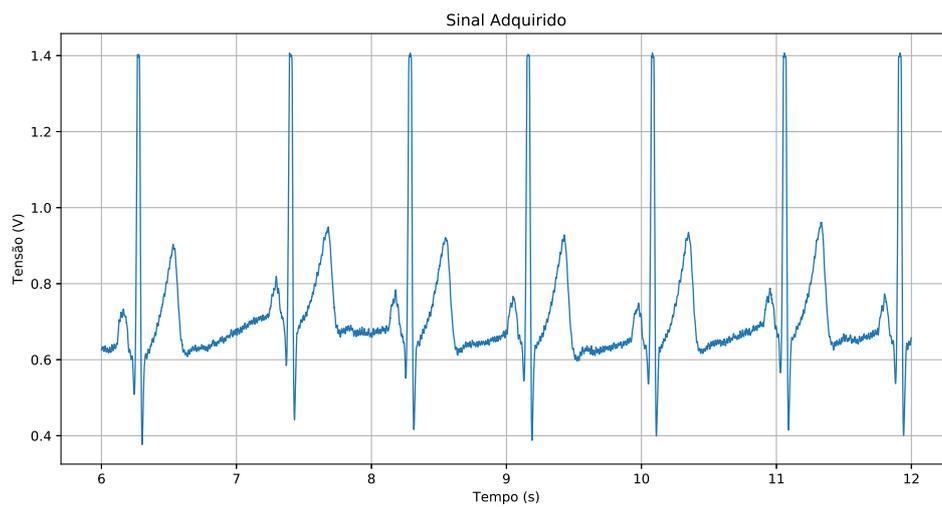


Figura 4.6. Sinal de ECG adquirido na presença de ruído sem filtragem.

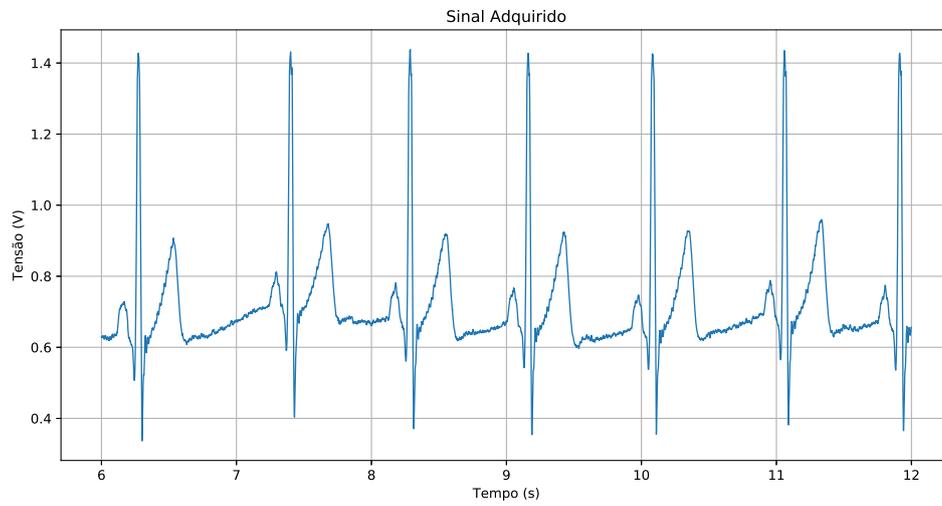


Figura 4.7. Sinal de ECG adquirido na presença de ruído com filtragem.

