



UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ
CAMPUS UNIVERSITÁRIO DE CASTANHAL
ENGENHARIA DA COMPUTAÇÃO
FACULDADE DE COMPUTAÇÃO – FACOMP

FRANCISCO EGUINALDO DE ALBUQUERQUE FÉLIX JÚNIOR

**DESENVOLVIMENTO DE SISTEMA EMBARCADO PARA ARMAZENAMENTO,
TRANSMISSÃO E PROCESSAMENTO DE SINAIS ELETROCARDIOGRAMA**

Castanhal

2018



UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ
CAMPUS UNIVERSITÁRIO DE CASTANHAL
ENGENHARIA DA COMPUTAÇÃO
FACULDADE DE COMPUTAÇÃO – FACOMP

FRANCISCO EGUINALDO DE ALBUQUERQUE FÉLIX JÚNIOR

**DESENVOLVIMENTO DE SISTEMA EMBARCADO PARA ARMAZENAMENTO,
TRANSMISSÃO E PROCESSAMENTO DE SINAIS ELETROCARDIOGRAMA**

Monografia apresentada ao Curso de Engenharia de Computação da Universidade Federal do Pará como um dos pré-requisitos para obtenção do grau de Bacharel Pleno em Engenharia de Computação.

Orientador: Prof. Dr. João Claudio Chamma Carvalho

Castanhal

2018

FRANCISCO EGUINALDO DE ALBUQUERQUE FÉLIX JÚNIOR

**DESENVOLVIMENTO DE SISTEMA EMBARCADO PARA ARMAZENAMENTO,
TRANSMISSÃO E PROCESSAMENTO DE SINAIS ELETROCARDIOGRAMA**

Monografia apresentada ao Curso de Engenharia de Computação da Universidade Federal do Pará como um dos pré-requisitos para obtenção do grau de Bacharel Pleno em Engenharia de Computação.

Avaliado em ____ / ____ / ____

Conceito:

Banca Examinadora

Prof. Dr. João Claudio Chamma Carvallho (Orientador)

Universidade Federal do Pará

Prof. Dr. Clenilson Rodrigues da Silveira

Universidade Federal do Pará

Prof. Dr. André Guimarães Maciel e Silva

Universidade Federal do Pará

A minha família e a Deus, Pai e Criador do Universo.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, por ter me dado saúde e forças para enfrentar e superar todas as dificuldades encontradas nessa trajetória.

Agradeço aos meus pais, que me incentivaram durante todos esses anos e estiveram do meu lado em todos os momentos que precisei, prestando apoio e sempre me confortando com palavras de amor e confiança.

A Universidade Federal do Pará, a Faculdade de Computação, ao seu corpo docente, a direção e ao setor administrativo, que oportunizaram essa gratificante formação acadêmica disponibilizando a infraestrutura fundamental no desenvolvimento deste e dos demais trabalhos produzidos, sempre atendendo as necessidades que eram solicitadas.

Ao meu orientador Prof. Dr. João Claudio Chamma Carvalho, pelo suporte, ajuda, conselhos e confiança para a elaboração do presente trabalho.

Aos meus colegas de turma que contribuíram diretamente a minha formação, em especial ao Washington Bruno, companheiro no desenvolvimento do projeto e que me ajudou em todos os momentos nos quais foram necessários.

E a todos que direta ou indiretamente fizeram parte da minha formação, o meu muito obrigado.

*A imaginação é mais importante que a ciência,
porque a ciência é limitada, ao passo que a
imaginação abrange o mundo inteiro.*

Albert Einstein

RESUMO

FÉLIX JUNIOR, F. E. A. **Desenvolvimento de sistema embarcado para armazenamento, transmissão e processamento de sinais ECG.** 2018. 68p. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação) – Engenharia de Computação. Faculdade de Computação, Universidade Federal do Pará. Castanhal, 2018.

De acordo com dados do Ministério da Saúde e da Organização Mundial da Saúde, nos últimos anos doenças cardiovasculares tem e se apresentado como as principais causadoras de morte no Brasil e no mundo. Entretanto, avanços no campo das engenharias e tecnologias tem contribuído no desenvolvimento de novas e mais eficientes ferramentas de hardware e software para auxiliar no diagnóstico e tratamento de tais enfermidades. Diante disso, esse trabalho apresenta o desenvolvimento de um protótipo de sistema embarcado para armazenamento, transmissão e processamento de sinais de eletrocardiograma (ECG). Foi realizado uma investigação acerca das tecnologias e softwares utilizados no demais trabalhos relacionados a esta área de pesquisa para assim criar uma metodologia de desenvolvimento do protótipo em questão. O sistema desenvolvido foi capaz de armazenar e processar os sinais de ECG que lhe eram atribuídos, onde o usuário poderia controlar as ações do mesmo através de uma interface de controle presente no próprio hardware, e visualizar os resultados por meio de uma interface gráfica para usuário (GUI) criada em ambiente MATLAB. Foi realizado também um estudo comparativo entre possíveis tecnologias de transmissão, onde levantou-se em consideração os prós e contras para a implementação das interfaces ethernet, bluetooth e wireless. Observou-se que o sistema atuou como esperado, de maneira eficiente e satisfatória, possibilitando assim a continuação do projeto em trabalhos futuros.

Palavras-chave: Eletrocardiograma. Bioinstrumentação. Sistema Embarcado. Processamento de Sinais. Sinais Biomédicos.

ABSTRACT

FÉLIX JUNIOR, F. E. A. **Development of embedded system for storage, transmission and processing of ECG signals.** 2018. 68p. Term Paper (Graduation) – Computer Engineering. Computer College, Federal University of Pará. Castanhal, 2018.

According to data from the Ministry of Health and the World Health Organization, in recent years heart diseases have emerged as the main causes of death in Brazil and the world. However, advances in the fields of engineering and technology have helped the development of new and more efficient hardware and software tools to assist in the diagnosis and treatment of such diseases. Therefore, this work presents the development of an embedded system prototype for the storage, transmission and processing of electrocardiogram (ECG) signals. An investigation was made on the technologies and software used in other works related to this research area, in order to create a methodology for the development of the prototype in question. The developed system was able to store and process the ECG signals that were assigned to it, where the user could control the actions of the same through a control interface present in the hardware itself and visualize the results through a graphic user interface (GUI) created in MATLAB environment. A comparative study was also carried out between possible transmission interfaces, where the pros and cons for the implementation of ethernet, bluetooth and wireless interfaces were considered. It was observed that the system acted as expected, in an efficient and satisfactory way, thus enabling the continuation of the project in future works.

Keywords: Electrocardiogram. Bioinstrumentation. Embedded System. Signal Processing. Biomedical Signals.

LISTA DE IMAGENS

Figura 1 - Localização do coração no corpo humano.....	17
Figura 2 - Camadas do coração humano	18
Figura 3 - Cavidades do coração humano	18
Figura 4 - Circulação sanguínea no corpo humano	19
Figura 5 - Bomba de Sódio e Potássio.....	20
Figura 6 - Sinal mioelétrico analisado em osciloscópio	20
Figura 7 - Sinal de Eletrocardiograma.....	22
Figura 8 - Diagrama de blocos de um sistema para bioinstrumentação	23
Figura 9 - Tipos de filtros analógicos.....	25
Figura 10 - Arquitetura de um microcontrolador	26
Figura 11 - Diagrama de blocos do projeto	28
Figura 12 - Pinagem do microcontrolador PIC16F628A	31
Figura 13 - Pinagem do microcontrolador PIC18F4620	34
Figura 14 - Diagrama de funcionamento da comunicação entre os microcontroladores	35
Figura 15 - Fluxograma do script de armazenamento dos dados de ECG na memória flash...37	
Figura 16 - Esquemático do circuito de interface de controle.....	40
Figura 17 - Funcionamento do circuito de controle para cada uma das entradas.....	42
Figura 18 - Esquemático do circuito de escrita em memória flash	43
Figura 19 - ECG lido por osciloscópio (A); ECG gravado em SD Card (B)	45
Figura 20 - União dos circuitos de controle e armazenamento em memória flash	46
Figura 21 - Protótipo do sistema embarcado confeccionado em placa de fenolite	47
Figura 22 - Divisão dos blocos do protótipo do sistema embarcado.....	48
Figura 23 - GUI desenvolvida em ambiente MATLAB para visualização do sinal ECG.....	49
Figura 24 - Sinal contínuo plotado na GUI desenvolvida em MATLAB	49
Figura 25 - Sinal discreto plotado na GUI desenvolvida em MATLAB.....	50
Figura 26 - Sinal digitalmente filtrado e plotado na GUI desenvolvida em MATLAB.....	50

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Ações realizadas pelo acionamento dos botões.....	41
Tabela 2 - Comparação entre possíveis interfaces de transmissão	51

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	13
1.1 JUSTIFICATIVA E MOTIVAÇÃO	14
2. OBJETIVOS.....	16
2.1 OBJETIVO GERAL	16
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	16
3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	17
3.1 FISIOLÓGICA DO CORAÇÃO	17
3.2 SINAIS MIOELÉTRICOS	19
3.2.1 Sinal de Eletrocardiograma (ECG)	21
3.3 BIOINSTRUMENTAÇÃO.....	22
3.4 DISPOSITIVOS DE HARDWARE APLICADOS A ÁREA BIOMÉDICA	24
3.4.1 Dispositivos analógicos.....	24
3.4.2 Dispositivos digitais.....	25
4. METODOLOGIA	28
4.1 PROJETO DE HARDWARE PARA SISTEMA EMBARCADO DE MONITORAMENTO DE SINAIS DE ECG	28
4.2 BLOCO DO PROCESSADOR	29
4.2.1 Interface de Controle	30
4.2.2 Conversor Analógico-Digital.....	32
4.3 BLOCO DE SAÍDA	33
4.3.1 Escrita em Memória Flash (Cartão de Memória)	33
4.3.2 Interface no Ambiente Matlab e Filtragem Digital.....	38
4.3.3 Interfaces de Transmissão	39
5. RESULTADOS EXPERIMENTAIS E DE SIMULAÇÃO	40

5.1 SUBSISTEMA DE INTERFACE DE CONTROLE.....	40
5.2 SUBSISTEMA DE ESCRITA EM MEMÓRIA FLASH.....	43
5.3 INTERFACE NO MATLAB E FILTRAGEM DIGITAL	48
5.4 INTERFACES DE TRANSMISSÃO.....	51
6. CONCLUSÕES	53
6.1 DIFICULDADES ENCONTRADAS.....	54
6.2 TRABALHOS FUTUROS	54
REFERÊNCIAS	56
APÊNDICE A – CIRCUITO COMPLETO DO PROJETO.....	58
APÊNDICE B – CÓDIGO DO CIRCUITO DE CONTROLE PARA USUÁRIO	59
APÊNDICE C – CÓDIGO DO CIRCUITO DE ESCRITA EM MEMÓRIA FLASH ...	61
APÊNDICE D – CÓDIGO DA INTERFACE GUI DESENVOLVIDA EM MATLAB..	66

1. INTRODUÇÃO

De acordo com dados da Organização mundial de Saúde (OMS), aproximadamente 17,5 milhões de pessoas morrem a cada ano devido a doenças cardiovasculares, dado equivalente a 31% do total de mortes que acontecem no mundo anualmente. Dados de 2015 demonstram que cardiopatia isquêmica (enfermidade cardiovascular) é a principal causadora de mortes no mundo, seguida de acidente vascular encefálico (AVE), doenças respiratórias, diabetes mellitus e câncer (WHO, 2015). No Brasil este quadro se repete, de acordo com informações do Ministério da Saúde, doenças do coração e aparelho circulatório foram as principais causas de morte no Brasil em 2014 ($\cong 340.000$ mortes), seguida principalmente de câncer, doenças respiratórias, diabetes e outras doenças endócrinas. (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2014)

Entretanto, os avanços científicos e tecnológicos ocorridos nas últimas décadas têm gerado grandes avanços na área médica através do desenvolvimento de novas e mais eficientes ferramentas de hardware e software. Diante disso, houve o surgimento da Engenharia Biomédica, que pode ser vista como a convergência entre as áreas das Ciências Exatas e de Engenharia e as áreas das Ciências Médicas e Biológicas. (MACIEL, 2012)

Essa teve seu início logo após o fim da segunda guerra mundial, voltando-se, inicialmente, para o estudo de sistemas biológicos complexos (bioengenharia) e posteriormente expandindo-se para a saúde pública. Atuando nessas diversas áreas, a Engenharia Biomédica contribui nas áreas de saúde, desenvolvimento científico, econômico e social, o que permitiu que um grande número de pessoas, com as mais diversas vocações e com diferentes conhecimentos técnicos e científicos passassem atuar nesta área multiprofissional. (ANTONIO, 2004)

Com os avanços na eletrônica, nas técnicas de processamento digital de sinais, no surgimento de novas plataformas de softwares e na evolução na própria medicina, criou-se um ambiente ideal para o desenvolvimento de novos equipamentos para diagnósticos e de novas estratégias terapêuticas envolvendo a biologia e a medicina. Tais equipamentos e ferramentas, vêm sendo aprimorados constantemente permitindo diagnósticos mais precisos e resultados mais eficazes nas terapias. (MACIEL, 2012)

Perante os diferentes exames para a detecção das várias doenças do coração, a tecnológica surge como importante ferramenta de auxílio para a área médica. Foram realizados estudos que comparavam os resultados publicados de diferentes programas de interpretação de eletrocardiograma (ECG), levando em consideração apenas os resultados obtidos. Neste mesmo

estudo, verificou-se a precisão entre 57,6% e 83,0% de precisão nos diagnósticos de alguns pacientes em emergência hospitalar. Posteriormente, confirmou-se que a utilização de computadores para auxílio de diagnósticos atingia valores acima de 80% de precisão de acerto. (KEMEL; CURY; SIQUEIRA, 2011)

Diante disso, e da problemática citada anteriormente (a qual relata que doenças cardíacas são as principais causadoras de morte no Brasil e no mundo), o eletrocardiograma é um dos exames mais importantes utilizados na detecção de doenças no coração dos pacientes. (CHEN et al., 2013) Entretanto, a classificação dos padrões mostrados nesse exame é de difícil análise devido principalmente aos diferentes tipos de enfermidade existentes. Alternativas como softwares de computadores e exames específicos (como *holters* que capta informações da atividade cardíaca do paciente por um longo período) são alternativas que auxiliam os profissionais da área na realização de diagnósticos. Deste modo, o processamento automático destes exames auxilia e reduz o tempo de resposta nos casos examinados. (BENALI; REGUIG, 2012)

1.1 JUSTIFICATIVA E MOTIVAÇÃO

O organismo humano produz diversos tipos de sinais biomédicos, podendo ser de natureza elétrica, como o eletrocardiograma e o eletroencefalograma, ou não elétrica (térmica, mecânica, fótica, etc), como a temperatura e a voz. Alguns destes sinais têm valor para diagnósticos, pois indicam alterações patológicas no órgão ou sistema em que ocorrem. (SOUZA; MASCARENHAS, 2013)

Portanto, monitorar os sinais biomédicos tornou-se cada vez mais necessário na medicina, uma vez que possibilita diagnósticos mais precisos das doenças humanas, auxiliando na tomada de decisões, promovendo o avanço de estudos sobre o organismo humano, além de estimular o avanço na área de tratamento e reabilitação com procedimentos terapêuticos mais avançados.

Este trabalho é de considerável importância, pois é fato reconhecido por pesquisadores que o desenvolvimento de métodos e dispositivos tem função crucial no auxílio dos profissionais da área médica durante um tratamento de uma enfermidade. Seguindo esta tendência dispositivos baseados em eletrônica embarcada continuarão a desempenhar um papel crucial como solução para diversos problemas de engenharia em diversas áreas de aplicação tais como telecomunicações, entretenimento, sensoriamento, segurança, medicina etc.

Por outro lado, a preocupação com a agilidade e precisão de diagnóstico, exigem técnicas e dispositivos cada vez mais precisos para que se tome decisões proativas. Diante desse fato, a importância deste trabalho é notória, uma vez que propõe um dispositivo para aquisição, processamento e transmissão de sinais biomédicos, cuja a finalidade é coletar informações relevantes sobre a saúde do paciente, armazená-las e enviá-las remotamente para que o mesmo seja tratado de forma proativa.

2. OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL

Este trabalho faz parte de um projeto intitulado “desenvolvimento de um sistema embarcado para aquisição, filtragem, processamento e transmissão de sinais de eletrocardiograma”, e acerca das problemáticas aludidas anteriormente, visa contribuir em parte da sua elaboração.

Em vista disso, foram empregados recursos de engenharia e de computação para a construção de um protótipo para armazenamento, processamento e transmissão de sinais biomédicos com ênfase nos sinais de eletrocardiograma (ECG), utilizando dispositivos e componentes de baixo custo, tais como microcontrolador PIC, circuitos integrados e amplificadores operacionais disponíveis no mercado nacional.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

De forma mais específica, esse trabalho apresenta como objetivos:

- Utilizar os recursos de eletrônica analógica e digital para o desenvolvimento de um sistema embarcado eficiente e com desempenho satisfatório;
- Desenvolver uma interface para armazenamento do sinal ECG em uma unidade de memória flash (cartão de memória) com sistema de arquivos FAT32;
- Desenvolver uma interface com botões, LEDs e display de LCD que auxiliem o usuário na execução das funcionalidades do sistema;
- Explorar possíveis alternativas para interfaces de transmissão do sinal estudado e realizar um comparativo entre as tecnologias escolhidas;
- Desenvolver uma interface gráfica para usuário (GUI) que possibilite a este visualizar os resultados provenientes do sistema embarcado;
- Realizar o processamento digital do sinal (filtragem digital) objetivando atenuar componentes de frequência ruidosas e indesejadas presentes no espectro do ECG.

3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

3.1 FISIOLÓGICA DO CORAÇÃO

O coração é o principal órgão do sistema cardiovascular e um dos mais importantes no corpo humano. É uma bomba que transporta sangue pelo corpo, através das veias e artérias, enviando oxigênio e nutrientes para todas as células, mantendo o organismo vivo. Este fica localizado na cavidade torácica, na parte interna dos pulmões, em um local denominado mediastino, conforme a figura 1 abaixo. (MOHRMAN; HELLER, 2008)

Figura 1 - Localização do coração no corpo humano



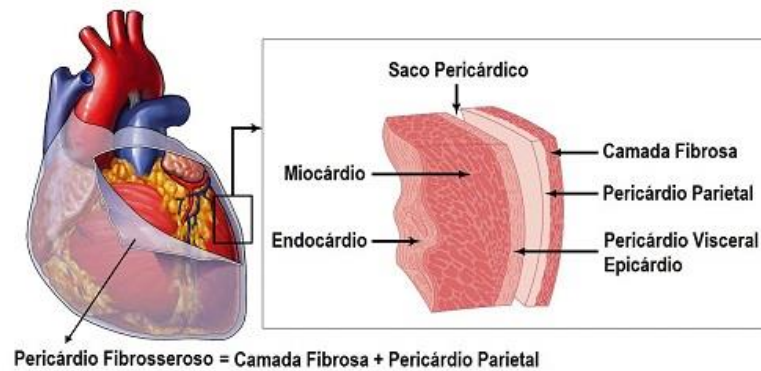
Fonte: <http://www.ciencia-online.net/2013/05/coracao-humano-anatomia-funcao-fatos.html>

O coração humano é um órgão cavitário (que apresenta cavidade), basicamente constituído por três camadas (GUYTON; HALL, 2006), conforme a figura 2:

- Pericárdio: é a membrana que reveste externamente o coração. Esta membrana propicia uma superfície lisa e escorregadia ao coração, facilitando seu movimento ininterrupto.
- Endocárdio: é a membrana que reveste a superfície interna das cavidades do coração.
- Miocárdio: é o músculo responsável pelas contrações vigorosas e involuntárias do coração; situa-se entre o pericárdio e o endocárdio.

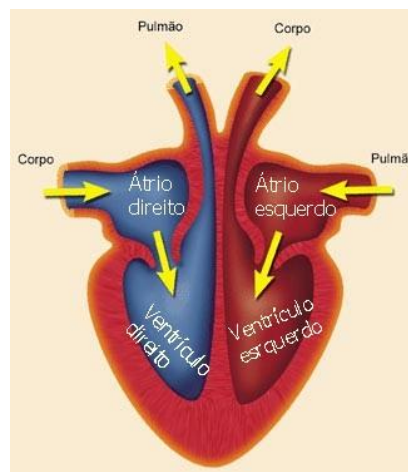
Esse órgão apresenta 4 câmaras (ou cavidades) –como pode ser observado na figura 3– que funcionam em pares, os átrios direito e esquerdo (cavidade superior) e os ventrículos direito e esquerdo (cavidade inferior). Além disso, possui 4 válvulas que asseguram a circulação sanguínea em uma única direção. Durante o movimento de contração do músculo duas válvulas se abrem, empurrando o sangue para os pulmões ou corpo, enquanto as outras duas se fecham, proibindo assim a circulação sanguínea no sentido contrário. (MOHRMAN; HELLER, 2008)

Figura 2 - Camadas do coração humano



Fonte: <http://www.anatomiadocorpo.com/sistema-circulatorio/coracao/>

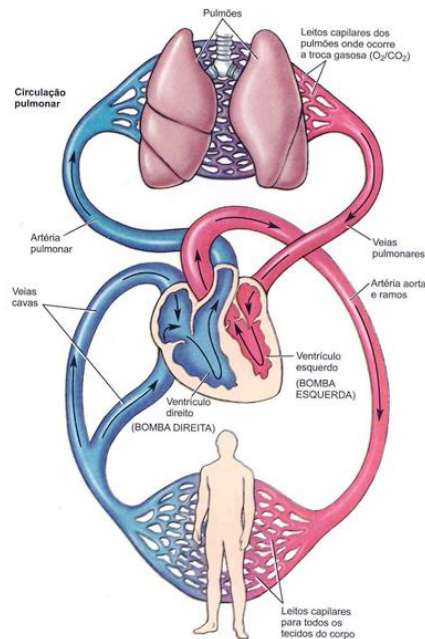
Figura 3 - Cavidades do coração humano



Fonte: <http://www.anatomiadocorpo.com/sistema-circulatorio/coracao/>

Existem dois tipos de circulação sanguínea: a grande circulação e pequena circulação. A pequena circulação inicia-se no ventrículo direito, onde, através da artéria pulmonar, há o envio de sangue para os pulmões. Nos pulmões, ocorre a troca de sangue venoso (rico em gás carbônico) em sangue arterial (rico em gás oxigênio), seguindo a circulação sanguínea até o átrio esquerdo do coração, através das veias pulmonares. Por outro lado, a grande circulação trata-se do envio e recebimento de sangue entre o coração e o resto do corpo humano. O sangue, antes presente no átrio esquerdo, é transferido para o ventrículo esquerdo que, utilizando a artéria aorta, direciona o fluxo para os demais órgãos do corpo. Por fim, por meio das veias cavas (inferior e superior) a circulação retorna ao átrio direito, ponto inicial. Na figura 4 a seguir é possível visualizar um esquemático da circulação sanguínea no corpo humano. (MOHRMAN; HELLER, 2008)

Figura 4 - Circulação sanguínea no corpo humano



Fonte: <http://auladecienciasdanatureza6.blogspot.com.br/2012/01/grande-e-pequena-circulacao.html>

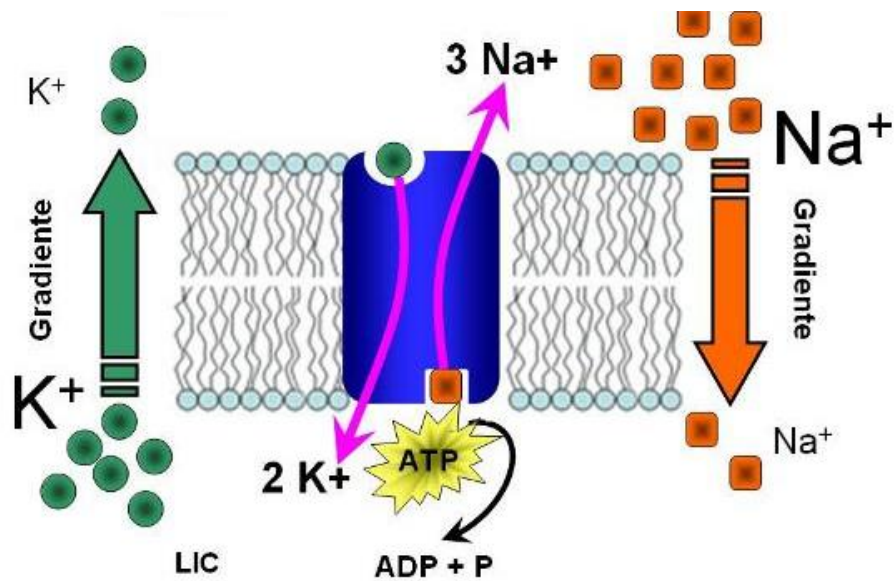
3.2 SINAIS MIOELÉTRICOS

Sinais mioelétricos consistem na soma de todos os sinais detectados em uma região de musculatura do corpo humano. São sinais elétricos diretamente relacionados aos potenciais de ação dos músculos, provocado pela produção de força e pelos seus movimentos de contração. Esse fenômeno elétrico ocorre através da mudança de posição da membrana muscular, resultando em uma alteração no gradiente de concentração de íons que existe entre o interior e exterior das células musculares. (BASMAJIAN; LUCA, 1985)

Quando ocorre uma sequência de movimentos de contrações nos músculos, descargas elétricas são geradas, suscitando conseqüentemente um sinal elétrico de baixa amplitude. A contração acontece por meio da difusão de íons na membrana celular, relacionados a concentração de íons de sódio (Na^+) e íons de potássio (K^+) nas regiões interna e externas da membrana. (GUYTON; HALL, 2006)

Essa transferência de íons entre as regiões interna e externa da membrana é conhecida como “bomba de sódio e potássio” (Figura 5), responsável pela constante difusão de íons de sódio para o exterior da fibra e íons de potássio para o seu interior (em uma proporção de 3 íons de Na^+ no exterior para cada 2 íons de K^+ no interior), provocando uma carência de íons positivos e produzindo uma carga negativa no interior da fibra. (GUYTON; HALL, 2006)

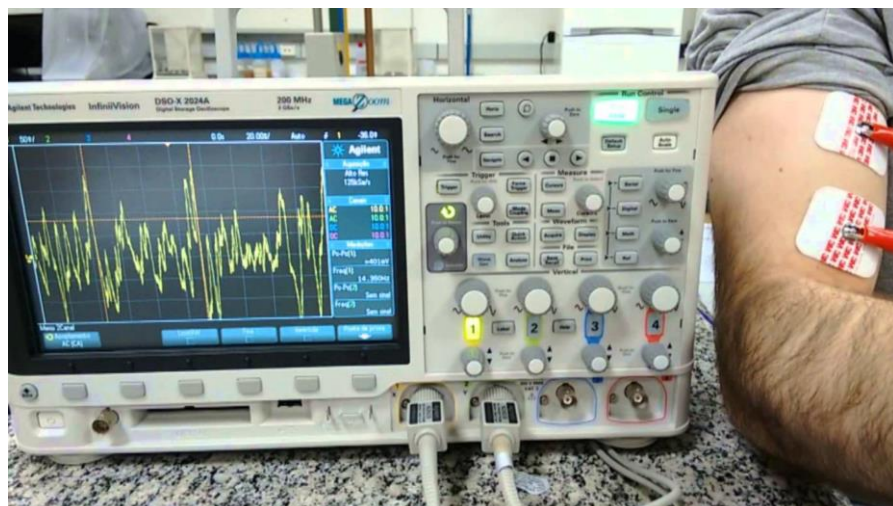
Figura 5 - Bomba de Sódio e Potássio



Fonte: <https://br.pinterest.com/pin/757027018585849294/>

Esse fenômeno (consequência dos movimentos musculares) gera sinais elétricos que normalmente podem ser captados por eletrodos dispostos sobre a fibra muscular. É denominada eletromiografia a ação de captar sinais elétricos humanos para posterior análise e diagnóstico de possíveis enfermidades. Na figura 6, é ilustrada a saída de um sinal mioelétrico, proveniente da contração da musculatura de determinada região do corpo, amplificado e enviado para osciloscópio. (MOLETA; DOBGENSKI, 2007)

Figura 6 - Sinal mioelétrico analisado em osciloscópio



Fonte: <https://i.ytimg.com/vi/qsPhMuO3uqQ/maxresdefault.jpg>

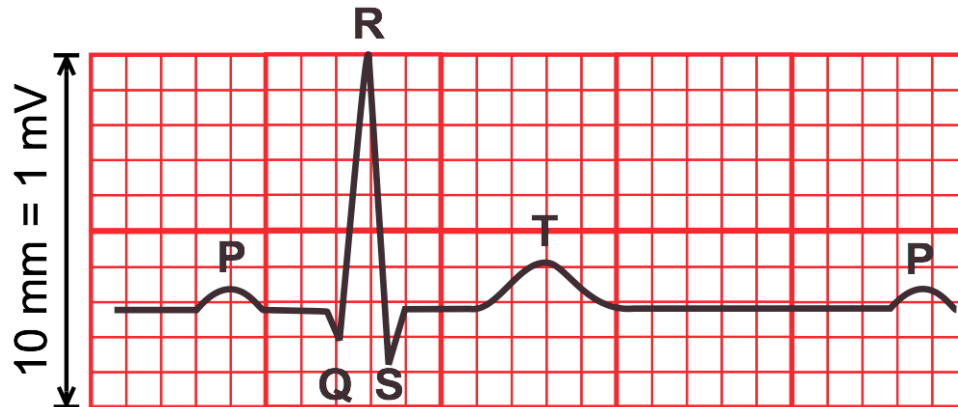
3.2.1 Sinal de Eletrocardiograma (ECG)

O eletrocardiograma (ECG) é um exame de saúde relacionado a área de cardiologia. Esse registra a atividade elétrica do coração a partir de eletrodos estrategicamente posicionados no corpo humano. Essa atividade elétrica é resultado dos eventos de potencial de repouso e potencial de ação, onde o primeiro trata-se da diferença de potencial elétrico gerado através da membrana semipermeável das células. Por outro lado, o potencial de ação trata-se das variações rápidas do potencial de repouso. Esses potenciais, como visto anteriormente, são definidos pelas concentrações de íons de sódio (Na^+) e potássio (K^+). (DANTAS; REGIS; CALDEIRA, 2014)

Um sinal de ECG é composto por ondas elementares (onda P, complexo QRS, onda T e onda U) que correspondem ao funcionamento fisiológico do coração (FONSECA et al., 2011). Abaixo serão detalhados cada um desses eventos:

- **Onda P:** início do ciclo cardíaco correspondente à despolarização atrial com duração média de 0,08 a 0,10 segundos (80-100 ms) e amplitude máxima de 0,25mV. O período de tempo desde o início da onda P até o início do complexo QRS é denominado intervalo P-R, que normalmente possui um intervalo de duração de 0,12 a 0,20 segundos.
- **Complexo QRS:** corresponde a despolarização ventricular com duração média entre 0,06 a 0,10 segundos. Essa duração relativamente curta indica que essa despolarização normalmente ocorre rapidamente. É maior que a onda P devido a maior concentração de massa muscular nos ventrículos em relação aos átrios.
- **Segmento ST:** é o período que segue o complexo QRS e termina no início da onda T (momento em que ambos os ventrículos estão despolarizados). Intervalo importante para a realização de diagnósticos de patologias.
- **Ondas T e U:** A onda T corresponde a repolarização ventricular e possui aspecto arredondado. Por outro lado, a onda U é um pequeno segmento do sinal que nem sempre está presente, isso ocorre devido ao fato desta representar os últimos remanescentes da repolarização ventricular.