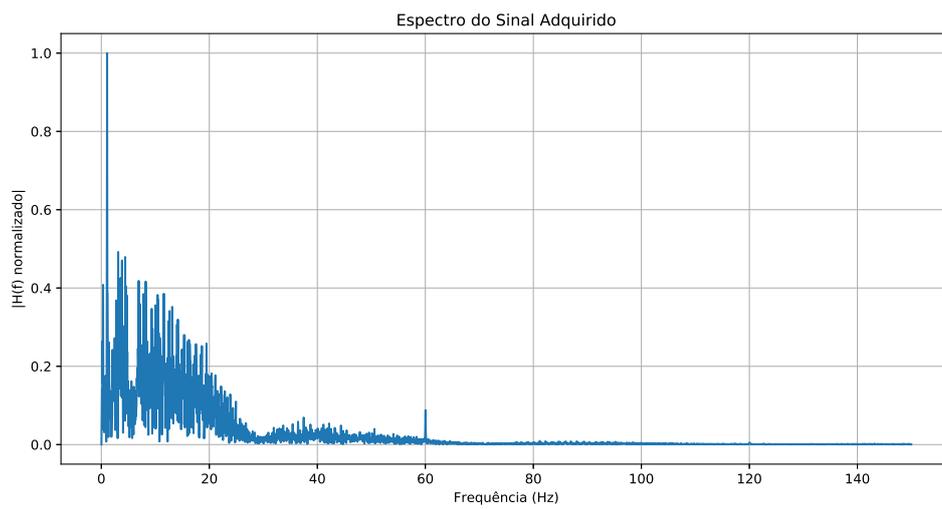


Figura 4.8. Espectro do sinal de ECG adquirido na presença de ruído sem filtragem.

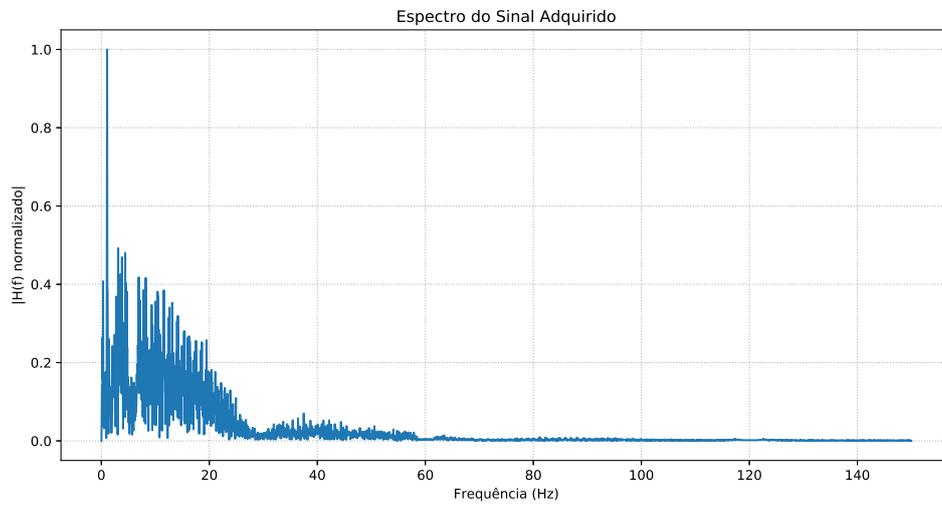


Figura 4.9. Espectro do sinal de ECG adquirido na presença de ruído com filtragem.

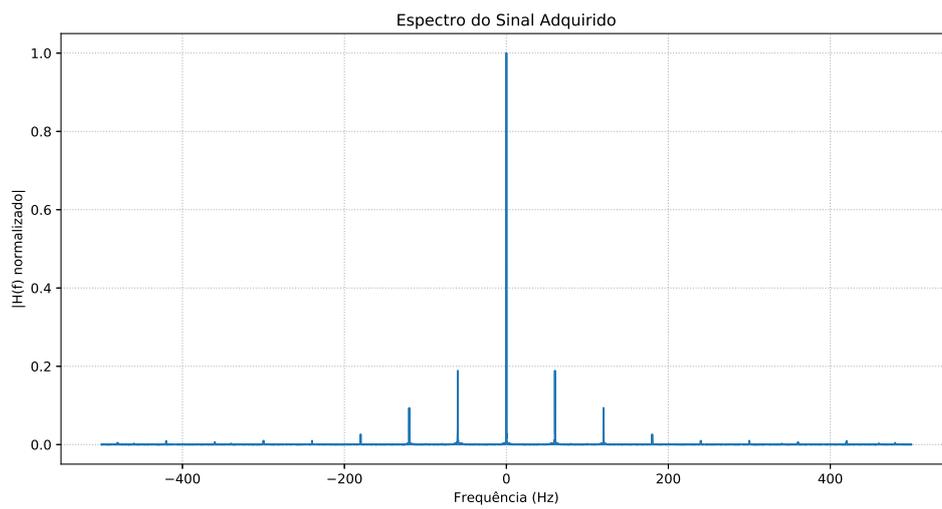


Figura 4.10. Espectro do ruído adquirido sem filtragem.