Figura 7 - Sinal de Eletrocardiograma



Fonte: <http://www.cvphysiology.com/Arrhythmias/A009>

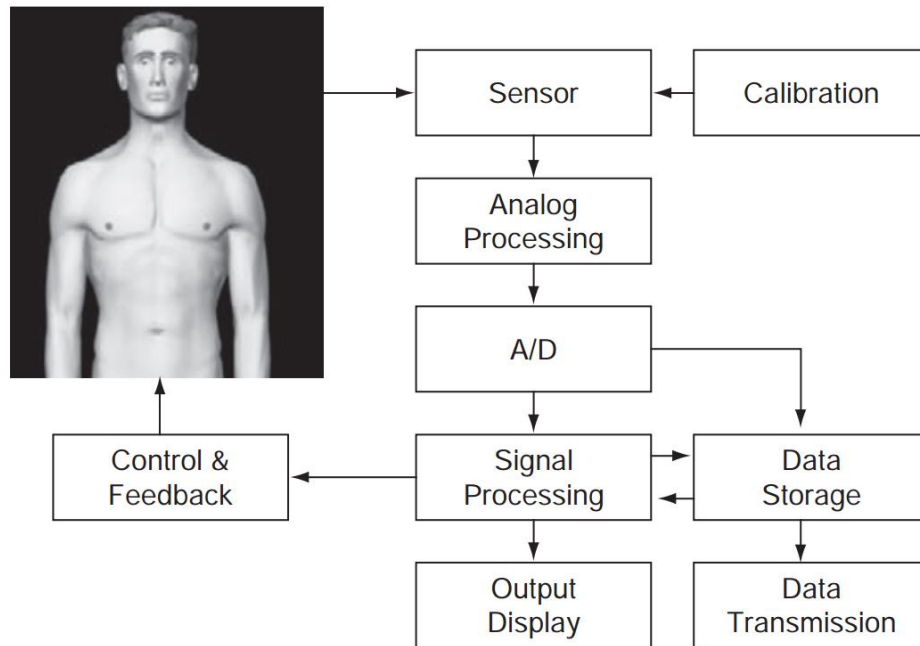
3.3 BIOINSTRUMENTAÇÃO

A bioinstrumentação, ou instrumentação biomédica, é o ramo da ciência que estuda a utilização de instrumentos bioeletrônicos para o mensuramento/aquisição, gravação e transmissão de informações médicas e fisiológicas. Esses processos ocorrem através da conversão de sinais biológicos (provenientes do corpo humano) em sinais elétricos, por meio do auxílio de aparelhos e dispositivos adequados. Tais dispositivos são uma amalgamação de biologia, sensores, eletrônicos de interface, microcontroladores e programação de computadores e requerem a combinação de várias disciplinas tradicionais, incluindo biologia, ótica, mecânica, matemática, eletrônica, química e informática. (BRONZINO, 2012)

A bioeletrônica possui uma grande variedade de aplicações, incluindo: eletrocardiógrafos, marca-passos cardíacos e desfibriladores, monitores de pressão arterial, sistemas de imagem médica, dentre outros. O campo da bioinstrumentação tem possibilidades aparentemente infinitas devido à sua fusão de diferentes campos para o propósito comum de desenvolver novas e excitantes formas de gerenciar e tratar doenças e deficiências. (WEBSTER, 2009)

Na imagem 5 pode-se observar o diagrama básico com alguns dos componentes presentes na maioria dos sistemas de bioinstrumentação. A aquisição ou mensuramento de sinais biológicos (realizado pelos sistemas de instrumentação) gerados por músculos ou pelo cérebro humano, ocorre principalmente por meio da utilização de sensores ou transdutores elétricos. A informação de saída fornecida por esses dispositivos geralmente são sinais analógicos -sinais contínuos-, que posteriormente são analogicamente processados e convertidos em sinais digitais. (BRONZINO, 2012)

Figura 8 - Diagrama de blocos de um sistema para bioinstrumentação



Fonte: (BRONZINO, 2012)

Após o sinal ser mensurado este é amplificado, filtrado, condicionado e convertido em digital. Além disso, alguns sistemas básicos de instrumentação utilizam dispositivos de displays para a exibição do sinal em questão, facilitando assim o seu entendimento. Esses displays podem ilustrar as informações numericamente ou em forma de gráficos, discretos ou contínuos e permanentemente ou temporariamente. (BRONZINO, 2012)

Em adicional aos displays, alguns destes sistemas possuem também a capacidade de armazenamento de informações (temporário ou permanente), como podemos observar no diagrama de blocos acima. Alguns *holters* (exemplos de sistema de instrumentação biomédica), armazenam 24h de informação proveniente de batimentos cardíacos, para no final do período estipulado determinar a existência ou não de anomalias cardiovasculares na análise realizada. (BRONZINO, 2012)

A capacidade de transmissão é outra característica de alguns modelos desses sistemas. O sinal pode ser adquirido em uma localização -como por exemplo a casa do paciente- e transmitido para outro dispositivo, onde o mesmo é processado e/ou armazenado. Essa funcionalidade possibilita um rápido *feedback* de diagnóstico dos pacientes, além de possibilitar a capacidade de realização dos exames nos ambientes domésticos. (BRONZINO, 2012)

A calibração também é um bloco importante da composição de sistemas desenvolvidos através da bioinstrumentação. Este é responsável pelo ajuste dos valores provenientes do sensor/transdutor, de modo que a informação tenha representação significativa para as análises realizadas. (BRONZINO, 2012)

3.4 DISPOSITIVOS DE HARDWARE APLICADOS A ÁREA BIOMÉDICA

3.4.1 Dispositivos analógicos

A eletrônica analógica é o estudo da confecção e utilização de circuitos elétricos ou eletrônicos por meio de dispositivos semicondutores. Surgiu com o advento e necessidade de controlar grandezas físicas, variáveis (formas oscilatórias) ou não e em baixa ou alta frequência, que quando convertidas em valores reais são utilizadas na gerência de quase todos os tipos de equipamentos. (SEDRA; SMITH, 2005)

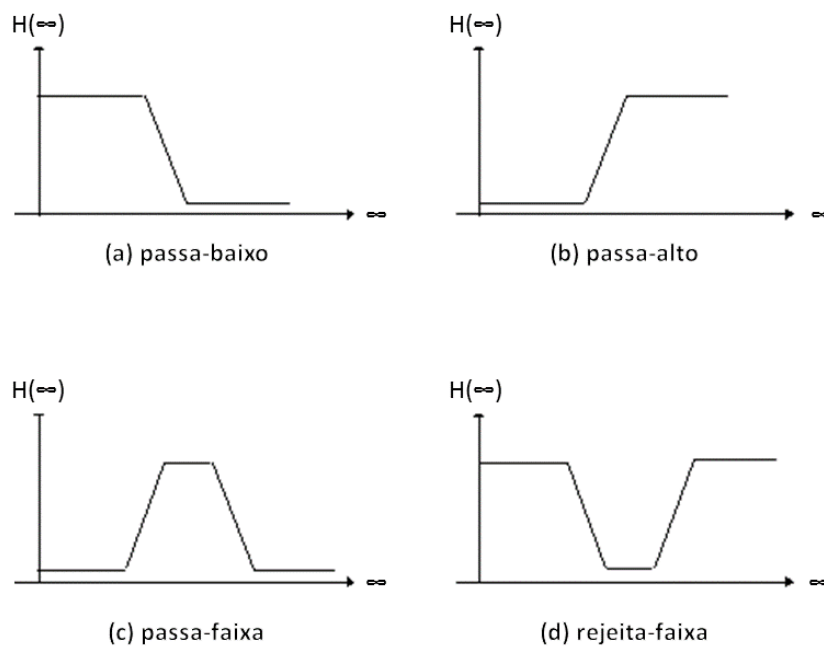
Das características da eletrônica analógica, destaca-se a possibilidade de manipular as variáveis de tensão, corrente elétrica e potência, baseando-se nos princípios das leis de ohm. O mensuramento dessas grandezas é de suma importância para os cálculos de componentes dos circuitos elétricos, uma vez que estas variam de forma contínua -ou aleatória- no tempo em uma escala não inteira de valores. (BOYLESTAD; NASHELSKY, 2004)

A eletrônica analógica é um dos pilares que sustenta a bioinstrumentação. Isso se dá principalmente pelo fato de ser responsável pela confecção dos circuitos de aquisição dos sinais biológicos. Os principais componentes eletrônicos utilizados na aquisição desses sinais são: resistores, capacitores, indutores, transistores, diodos, AMPOP's (amplificadores operacionais) e potenciômetros. Além disso, é importante ressaltar a suas utilizações na confecção de biosensores elétricos, os quais são pequenos circuitos integrados que permitem a aquisição dos sinais em questão. (BRONZINO, 2012)

Outra aplicação da eletrônica analógica na bioinstrumentação está diretamente relacionada a projeção de filtros analógicos. Esses são circuitos lineares projetados para permitir a passagem de determinados componentes de frequências e atenuar outros indesejados. São baseados em elementos reativos (capacitores e indutores) e podem ser passivos (apenas capacitores e indutores) ou ativos (possuindo amplificadores operacionais realimentados). (SEDRA; SMITH, 2005) Quanto à sua resposta em frequência classificam-se em:

- Passa baixa: permitem a passagem de baixas frequências e atenua as demais;
- Passa alta: permitem a passagem de altas frequências e atenua as demais;
- Passa faixa: permitem apenas a passagem de um intervalo específico de frequência;
- Rejeita faixa: atenua apenas um intervalo específico de frequência.

Figura 9 - Tipos de filtros analógicos



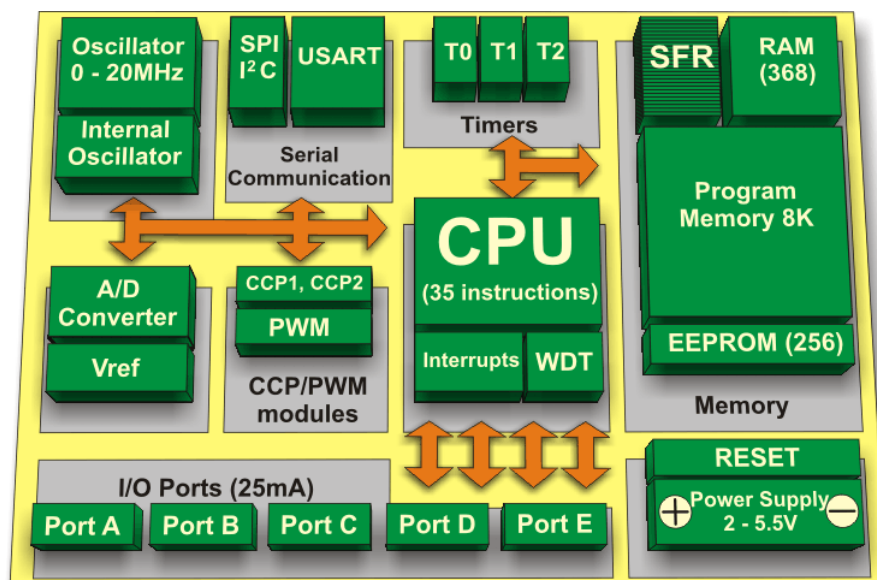
Fonte: http://www.ufrgs.br/eng04030/Aulas/teoria/cap_12/filtelec.htm

3.4.2 Dispositivos digitais

Microprocessadores, também conhecidos como processadores, são circuitos integrados responsáveis pela realização de operações lógicas e aritméticas. A maioria dos computadores e equipamentos eletrônicos baseiam-se nestes para a realização das duas funções, podendo ser o “cérebro” dos sistemas tecnológicos. Esses dispositivos não podem ser programados e apenas realizam funções que outros equipamentos lhe enviam. Para que ocorra essa interação com outros dispositivos são necessários alguns componentes externos, tais como memórias de dados, clock e interfaces de entrada e saída. (TOCCI; WIDMER, 2011)

Por outro lado, microcontroladores são circuitos integrados compostos por um microprocessador e dispositivos periféricos essenciais no seu funcionamento, tais como: memória de programa e dados, interface de entrada e saída de dados, conversores analógico-digitais, temporizadores, comparadores, geradores de pulsos, dentre outros (SANTOS, 2009). Quando se trata de sistemas dedicados ou embarcados, microcontroladores apresentam-se como soluções mais viáveis devido ao seu baixo custo, facilidade de uso, poder de processamento, versatilidade, compatibilidade com uma variedade de periféricos e enorme aplicabilidade. (SOARES; DAMASCENO; BACHAL, 2012)

Figura 10 - Arquitetura de um microcontrolador



Fonte: http://mcupicarm.blogspot.com.br/2015/03/normal-0-21-false-false-false-pt-br-x_10.html

Existem diversas famílias de microcontroladores fabricadas para a comercialização nos dias atuais, dentre as quais pode-se destacar:

- PIC – Fabricados pela microchip;
- M68HC11 – Fabricados pela Motorola;
- MCS51 – Fabricados pela Intel;
- Atmega 328 – Fabricados pela Atmel;

Microcontroladores PIC (*Programmable Interface Controller*) são componentes eletrônicos fabricados pela Microchip Technology, que processam dados de 8, 16 e 32 bits. São utilizados com programação lógica para a gerência dos seus processos e abrangem uma gigantesca área de aplicação, podendo ser usados desde o controle de sensores, botões, chaves relés, led's e displays até mesmo o desenvolvimento de sistemas embarcados complexos. (SOARES; DAMASCENO; BACHAL, 2012)

Outras vantagens a serem destacadas em relação a microcontroladores PIC dizem respeito ao baixo custo, ao baixo consumo de energia, a sua portabilidade, a presença de um oscilador interno com velocidade ajustável, a sua grande disponibilidade de interfaces (UBS, I²C, SPI, Ethernet dentre outras), ao fato de eliminarem a necessidade de muitos componentes externos e a sua facilidade de reconfiguração. (SOUSA; SOUZA, 2012)

A respeito da sua programação, os microcontroladores PIC, tais como qualquer arquitetura, aceitam linguagem de máquina (*assembly*). Entretanto, a sua programação pode ser realizada com linguagens de alto nível, tais como linguagem C, e compiladores específicos para essas tarefas. No que diz respeito da escrita dos programas desenvolvidos na memória interna dos microcontroladores, são utilizados dispositivos dedicados para essas tarefas, conhecidos como gravadores/programadores PIC. Além disso, é possível encontrar diversas placas de desenvolvimento que já possuem um hardware pré-montado, de modo agilizar o desenvolvimento de projetos. (SOARES; DAMASCENO; BACHAL, 2012)