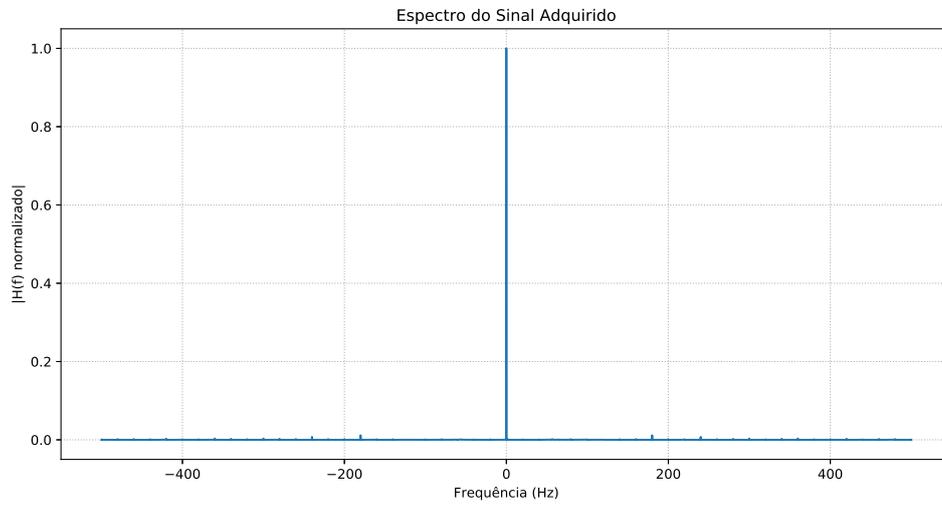


Figura 4.11. Espectro do ruído adquirido com filtragem nas frequências de 60 e 120-Hz.

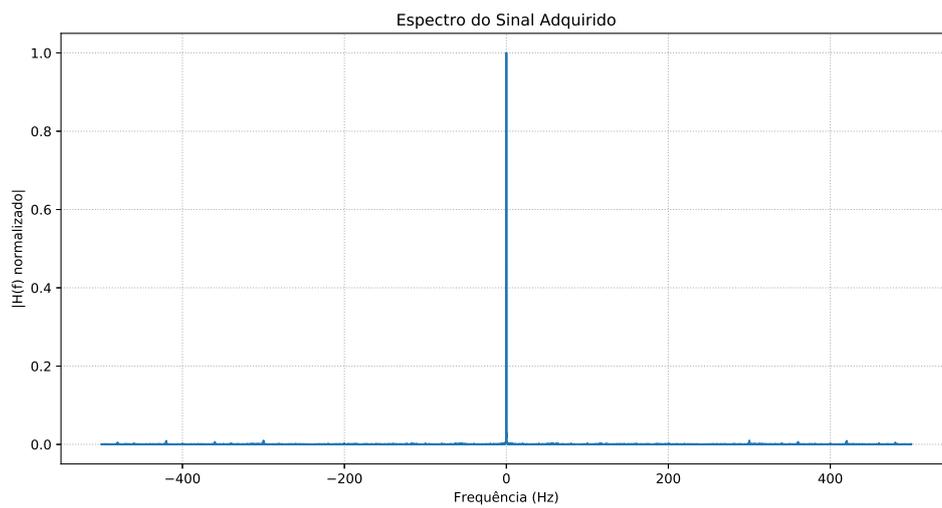


Figura 4.12. Espectro do ruído adquirido com filtragem nas frequências de 60,120,180 e 240-Hz.

4.5 Visualização em Tempo Real dos Sinais Adquiridos

Uma das possibilidades criadas com a utilização da PRU foi proporcionar ao processador principal menor ocupação ficando este então responsável somente pelo desenho na tela do sinal adquirido, rolagem da tela e de todas as tarefas do sistema operacional. Pelas limitações de processamento foi preciso adaptar a quantidade de pontos que eram plotados a cada atualização do gráfico, essa adaptação foi realizada de maneira empírica pois é difícil realizar um cálculo que estime esse valor levando em conta os diversos processos que ocupam a CPU.

Devido a uma falha ainda não compreendida sobre uma instabilidade do módulo responsável pela interface gráfica os dados aqui apresentados são algumas telas de aquisições que foram feitas através da comunicação via protocolo IP e utilizando a tela de um computador. A visualização através do computador permite exigir mais quanto a rapidez do desenho, isso se deve ao maior poder computacional de um computador quando comparado a Beaglebone.

Um exemplo de tela de visualização de um sinal adquirido em tempo real é mostrado na Figura 4.13.



Figura 4.13. Exemplo de tela de visualização de sinais em tempo real.

5 Conclusão

Neste trabalho, foi desenvolvido um sistema para aquisição de sinais de ECG, com uso da placa Beaglebone, possibilitando a visualização em tempo real e também a filtragem programável dos sinais de eletrocardiografia adquiridos. Os sinais visualizados são filtrados em modo *online* gerando arquivos com os dados coletados, tais arquivos servem de entrada para o software embarcado que possibilita a visualização dos sinais e seu espectro, a filtragem por outros tipos de filtros e a visualização do espectro filtrado.

Poder observar a teoria em funcionamento é algo fundamental no aprendizado de um assunto. A possibilidade de poder observar o funcionamento de filtros em tempo real retrata este fato, sempre estuda-se o projeto, suas características mas é difícil demonstrar seu funcionamento em tempo real, o objetivo é que o protótipo construído possa ser utilizado didaticamente demonstrando o efeito de filtros e também na visualização da forma de onda típica de um sinal de ECG, possibilitando que estudantes da área da saúde tenham um acesso mais fácil a estes sinais sem colocar em risco equipamentos de alto custo.

O cerne do funcionamento deste trabalho sempre esteve em volta da correta aquisição dos dados, adquirir e converter o sinal de ECG adquirido foi o principal obstáculo, em um primeiro momento a ideia era utilizar o processador principal para as aquisições mas devido a sua instabilidade foi preciso recorrer a PRU, fato esse que aumentou a complexidade dos códigos a serem desenvolvidos. Realizar a aquisição também apresentou seus desafios, a sensibilidade do módulo de aquisição gerou alguns problemas que foram superados com diversos testes onde foi encontrada as melhores características de alimentação e posicionamento dos eletrodos.

Com o correto funcionamento da aquisição e da digitalização foi possível dar continuidade no trabalho, construindo assim a interface gráfica que realiza as filtrações de modo *offline* e o filtro em tempo real que permitiu uma melhor visualização de sinais adquiridos sobre a presença de ruído.

Ao final de todo o projeto a placa Beaglebone Black apresentou uma característica inesperada, ao utilizar a interface gráfica por um longo período de tempo ocorria algum evento que inviabilizava o uso da interface. Este caso ocorreu com duas placas e também houve relatos de outro usuário que passou por problema semelhante. Cabe então uma crítica a placa que apresentou este defeito mesmo sendo utilizada sob todas as condições ideais.

Superado todos os obstáculos foi possível entregar um protótipo que realizava todas as funções desejadas, aquisição de sinal analógico, conversão A/D, visualização e filtragem em tempo real além das alternativas didáticas que permitiam as filtrações e a detecção do complexo QRS.

Em um trabalho futuro poderão ser adicionadas algumas ferramentas que tornariam o projeto ainda mais interessante, como detecção de picos do sinal de ECG em tempo real, onde os picos possam ser marcados diretamente na visualização além de uma interface gráfica com uma estética mais detalhada. Por fim cabe ressaltar a facilidade de tornar esse protótipo em um produto, pois foi possível fazer aquisição de sinal analógico com as taxas adequadas, podendo também diferenciar o sinal, por exemplo realizando aquisição de sinais de eletromiografia.