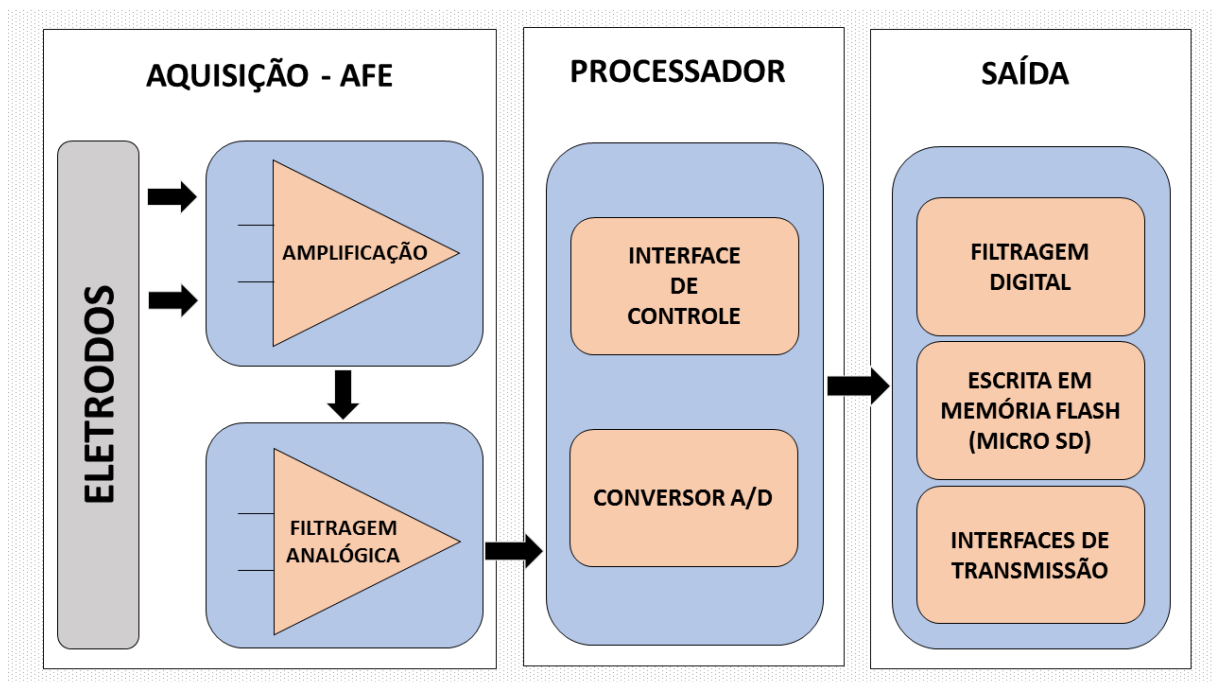
4. METODOLOGIA

4.1 PROJETO DE HARDWARE PARA SISTEMA EMBARCADO DE MONITORAMENTO DE SINAIS DE ECG

Este trabalho faz parte de um projeto de pesquisa intitulado “desenvolvimento de um sistema embarcado para aquisição, dupla filtragem, processamento e transmissão de sinais de ECG”, objetivando principalmente contribuir na sua elaboração desenvolvendo um circuito para armazenamento, transmissão e processamento de sinais ECG.

Diante disso, foi desenvolvido um diagrama de bloco do projeto (figura 11) para auxiliar no seu desenvolvimento. Serão detalhados os blocos e sub-blocos do diagrama, evidenciando quais desses estão diretamente vinculados a este trabalho.

Figura 11 - Diagrama de blocos do projeto



Fonte: Elaborado pelo autor

A imagem acima ilustra os três blocos principais que compõem o sistema em questão e suas subpartes. O primeiro corresponde ao circuito de aquisição e filtragem analógica do sinal, também conhecido como *Analog Front-End* (AFE). Este inicia na aquisição do sinal através da utilização de eletrodos (transdutores) sobre a pele, mensurando pequenos valores de tensão elétrica e amplificando-os através do circuito de amplificação (desenvolvido principalmente

através de AMPOPs e resistores). Posteriormente ocorre a primeira etapa de filtragem objetivando atenuar as componentes de frequências no valor de 60 Hz (interferência proveniente da rede elétrica) e acima de 500Hz (valores que fogem do espectro de análise de um sinal de eletrocardiograma), as quais foram realizadas respectivamente por meio da utilização de um filtro notch convencional e um filtro passa-baixa com amplificador operacional inversor.

O segundo bloco –marco inicial deste trabalho– é composto pelo processador, responsável pelo primeiro tratamento digital do sinal, o qual é realizado principalmente por meio de um conjunto de instruções pré-determinadas no *firmware* do microcontrolador do sistema embarcado. Seu primeiro sub-bloco é o “interface de controle”, destinado exclusivamente para o usuário onde o mesmo pode realizar operações no sistema e visualizar quais tarefas estão sendo executadas. O sub-bloco de “conversor A/D” (*analog-digital* ou analógico-digital) é responsável pela digitalização do sinal elétrico de entrada, operação realizada através de uma interface interna do microcontrolador utilizado e de suma importância para o tratamento e processamento dos dados correspondentes ao sinal de ECG.

O terceiro e último bloco é responsável pelo destino do sinal ECG após o mesmo ser convertido em digital no microcontrolador, também conhecido como “saídas do sistema” foram divididas em: escrita em uma memória flash e transmissão dos dados através de interfaces de comunicação. Nesta primeira, o sinal é armazenado em uma memória flash (cartão de memória / micro SD), possibilitando a transferência e análise dos dados entre diversos dispositivos devido ao fato de ser uma unidade de armazenamento comumente utilizada e padronizada no mercado. Por outro lado, a segunda possibilita transmissão da informação (sinal ECG) para um *webserver* ou dispositivo remoto por meio de interfaces de comunicações, tais como: ethernet, bluetooth, wireless e outras. Por fim, o sub-bloco de filtragem digital é encarregado por remover componentes de frequência que não são de interesse na análise do sinal de eletrocardiograma, tornando-o assim mais “limpo” na realização de diagnósticos.

4.2 BLOCO DO PROCESSADOR

O início da metodologia de desenvolvimento deste trabalho ocorre no bloco de “processador” da figura 8 e termina na saída do sistema embarcado. Após o sinal ter sido mensurado, amplificado e sofrido a primeira etapa de filtragem, este encontra-se preparado para

as etapas de processamento, entrando em contato pela primeira vez com circuitos digitais e microcontroladores.

Primeiramente, constatou-se a necessidade de dividir as tarefas de processamento dos dados (conversão A/D, escrita em memória flash e transmissão) e de interface de controle entre dois microcontroladores distintos. Essa necessidade advém do fato de sobrecarregar o processador quando este é o único responsável pela realização de todas as operações descritas, causando assim imprecisão e dessincronização no processamento dos dados, escrita em memória externa e transmissão das informações. Nos capítulos e tópicos seguintes tal problemática será detalhada de maneira mais clara e explícita.

4.2.1 Interface de Controle

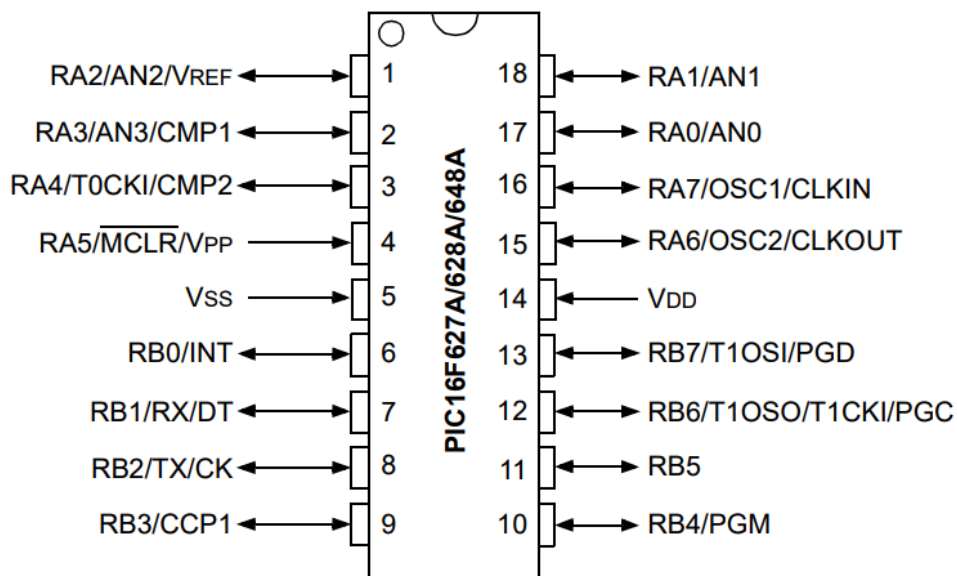
Para o desenvolvimento do módulo da interface de controle foi levado em consideração alguns fatores como portabilidade, desempenho e facilidade de utilização para o usuário. Os componentes eletrônicos usados na confecção do circuito foram:

- 1 microcontrolador PIC16F628A;
- 2 LEDs (vermelho e verde);
- 1 display LCD 16x2;
- 1 cristal oscilador 8Mhz;
- 2 push-buttons (botões de pressão);
- 2 resistores 300 Ω .

Os dois LEDs foram usados para indicar os estados em que o sistema desenvolvido se encontra. Foi utilizada a padronização comumente observada na maioria dos sistemas encontrados no mercado, nos quais o LED verde indica que o sistema está em funcionamento e o LED vermelho indica que o mesmo está pausando ou parado. Além disso, foi acoplado ao projeto um display LCD tamanho 16x2, responsável pela exibição de mensagens textuais ao usuário, auxiliando-o a saber em que estado o sistema encontra-se e qual ação esse está executando. No tópico seguinte (Resultado Experimentais e de Simulação) será exibida uma tabela explicativa contendo as cores dos LEDs, as mensagens exibidas pelo display e as ações correspondentes a todas essas codificações.

O controle desse circuito foi gerenciado por um microcontrolador PIC modelo 16F628A (pinagem ilustrada na figura 12). A escolha deste modelo está ligada à sua portabilidade (dimensões: 22.86mm x 3.3mm), ao fato de sua capacidade de processamento atender as funções solicitadas de maneira satisfatória e por ser um modelo facilmente encontrado no mercado.

Figura 12 - Pinagem do microcontrolador PIC16F628A



Fonte: <http://web.mit.edu/6.115/www/document/16f628.pdf>

Para o desenvolvimento do *firmware* embarcado no microcontrolador, foi utilizado o software Mikro C Pro For PIC v7.0 e suas bibliotecas na elaboração de um script em linguagem C ANSI (disponível em anexo) responsável por ser a inteligência do subsistema em questão. Após a compilação do código fonte, o software gerou um arquivo hexadecimal (*.hex*) que foi utilizado em dois momentos distintos, primeiramente na simulação do circuito desenvolvido através do software Proteus Professional v8.3 (importante para verificar se o mesmo respondia de forma precisa nas ações que lhe foram atribuídas), e posteriormente para ser gravado na memória EPROM do microcontrolador utilizado. Esse último processo ocorreu por meio de um gravador para PIC modelo MultiPROG com auxílio do software MPLAB v8.92.

Foi utilizado um cristal oscilador externo com frequência de 8 MHz nos pinos de CLKIN (clock input) e CLKOUT (clock output) do microcontrolador, essa escolha decorre do fato do sistema não necessitar de uma alta velocidade de processamento das informações pré-definidas.

Os dados de entrada do subsistema em questão –responsáveis pelas ações que o mesmo irá executar– provém do acionamento dos botões (push-buttons) presentes no circuito, procedimentos que serão melhores detalhados posteriormente no trabalho.

4.2.2 Conversor Analógico-Digital

Os dados correspondentes ao sinal cardíaco do paciente sofreram etapas de amplificação e filtragem analógicas para poder serem entregues ao microcontrolador (etapas de condicionamento do sinal). Entretanto, o mesmo chega na entrada do processador na sua forma analógica, provocando assim a necessidade de uma etapa prévia de conversão analógica-digital visto que microprocessadores interpretam e processam apenas valores digitais.

Para essa etapa de conversão foi utilizado o módulo de conversor A/D embarcado internamente no microcontrolador PIC modelo 18F4620. Esse processador é o chip responsável pelo tratamento do sinal de ECG no sistema embarcado, ou seja, esse realizará as operações de tratamento digital do sinal, escrita na memória externa e pelo futuro gerenciamento das interfaces de transmissão (assunto melhor detalhado nos tópicos posteriores).

O módulo utilizado é um conversor A/D com resolução de 10 bits, ou seja, possibilita a discretização do sinal analógicos de entrada em amostras inteiras de valores na faixa de 0 a 1023 (fórmula 1 exibida a seguir). Diante disso, e visto que a faixa de tensão de operação do microcontrolador é de 0–5 volts, é possível atribuir valores de tensão de aproximadamente 0,0049 volts (fórmula 2) para cada passo do intervalo de valores calculado anteriormente, ou seja, o valor 0 no conversor corresponde a 0,0049 volts, o valor 1 corresponde a 0,0098 e assim sucessivamente até o valor 1023 corresponder a 5 volts que é a tensão máxima de operação do processador utilizado.

$$\text{Faixa de Valores} = 2^{\text{Resolução do conversor}} = 2^{10} = 1024 \text{ valores}$$

Fórmula 1 – Cálculo do intervalo de valores de acordo com a resolução do conversor A/D

$$\text{Valores de tensão} = \frac{V_{\text{ref}}}{\text{Faixa de valores do conversor}} = \frac{5 \text{ volts}}{1024} \cong 0,049 \text{ volts por amostra}$$

Fórmula 2 – Cálculo do intervalo de valores de tensão por amostra discretizada

O conversor analógico-digital está presente em 13 pinos do microcontrolador em questão, identificados pela nomenclatura “ANX”, onde X é a numeração correspondente a cada entrada analógica, conforme pode ser observado na imagem do seu datasheet mais adiante. Além disso, o processador possui registradores internos manipuláveis pelo desenvolvedor que permitem a configuração de funcionamento do conversor, possibilitando assim maior controle nas ações que o mesmo irá executar.

Os dados analógicos correspondentes ao sinal de ECG são introduzidos no microprocessador através da entrada RA0 (AN0), pino número 2, facilmente encontrada na ilustração do datasheet do dispositivo presente no tópico a seguir.

4.3 BLOCO DE SAÍDA

4.3.1 Escrita em Memória Flash (Cartão de Memória)

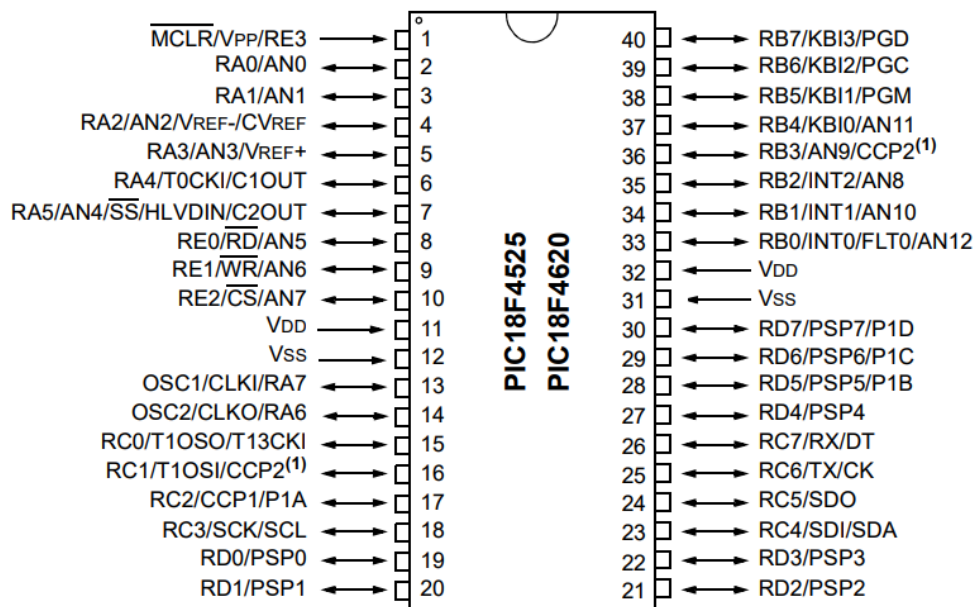
Como citado anteriormente na subseção 4.2.1, foi necessário a divisão do sistema em dois subsistemas com um microcontrolador embutido em cada, no qual o primeiro foi responsável pelo circuito de controle do usuário e o segundo, que será melhor explorado nesta seção, encarregado pelas operações relacionadas à escrita na memória flash e gerência das futuras interfaces de transmissão.

Tratando do bloco de escrita em memória, este inicia-se após o sinal ser convertido de analógico em digital no microcontrolador, introduzindo assim a etapa de armazenamento das informações correspondentes ao sinal de ECG. Para a realização dessa operação foi desenvolvido um subsistema responsável pelo gerenciamento da escrita dos dados em uma memória flash. Os componentes utilizados nesse subsistema foram:

- 1 microcontrolador PIC18F4620;
- 1 módulo cartão micro SD card;
- 1 cartão de memória (8 GB);
- 1 cristal oscilatório de 20 MHz;
- 1 LED;

Para a escolha do microcontrolador PIC18F4620 (pinagem ilustrada na imagem 10), foram levantadas algumas questões pertinentes e importantes, porém se destacou a necessidade de um dispositivo com uma satisfatória quantidade de memória EEPROM interna, uma vez que é um pré-requisito necessário no desenvolvimento do *firmware* que gerencia o processo de escrita em uma memória flash. Diante disso, foi escolhido o microcontrolador citado anteriormente tendo em vista que se encaixava nas descrições necessárias para a tarefa e possuía custo benefício razoável em relação aos demais.

Figura 13- Pinagem do microcontrolador PIC18F4620



Fonte: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/39626e.pdf>

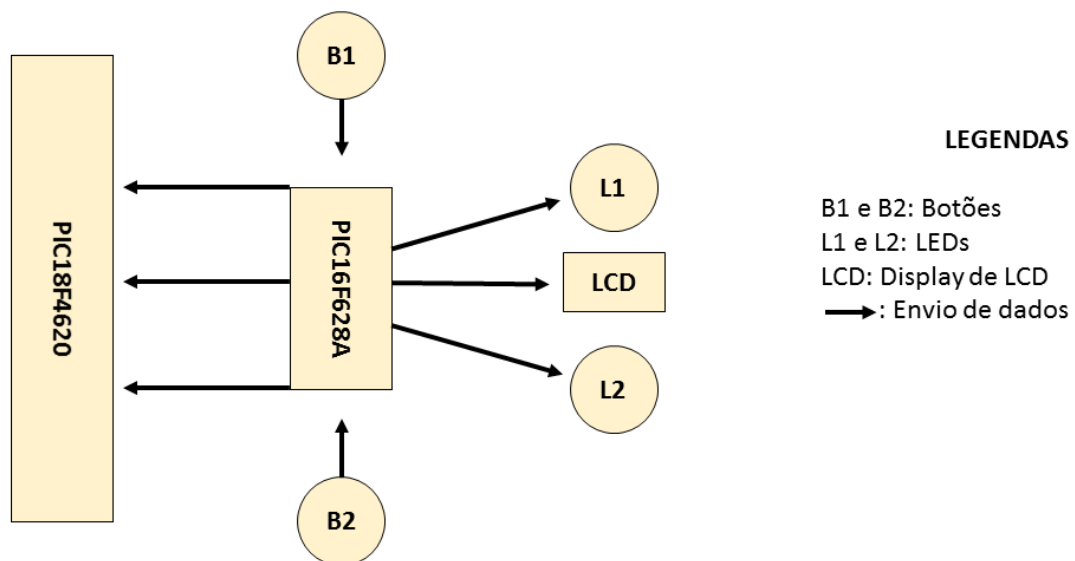
No processo de escrita optou-se por utilizar um cartão de memória, muito devido a sua portabilidade e altas capacidades de armazenamento. Para isso, foi utilizado um módulo cartão micro SD no interfaceamento entre o PIC e o SD card. A comunicação entre os dois últimos ocorreu através do barramento I2C do microcontrolador e o sistema de arquivos utilizado no cartão de memória foi o FAT32, justificado pela sua capacidade de armazenamento ser alta (até 2 TB por partição).

Como citado anteriormente na subseção 4.2.1, os subsistemas de interface com usuário e escrita em memória flash se comunicam através do envio e recebimento de comandos realizados pelos microcontroladores presentes em cada um. Para isso, foram implementados

dois push-buttons no circuito de interface, os quais eram responsáveis pela iniciação e pausa das ações de execução do sistema embarcado.

Na figura 14 é possível ver um diagrama de blocos ilustrando o funcionamento da lógica de envio de dados entre os microcontroladores. Um dos botões ligado diretamente ao PIC16F628A é responsável pelo envio da informação relacionada à iniciação da escrita na memória, que quando pressionado -além de ativar o processo de armazenamento- aciona o LED verde e ilustra no display LCD qual ação está sendo realizada. Do mesmo modo, quando o outro botão é pressionado o primeiro microcontrolador envia dados ao segundo fazendo com esse encerre o processo de escrita na memória, além de acender o LED vermelho e exibir a informação correspondente à função executada.

Figura 14 - Diagrama de funcionamento da comunicação entre os microcontroladores



Fonte: Elaborado pelo autor.

Tratando especificamente do processo de armazenamento das informações do sinal ECG, a nível de programação foi desenvolvido um *script* em linguagem C ANSI utilizando o software Mikro C Pro For PIC. O programa elaborado primeiramente recebia como dados de entrada as informações recebidas no pino RD0 do microcontrolador, as quais eram relacionadas ao estado dos botões acoplados ao PIC (como visto anteriormente), e quando o processo de gravação iniciava os dados lidos no pino RA0 eram convertidos em valores digitais,

armazenados em um *buffer* de 300, amostras para assim, utilizando um conjunto de instruções nativas do Mikro C, escrever esse *buffer* diretamente no cartão de memória.

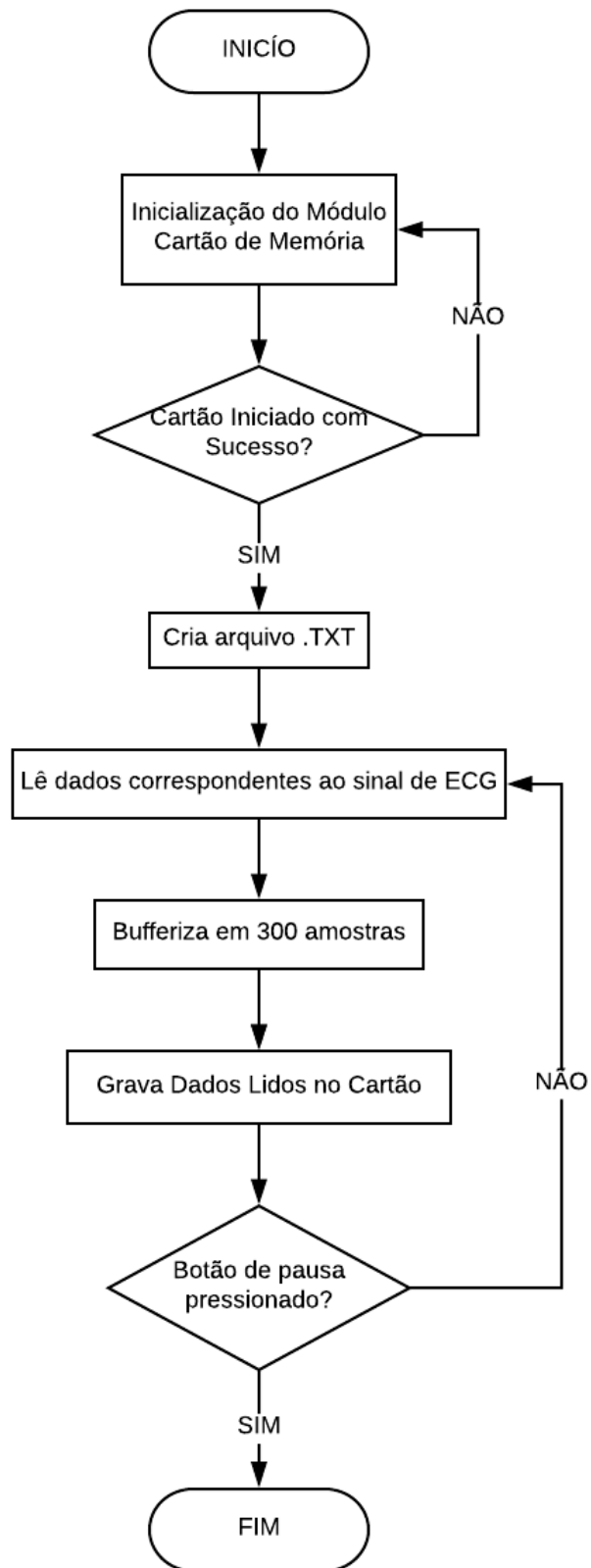
Essas operações ocorreram dentro de um *loop* infinito no programa com intervalos de repetição de 200 ms, ou seja, a partir do momento em que o processo de armazenamento iniciava o mesmo se repetiria interminavelmente até o programa receber a instrução para parada (neste caso o acionamento do outro botão). Para o melhor entendimento da lógica descrita, é possível observar um fluxograma do código fonte na figura 15.

É importante ressaltar que houve a necessidade de realizar download da biblioteca FAT32 (<https://libstock.mikroe.com>) para auxiliar no desenvolvimento do código fonte, uma vez que a versão utilizada do software não possuía um conjunto de instruções pré-definidas para lidar com o sistema de arquivos em questão.

Os dados correspondentes ao sinal ECG foram armazenados em um arquivo de texto (.txt) separando as amostras (valores de tensão lidos) por quebras de linhas. Foi bloqueado o oscilador interno do PIC para a utilização de um cristal oscilatório externo de 20 MHz devido ao fato deste possuir alta frequência de operação, causando assim a menor perda de informação do sinal possível em todos os processos.

Todas as operações descritas acima foram devidamente simuladas no software Proteus Professional versão 8.3 e quando validadas foram embarcadas no microcontrolador através do gravador para PIC modelo MultiPROG com auxílio do software MPLAB v8.92. Processo semelhante ao descrito na subseção 4.2.1.

Figura 15 - Fluxograma do script de armazenamento dos dados de ECG na memória flash



Fonte: Elaborado pelo autor.

4.3.2 Interface no Ambiente Matlab e Filtragem Digital

Após os dados serem armazenados no arquivo de texto, foi necessário o desenvolvimento de uma interface que possibilitasse observá-los na sua forma de onda para a realização da validação do mesmo (comparar o sinal ECG lido em tempo real com o escrito no cartão de memória). Além disso, houve também a necessidade da elaboração da segunda etapa de filtragem, objetivando atenuar as demais componentes de frequência que fugiam do espectro de interesse de um sinal de eletrocardiograma. Neste segundo momento essa etapa ocorreu de forma digital diretamente no sinal gravado. Para a realização das tarefas descritas foi utilizado o software MATLAB e seus conjuntos de instruções que auxiliaram e otimizaram o tempo de desenvolvimento.

Para a criação da interface com o usuário fez-se uso da ferramenta “App Designer” do MATLAB, um ambiente propriamente destinado à criação de aplicações que integra o *layout* dos componentes visuais desenvolvidos e a programação do comportamento do aplicativo. Neste caso, foi utilizado para a elaboração de uma GUI (também conhecida como interface gráfica de usuários) com 4 funcionalidades:

- Abrir um explorador de arquivos para buscar o documento .txt correspondente ao sinal de ECG;
- Plotar o sinal ECG original que foi gravado no cartão de memória na sua forma contínua;
- Plotar o sinal ECG original que foi gravado no cartão de memória na sua forma discreta;
- Aplicar a filtragem digital no sinal em questão e plotar o resultado.

A interface desenvolvida foi dividida em dois lados, onde a lateral esquerda possui botões correspondentes as funcionalidades descritas acima e a direita é um gráfico exibindo as formas de ondas da análise requerida. Além disso, foi implementando um *label* indicando a mensagem “Sem Arquivos Carregados” se o usuário ainda não tiver carregado o arquivo .txt ou “Arquivo Carregado” no caso contrário.

Tratando-se da filtragem digital do sinal, foram utilizadas funções do *toolbox* de processamento de sinais do MATLAB. O script para a realização dessa etapa foi associado ao botão “Filtro Digital” da interface desenvolvida, atenuando assim as faixas de frequência de 55Hz-65Hz (frequência de interferência proveniente da rede elétrica) e valores acima de 500Hz (valores que fogem do espectro de análise de um sinal de um sinal de eletrocardiograma).

4.3.3 Interfaces de Transmissão

Tratando das interfaces de transmissão, foram realizadas análises acerca das principais possíveis saídas para o envio dos dados do sistema, são elas: ethernet, wireless e bluetooth. Foram analisados *datasheets* de 3 possíveis dispositivos para cada um dos tipos de transmissão em questão:

- Módulo Ethernet ENC28J60;
- Módulo Bluetooth HC-05;
- Módulo Wireless ESP8266.

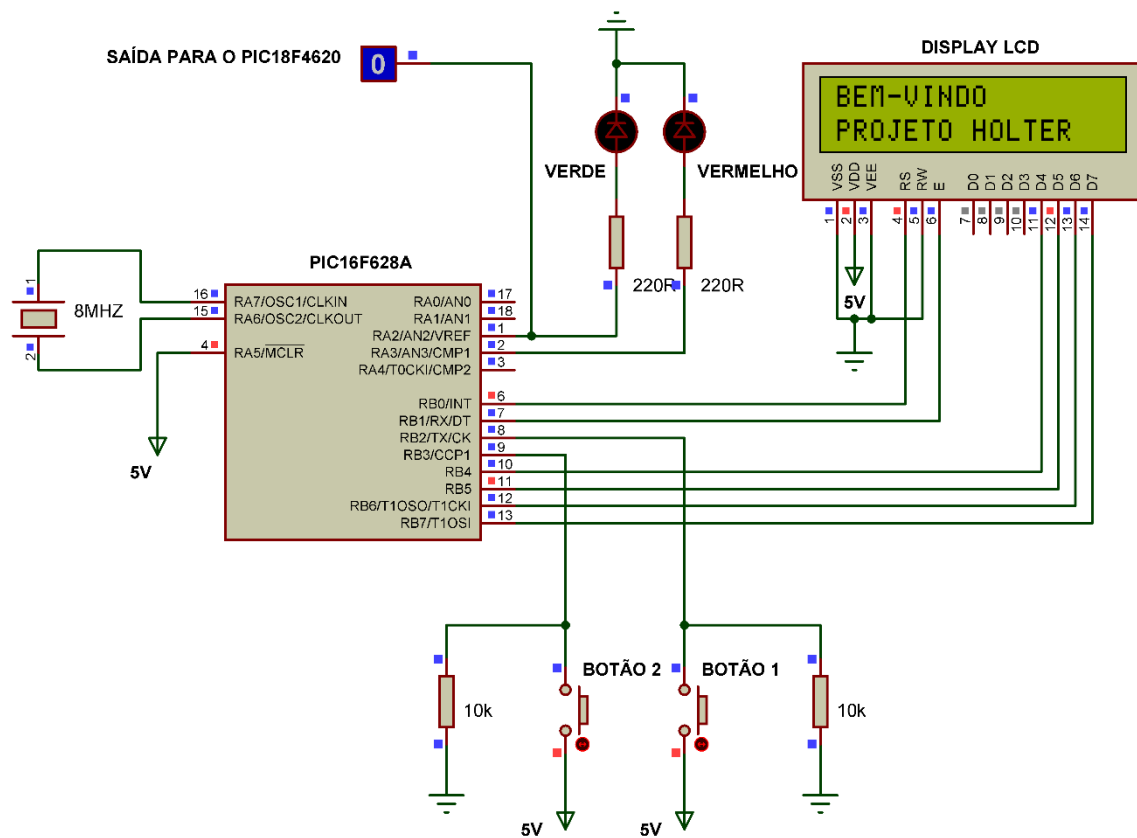
As variáveis analisadas em tal estudo foram velocidade de transmissão, relação entre portabilidade e eficiência, necessidade de um dispositivo intermediário, dificuldade em implementação e custo benefício. Diante disso, foi confeccionada uma tabela classificando cada um dos dispositivos em relação aos itens descritos em “alto, médio ou bom” ou “sim ou não” dependendo de qual avaliação esteja sendo realizada.