Referências Bibliográficas

- [1] B. M. Baroni, R. B. Piccoli, e E. C. P. Leal Junior. Influência do nível competitivo e da posição tática sobre parâmetros de desempenho aeróbio de atletas profissionais de futebol do Brasil. *Revista Brasileira de Educação Física e Esporte*, 27:199 – 207, 06 2013.
- [2] R. S. Chauhan, R. Mehra, e Shallu. Asic design of iir butterworth digital filter for electrocardiogram. In *2017 8th International Conference on Computing, Communication and Networking Technologies (ICCCNT)*, páginas 1–6, July 2017.
- [3] V. M. V. D. L. Cruz, M. A. Gurrola-Navarro, e C. A. Bonilla-Barragan. Delay in qrs complex detection using the wavelet transform for real-time applications. In *2017 14th International Conference on Electrical Engineering, Computing Science and Automatic Control (CCE)*, páginas 1–6, Oct 2017.
- [4] J.G. Dangelo e C. A. Fattini. *Anatomia Humana Sistêmica e Segmentar*. Atheneu, 2007.
- [5] N. Debbabi, S. E. Asmi, e H. Arfa. Correction of ecg baseline wander application to the pan amp; tompkins qrs detection algorithm. In *2010 5th International Symposium On I/V Communications and Mobile Network*, páginas 1–4, Sept 2010.
- [6] P. S. R. Diniz. *Processamento Digital de Sinais Projeto e Análise de Sistemas*. Bookman, 2004.
- [7] J. Feldman e G. P. Goldwasser. Eletrocardiograma: recomendações para a sua interpretação. *Revista Brasileira de Cardiologia*, 2004.
- [8] S. Gradl, P. Kugler, C. Lohmuller, e B. Eskofier. Real-time ecg monitoring and arrhythmia detection using android-based mobile devices. *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, páginas 2452–2455, Aug 2012.
- [9] Texas Instruments. Lm2596 step-down voltage regulator. <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm2596.pdf>, 2016.
- [10] Richard Johnson. *Eletrocardiografia Uma Abordagem Simplificada*. Guanabara, 2000.
- [11] P. Joosen, V. Exadaktylos, e D. Berckmans. An investigation on mental stress-profiling of race car drivers during a race. *2015 IEEE 12th International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN)*, páginas 1–4, June 2015.

- [12] Y. H. Kim, K. Jang, S. Lee, et al. A robust wearable health monitoring system based on wsn. *2013 IEEE 10th Consumer Communications and Networking Conference (CCNC)*, páginas 288–293, Jan 2013.
- [13] Sanjit K. Mitra. *Digital Signal Processing: A Computer-Based Approach*. McGraw-Hill School Education Group, 2nd edição, 2001.
- [14] M. Mohamed, V. Goran, S. Lazar, e B. Miroslav. Multi-purpose ecg telemetry system. *BioMedical Engineering OnLine*, 16(1):80, Jun 2017.
- [15] D. Molloy. *Exploring BeagleBone: Tools and Techniques for Building with Embedded Linux*. Wiley, 2014.
- [16] Francis Morris e William J Brady. *Abc of clinical electrocardiography*. 2002.
- [17] K. Najarian e R. Splinter. *Biomedical signal and image processing.*, volume 1. CRC Press, 2012.
- [18] F. H. Netter. *Atlas de Anatomia Humana*. Elsevier, 2011.
- [19] J. C. Nicolau, C. A. Polanczyk, J. A. Pinho, et al. Diretriz de interpretação de eletrocardiograma de repouso. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, 80:1–18, 00 2003.
- [20] J. Pan e W. J. Tompkins. A real-time qrs detection algorithm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, BME-32(3):230–236, March 1985.
- [21] R. Sameni e G. D. Clifford. A Review of Fetal ECG Signal Processing; Issues and Promising Directions. *The open pacing, electrophysiology & therapy journal*, 3:4–20, jan 2010.
- [22] Bernard Sklar. *Digital Communications: Fundamentals and Applications*. Prentice-Hall, Inc., 1988.
- [23] X. Tang, Q. Hu, e W. Tang. A real-time qrs detection system with pr/rt interval and st segment measurements for wearable ecg sensors using parallel delta modulators. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, páginas 1–11, 2018.
- [24] F. Zhang, Y. Wei, e Y. Lian. Efficient qrs detection in wearable ecg devices for body sensor network. *2008 5th International Summer School and Symposium on Medical Devices and Biosensors*, páginas 289–292, June 2008.