5. RESULTADOS EXPERIMENTAIS E DE SIMULAÇÃO

5.1 SUBSISTEMA DE INTERFACE DE CONTROLE

O circuito correspondente ao subsistema de interface de controle foi desenvolvido e testado, respondendo de maneira satisfatória às tarefas que lhe foram atribuídas e reagindo rapidamente aos comandos, além de enviar –de forma precisa– ao outro microcontrolador os dados de entrada para inicialização ou pausa do processo de escrita. Na figura 16 é possível visualizar o esquemático do circuito em questão.

Figura 16 - Esquemático do circuito de interface de controle



Fonte: Elaborado pelo autor.

Quando o sistema é ligado e não há a ação de nenhum dos botões, o mesmo entra no modo *stand-by* e o display LCD exibe a mensagem “Bem-Vindo – Projeto Holter” ao usuário, onde nenhum dos LEDs é ligado, não há o envio de nenhum bit e este fica aguardando qualquer comando para a inicialização e realização de suas tarefas.

A saída dos dados para o PIC18F4620 está presente no pino RA2 do microcontrolador acima (correspondente também ao acionamento do LED verde), a qual foi configurada no script desenvolvido para trabalhar apenas com valores digitais, conseqüentemente enviando através do barramento o bit 1 (5 volts) quando o primeiro botão é pressionado ou o bit 0 (0 volts) quando o segundo botão é acionado.

Como falado anteriormente, a ação de pressionar os botões, além de enviar dados ao outro microcontrolador, executa também as operações de ligar os LEDs (verde e vermelho) e de exibir mensagens correspondentes às funcionalidades no display de LCD. Na tabela 1 é possível observar a funcionalidade de cada um dos botões e as mensagens visuais de transmissão causadas por eles.

Tabela 1 - Ações realizadas pelo acionamento dos botões

	L Verd	L Verm	Text LCD	Bit Send
Botão 1	On	Off	Gravando – File: “Nome do Arquivo”	1
Botão 2	Off	On	Desligado – Em espera...	0

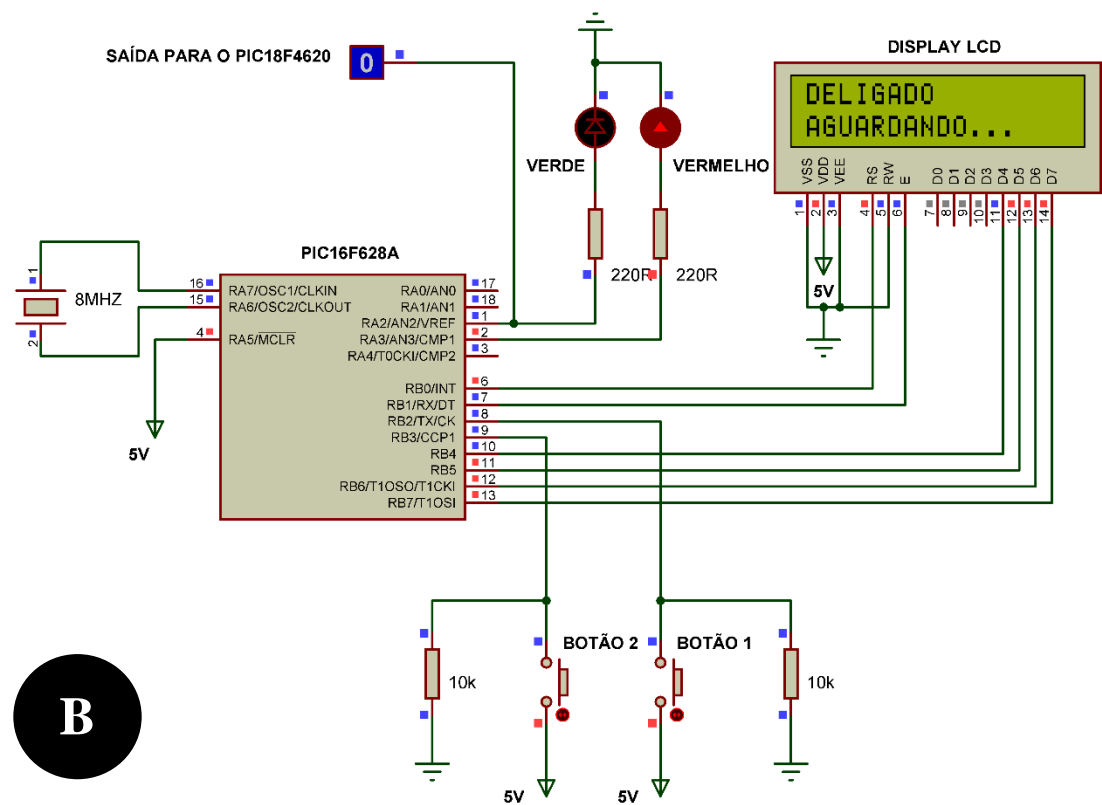
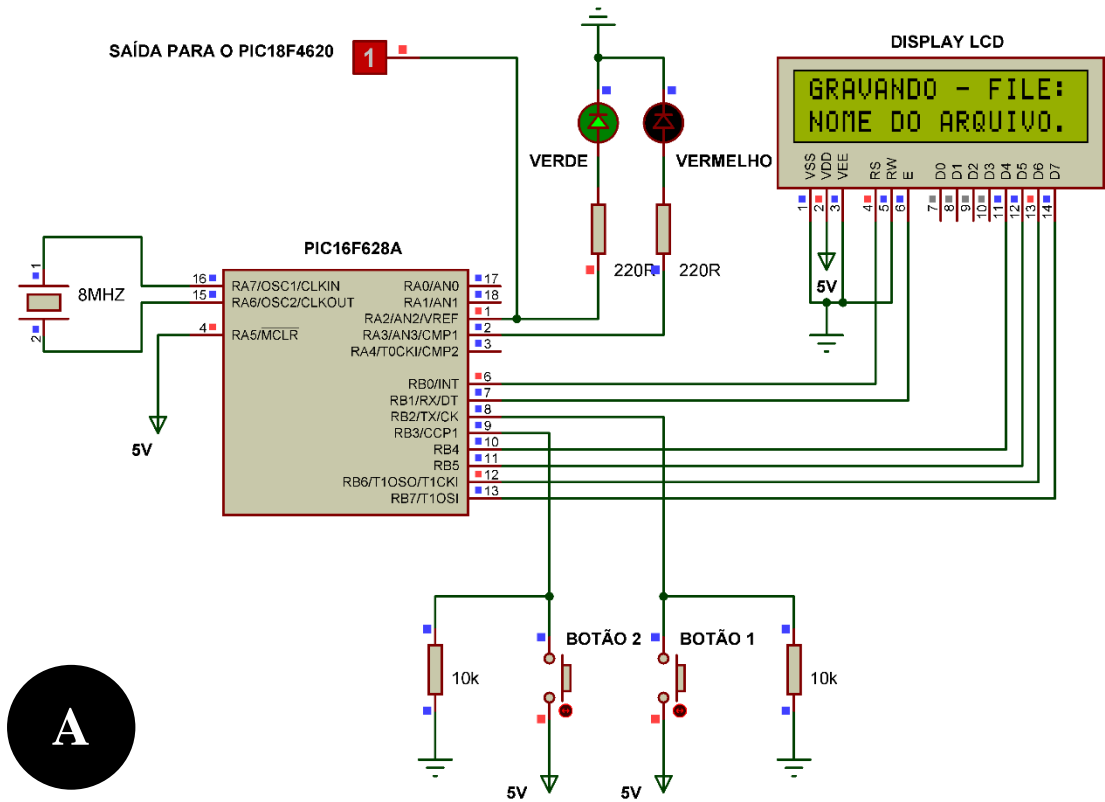
Fonte: Elaborado pelo autor.

Legendas: **Bit Send:** Bit enviado; **Text LCD:** Texto exibido no display LCD;
L Verd: LED Verde; **L Verm:** Led Vermelho; **On:** Ligado; **Off:** Desligado.

Após a efetivação de simulações do circuito acima utilizando o software Proteus Profissional v8.3 e confirmar que o mesmo respondia da maneira desejada, foram realizados testes práticos do subsistema. Primeiramente, este foi confeccionado e testado em uma placa *protoboard*, para assim, depois de confirmado o seu perfeito funcionamento, ser transferido para o protótipo final versão 1.0, podendo ser observado na figura 21 do tópico seguinte.

Na figura 17 a seguir é possível visualizar, nas subfiguras A e B, o estado que o subsistema de controle se encontra após o acionamento de cada uma das suas entradas. Nota-se que a saída para o PIC18F4620 é um dispositivo de *logic state* (estado lógico) simulando qual bit está sendo enviado no barramento.

Figura 17 - Funcionamento do circuito de controle para cada uma das entradas



Fonte: Elaborado pelo autor.

Posteriormente foram realizados testes práticos do circuito a partir da sua confecção em uma placa *protoboard*. Para simular o batimento cardíaco foi injetado na entrada dos dados (pino RA0) uma onda senoidal com frequência de 200Hz, observando após os processos que o sistema amostrava e armazenava o sinal de forma precisa, mantendo as propriedades e formato da senóide original, além de causar uma perda de informação aproximadamente nula.

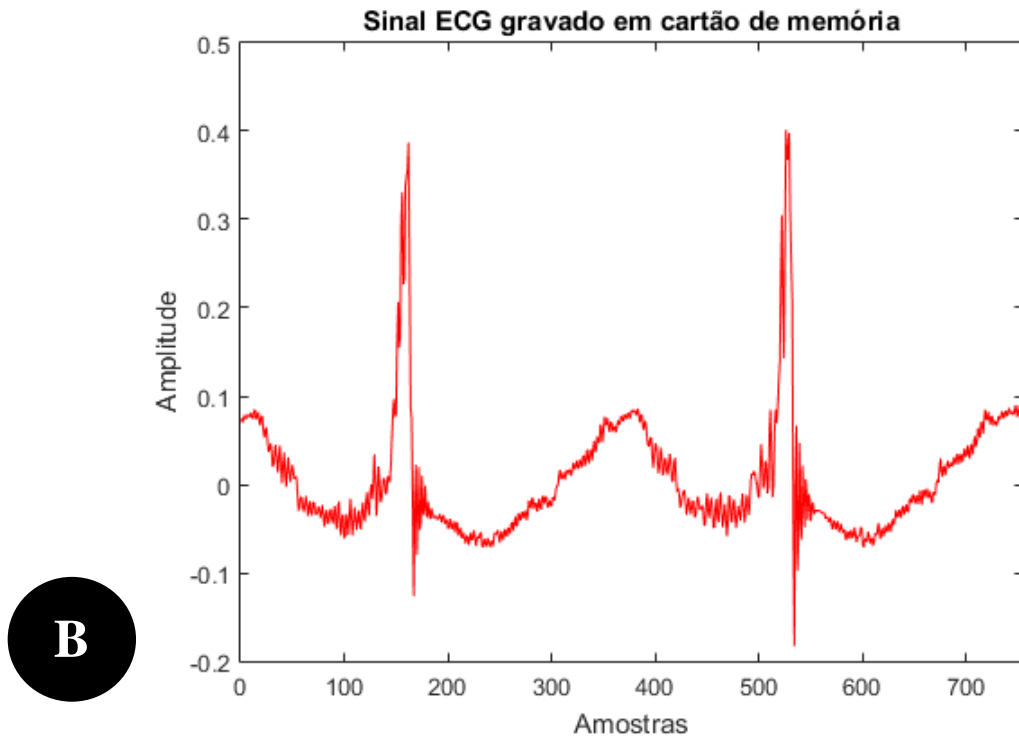
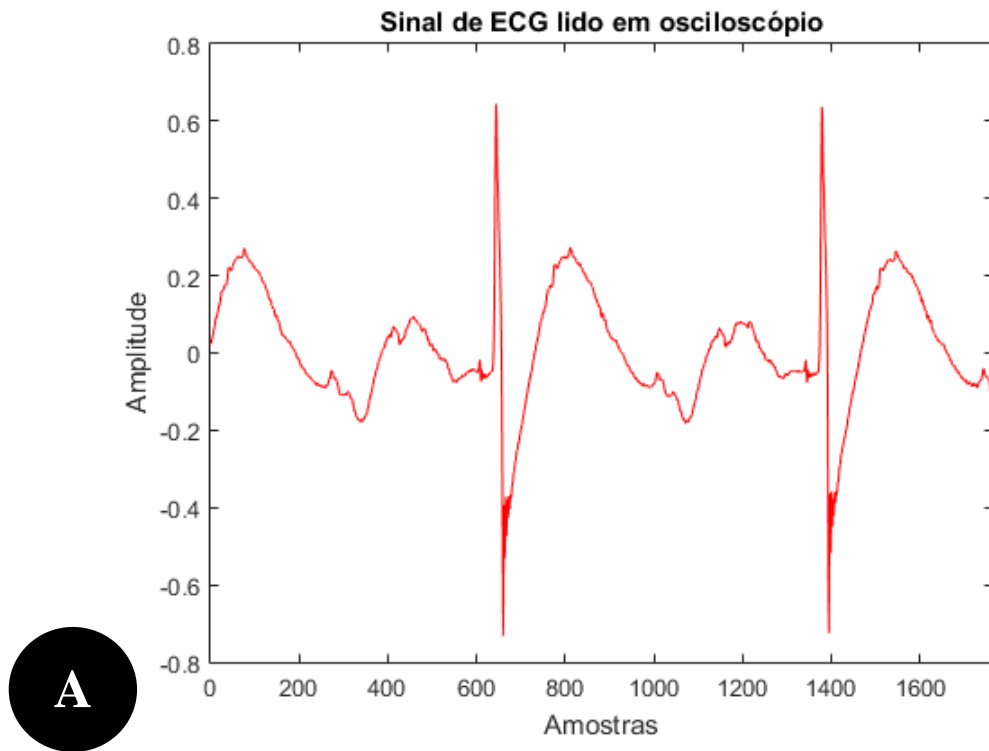
Entretanto, quando foram realizados testes com o sinal cardíaco propriamente dito, houve pequenas divergências entre o sinal lido e o sinal gravado no cartão de memória. Esse problema decorreu da diferença entre as velocidades de gravação do módulo cartão micro SD card e leitura dos dados correspondentes ao sinal, uma vez que o tempo levado para a realização do primeiro era muito mais lento em relação ao segundo. Tal problemática será posteriormente melhor detalhada e explorada no tópico “Dificuldades Encontradas”.

Na subfigura B, da figura 19 exibida a seguir, é possível observar um sinal de eletrocardiograma gravado em um arquivo .txt através do circuito em discursão. Nota-se que embora a onda gravada não apresente exatamente as mesmas estruturas da exibida na subfigura A (sinal de ECG lido diretamente do corpo humano em um osciloscópio), é notória a presença das principais componentes de um sinal cardíaco, tais como onda P, T e U e complexo QRS. Foi realizado um comparativo com os demais trabalhos semelhantes encontrados, e constatou-se que os resultados apresentados no processo de armazenamento eram satisfatórios, validando assim a resposta apresentada pelo circuito desenvolvido.

Após as confecções, simulações e realização de testes de ambos os circuitos discutidos –neste e no tópico anterior–, houve as validações das ideias originais de funcionamento para os sistemas desenvolvidos, as quais foram anteriormente discutidas no capítulo de metodologia. Diante disso, foi realizada a conjunção dos dois subsistemas em um único circuito elétrico (esquemático exibido na figura 20), observando que a comunicação entre ambos ocorreu como previsto, com os botões controlando o processo de leitura/escrita dos dados e o display exibindo corretamente quais ações o sistema está executando.

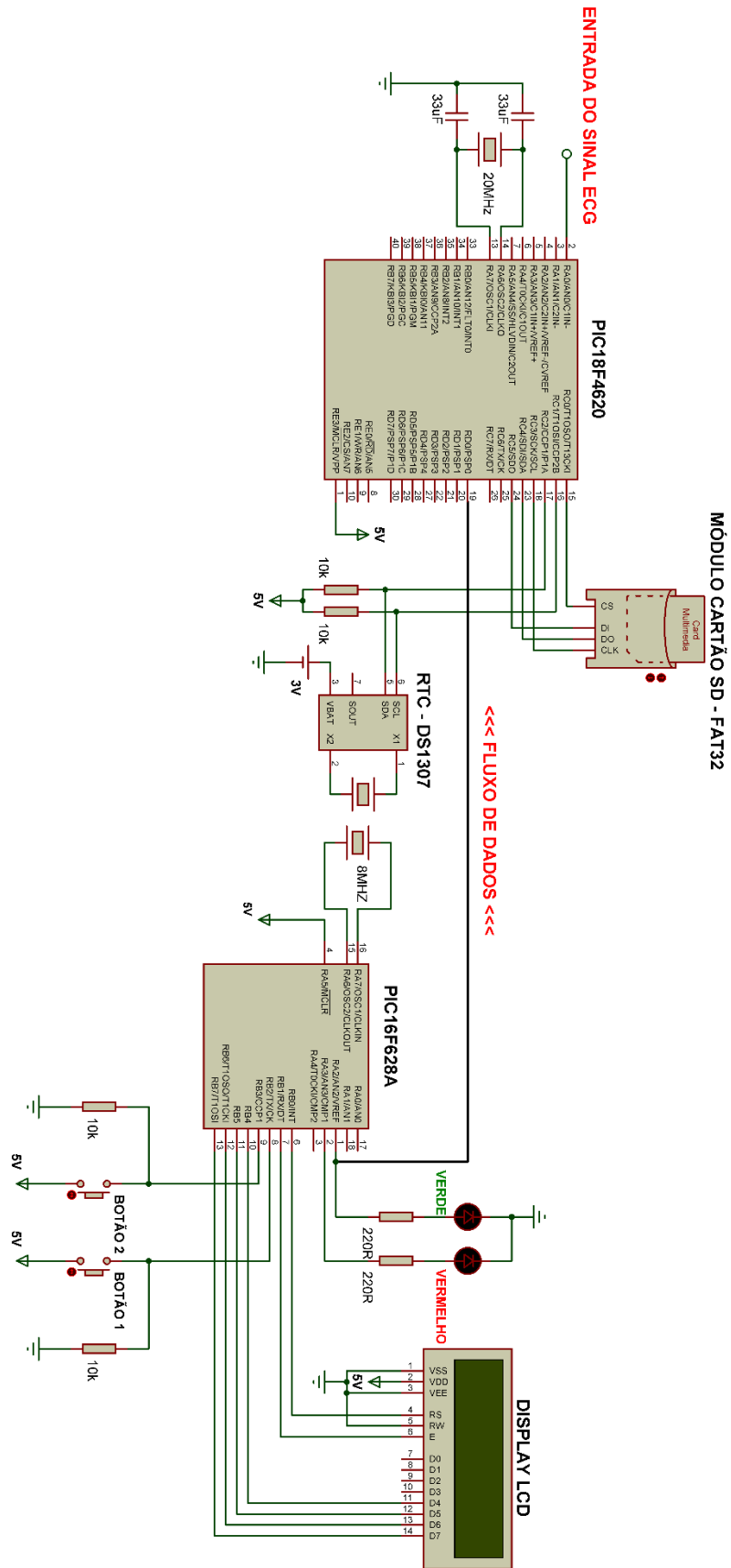
Para a finalização da confecção do primeiro protótipo de sistema embarcado foram transferidos para uma placa de fenolite perfurada (ilustrado na figura 21) os componentes dos circuitos discutidos neste trabalho. É importante ressaltar que o mesmo procedimento ocorreu com os dispositivos correspondentes ao subsistema de condicionamento do sinal de ECG (trabalho complementar).

Figura 19 - ECG lido por osciloscópio (A); ECG gravado em SD Card (B)



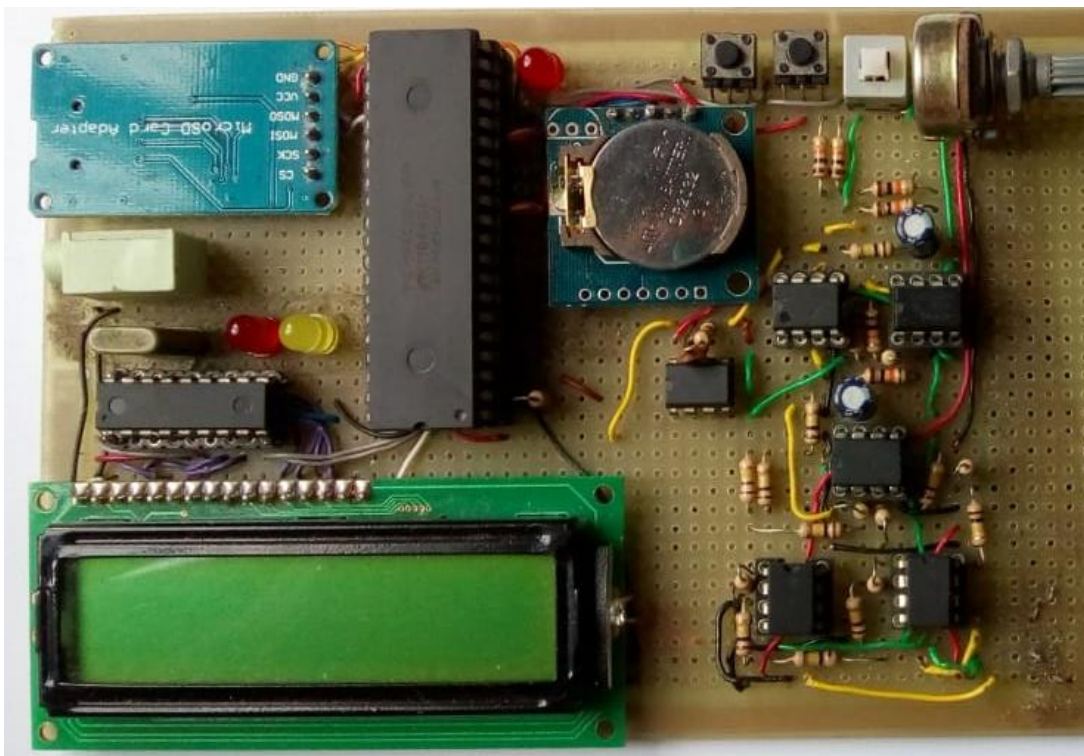
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 20 - União dos circuitos de controle e armazenamento em memória flash



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 21 - Protótipo do sistema embarcado confeccionado em placa de fenolite



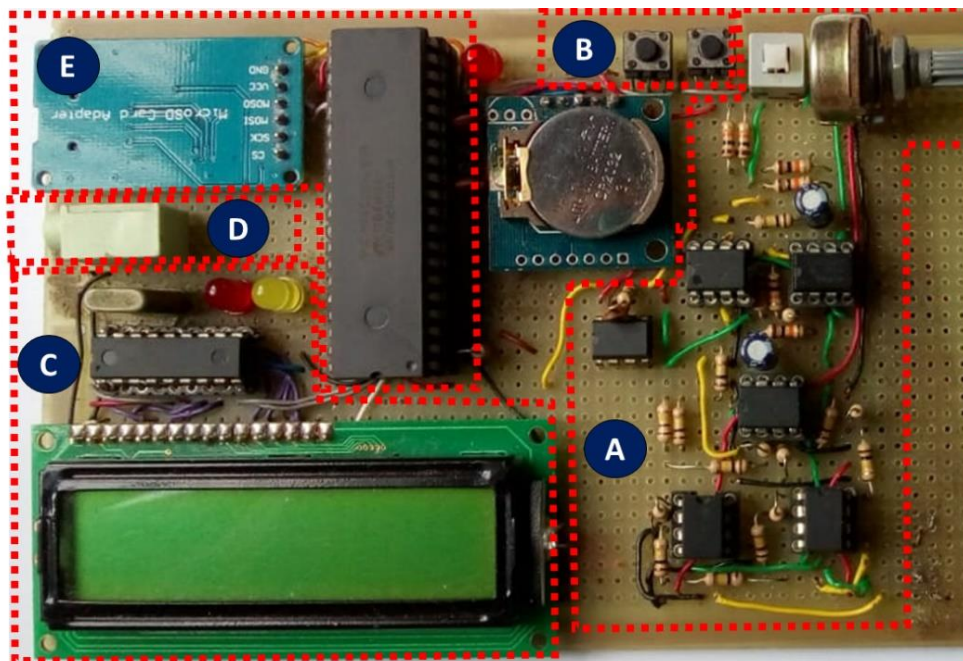
Fonte: Elaborado pelo autor.

Na figura 21 é possível observar a presença de todos os componentes e circuitos discutidos no presente trabalho, sendo que, em adicional à saída convencional do sistema embarcado (cartão de memória) foi implementado um conector P2 fêmea podendo ser utilizado para estabelecer uma interface com osciloscópios externos, possibilitando assim uma visão em tempo real dos sinais de ECG lidos.

A entrada dos dados ocorreu através de outro conector P2 fêmea, no qual era injetada a saída do circuito de condicionamento do sinal. Foram adicionados dois dispositivos auxiliares no projeto, um botão de estado utilizado para ligar ou desligar todo o projeto e um LED vermelho na lateral do microcontrolador PIC18F4620, este último responsável por auxiliar a visualização dos preenchimentos do *buffer* de escrita das informações. A divisão dos blocos e principais componentes é ilustrada na figura 22, rotulando cada subparte com uma letra e dizendo sua representação na legenda da figura.

Embora o sistema apresente características de portabilidade, este necessita de uma alimentação direta da rede elétrica ou fonte externa, isto ocorre pela ausência temporária de suporte para baterias ou pilhas, impossibilitando assim autonomia do mesmo. Tal problemática será melhor abordada no subtópico de “Trabalhos Futuros”.

Figura 22 - Divisão dos blocos do protótipo do sistema embarcado



Fonte: Elaborado pelo autor.

Legendas: **A:** circuito de condicionamento do sinal; **B:** Botões de Controle; **C:** Circuito para exibição das informações; **D:** Saída para osciloscópio; **E:** Circuito de escrita no cartão de memória.

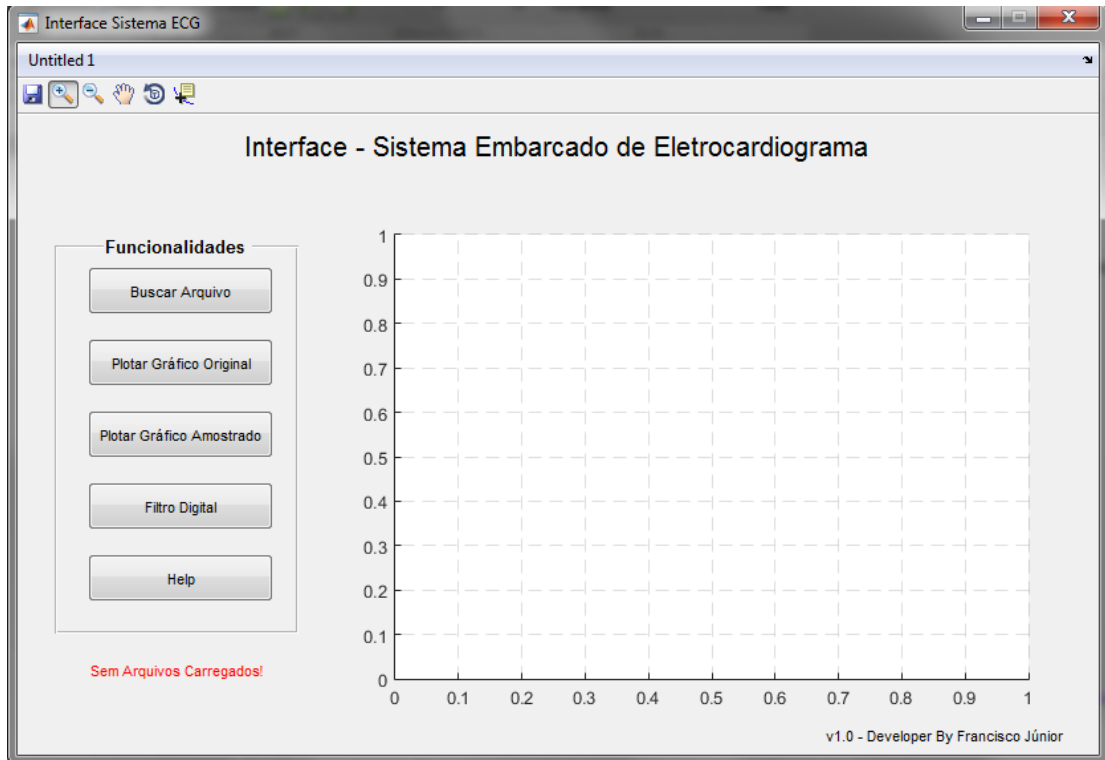
5.3 INTERFACE NO MATLAB E FILTRAGEM DIGITAL

A interface de visualização dos dados correspondentes ao ECG desenvolvida pelo software MATLAB, foi confeccionada após a construção do primeiro protótipo de sistema embarcado ilustrado anteriormente, objetivando principalmente o auxílio na exibição do sinal gravado e na aplicação da etapa de filtragem digital no mesmo. Na figura 23 é ilustrada a janela principal da GUI (interface do visualizador) desenvolvida.

Como citado no capítulo de metodologia, a interface foi dividida em ala lateral esquerda, contendo os botões de controle das ações da interface e ala lateral direita correspondente ao gráfico de exibição do sinal carregado. As funcionalidades responderam como previsto, carregando o arquivo .txt e exibindo o ECG na sua forma original contínua ou discreta, além de possibilitar os controles de *zoom in* ou *zoom out* no gráfico em destaque.

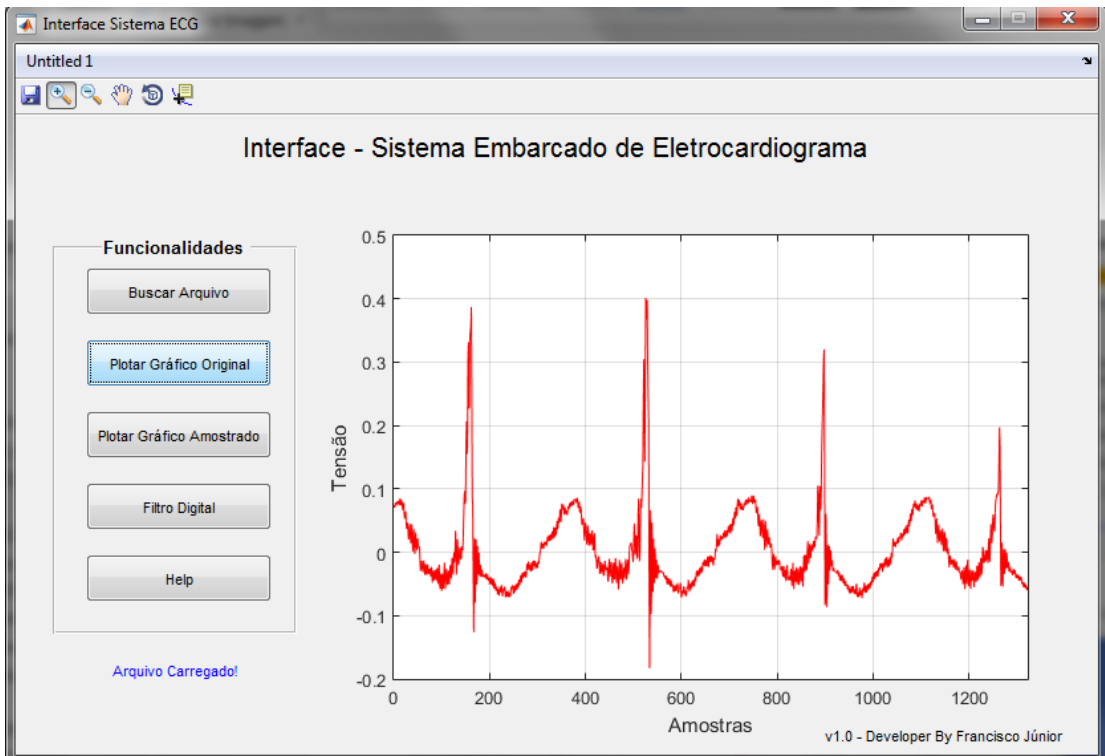
O filtro digital também respondeu como previsto, eliminando as componentes de frequências no intervalo de 55-65Hz e acima de 500Hz, possibilitando assim uma visualização mais clara do espectro de interesse do sinal e tornando-o mais legível para possíveis análises clínicas. Nas figuras 24, 25 e 26 é possível visualizar, respectivamente, a aplicação com o sinal na sua forma contínua, discreta e filtrada digitalmente.

Figura 23 - GUI desenvolvida em ambiente MATLAB para visualização do sinal ECG



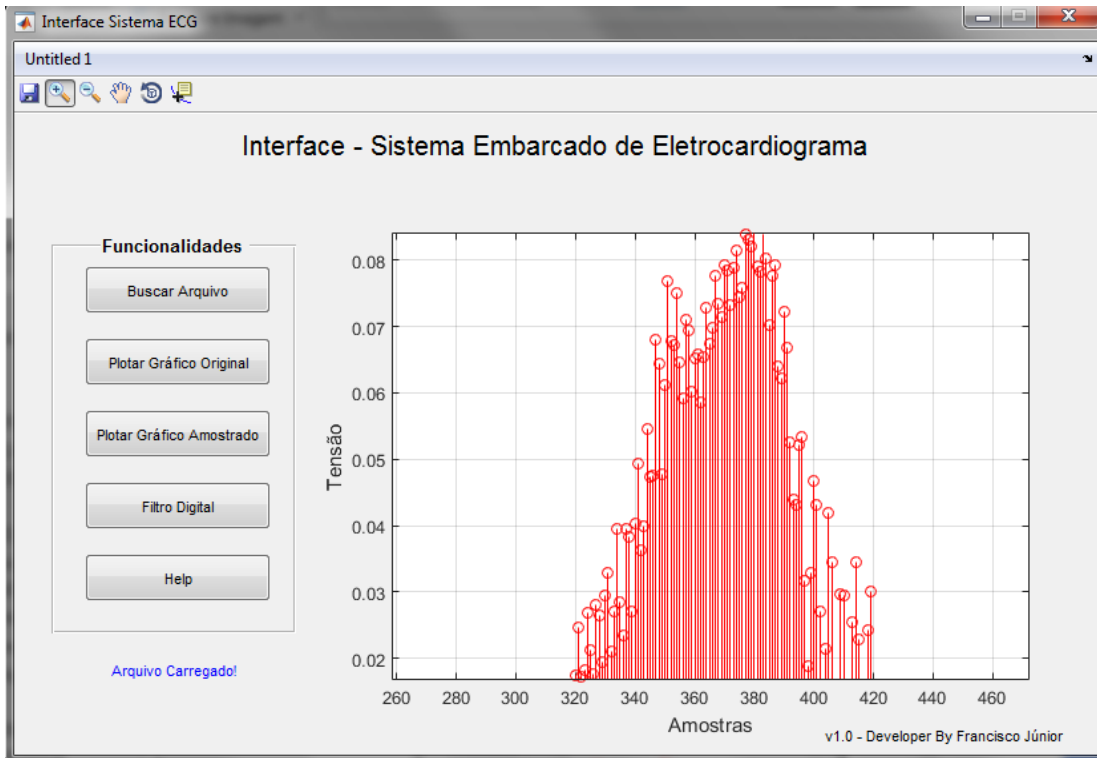
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 24 - Sinal contínuo plotado na GUI desenvolvida em MATLAB



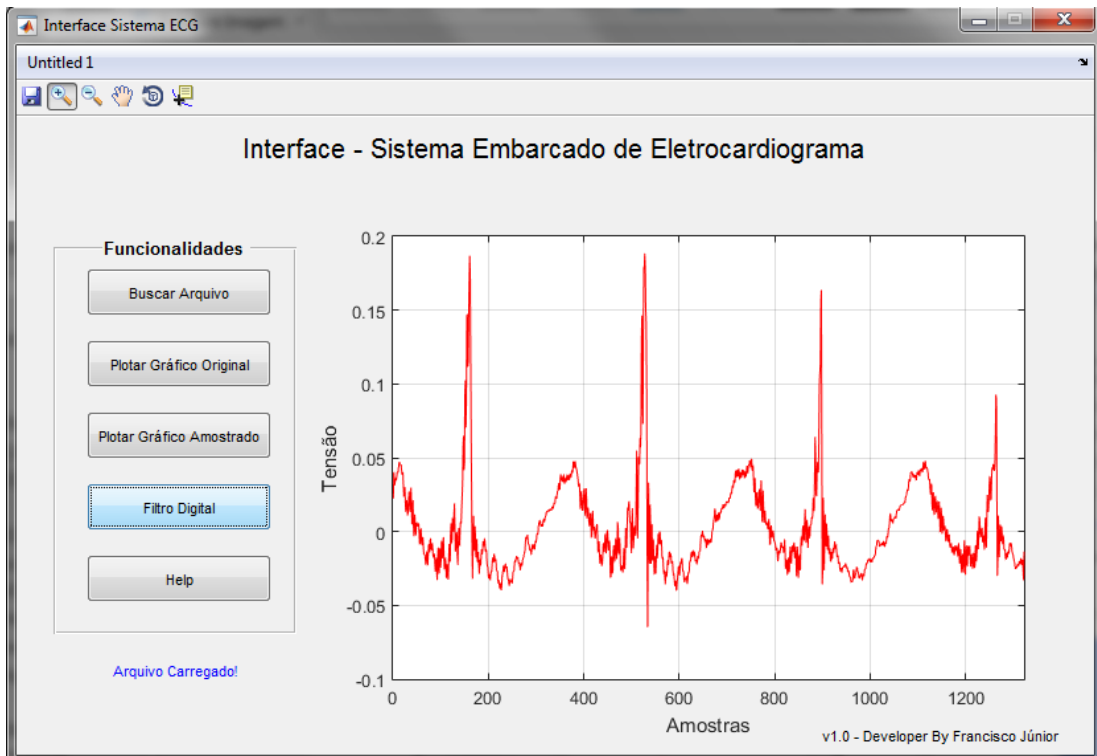
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 25 - Sinal discreto plotado na GUI desenvolvida em MATLAB



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 26 - Sinal digitalmente filtrado e plotado na GUI desenvolvida em MATLAB



Fonte: Elaborado pelo autor.

5.4 INTERFACES DE TRANSMISSÃO

No projeto correspondente ao sistema embarcado desenvolvido no presente trabalho, foi proposta a criação de interfaces de transmissão para outros dispositivos externos, tornando-se destino final para o sinal de eletrocardiograma. A partir disso, na tabela 2 é possível visualizar um comparativo entre três possíveis saídas, no qual foram analisadas variáveis de importância para uma futura escolha de implementação.

Tabela 2 - Comparação entre possíveis interfaces de transmissão

	Velocidade de transmissão	Relação portabilidade e eficiência	Dificuldade de implementação	Custo benefício	Necessidade de um dispositivo intermediário
Ethernet	Baixa	Baixa	Baixa	Baixo	Sim
Bluetooth	Alta	Alta	Alta	Alto	Não
Wireless	Alta	Média	Alta	Médio	Sim

Fonte: Elaborado pelo autor.

Analisando os pré-requisitos para o desenvolvimento do módulo de transmissão ethernet, notou-se principalmente as necessidades de um dispositivo roteador intermediário e da criação de um *web server* (servidor web). Este primeiro é utilizado para estabelecer o interfaceamento entre o sistema embarcado e a rede internet (através do conector RJ-45) e o segundo é fundamental para armazenar os documentos resultantes na web. Após o sinal ser lido e armazenado em um arquivo .txt o sistema realizaria o upload do documento em questão para o servidor desenvolvido, que por sua vez permitiria aos usuários que possuíssem acesso à página a realizar o download dos dados correspondentes ao sinal ECG.

Analisando a tabela 2 acima, observa-se que a tecnologia de transmissão ethernet (ENC28J60) se mostra com baixa velocidade de transmissão, funcionando a aproximadamente 10 Mbps. Entretanto, por tratar do upload e download de arquivos de texto relativamente grandes, acaba se tornando um processo consideravelmente demorado. No que diz respeito a relação entre portabilidade e eficiência, o mesmo também se apresenta baixo no comparativo, devido principalmente ao fato de necessitar de cabeamento na realização das transferências de dados. Por outro lado, se mostra eficiente em relação à dificuldade de implementação e custo

benefício, uma vez que respectivamente, há uma diversidade de bibliotecas auxiliares para desenvolvimento e o módulo em questão encontra-se com razoável preço e facilidade no mercado. Para a implementação desta tecnologia, há a necessidade de um roteador como dispositivo intermediário tal qual citado anteriormente.

A interface de transmissão bluetooth mostra-se promissora no que diz respeito a velocidade de transmissão com uma taxa de aproximadamente 2,1 Mbps. Porém, diferentemente da tecnologia discutida anteriormente, esta envia ao receptor individualmente cada valor lido pelo sistema, ou seja, a medida que o microcontrolador recebe as informações correspondentes ao ECG, o mesmo transmite tais amostras para o destinatário. Além disso, torna-se uma interface com relação alta entre portabilidade e eficiência devido principalmente ao fato de se tratar de uma conexão sem fio, onde o dispositivo escolhido (HC-05) possibilita conexões a aproximadamente 10 metros de distância entre transmissor e receptor.

De acordo com a tabela 2, essa interface mostra-se alta no que diz respeito a dificuldade de implementação, isso decorre do fato de até o presente momento existir poucas informações na internet relacionadas à sua implementação com o modelo de microcontrolador utilizado no projeto. Além disso, também se demonstrou alto no que diz respeito a custo-benefício, pois levou-se em consideração a necessidade de um dispositivo receptor. A interface bluetooth não necessita de um dispositivo intermediário, pois como citado anteriormente esta envia o sinal ECG diretamente a um smartphone –por exemplo–.

A última tecnologia de transmissão estudada trata-se da *wireless*. Esta apresenta-se alta para velocidade de transmissão de dados, isso decorrendo principalmente do fato de enviar individualmente cada valor lido pelo microcontrolador ao dispositivo destinatário (semelhante a interface bluetooth) e também por poder alcançar até 100Mbps, dependendo da configuração estabelecida pelo desenvolvedor. Na análise foi considerada média para a relação portabilidade e eficiência, pois necessita estar conectada diretamente ao roteador receptor (distância de aproximadamente 91m), que por sua vez é um dispositivo estático.

Sua dificuldade de implementação também foi considerada alta, pois semelhante à tecnologia bluetooth há poucas informações encontradas na literatura sobre o desenvolvimento de uma aplicação com modelo de microcontrolador utilizado. Apresentou-se média para a variável custo-benefício, uma vez que necessita apenas do módulo wireless ESP8266 e de um roteador receptor. Esta interface necessita de um dispositivo intermediário para o estabelecimento de uma conexão, sendo esse, como citado anteriormente, um roteador.

6. CONCLUSÕES

Neste trabalho, foi desenvolvido um protótipo de sistema embarcado para armazenamento, processamento e transmissão de sinais biomédicos com ênfase em sinais de eletrocardiograma. Nele foi possível explorar conceitos básicos e avançados de eletrônica analógica e digital, auxiliando assim na elaboração de um produto final eficiente e com desempenho satisfatório, tal como planejado no escopo inicial do projeto.

Além disso, o sistema foi subdividido em dois módulos, os quais um era responsável por realizar a interface de controle das ações do mesmo com o usuário e o outro por realizar as operações de armazenamento do sinal de ECG. É importante ressaltar que ambos responderam como previsto, realizando cada uma das suas operações de forma precisa e síncrona sem interferir no subsistema vizinho.

Paralelamente ao projeto de hardware descrito, foi confeccionado também uma interface gráfica para usuário (GUI) utilizando o software MATLAB. Essa GUI responsável por auxiliar na exibição dos sinais armazenados, possibilitando assim uma visão privilegiada do espectro de ECG e das suas componentes. Tal interface também possibilita a aplicação de filtro digital diretamente nos dados analisados, aproximando o sinal em questão do seu ideal, uma vez que esta elimina as componentes de frequência ruidosas que possam estar presentes.

Por fim foi realizado um estudo acerca de possíveis interfaces de transmissão para o sistema, levando em consideração as tecnologias ethernet, bluetooth e wireless. Embora apresentassem divergências de qualidades nas variáveis analisadas, todas se mostram acessíveis e promissoras no que diz respeito à sua implementação. A escolha de qual interface possa ser desenvolvida fica totalmente a caráter do público alvo, das condições de infraestrutura que o mesmo possua e das suas necessidades.

Os resultados demonstram que o protótipo desenvolvido possui potencial tanto no campo da pesquisa quanto no mercado, uma vez que, respectivamente, possibilita a realização de estudos mais aprofundados acerca dos seus tópicos e possui componentes de baixo custo em relação ao produto final entregue.

6.1 DIFICULDADES ENCONTRADAS

Durante o desenvolvimento do trabalho foram encontradas uma série de dificuldades que decorreram desde a elaboração do protótipo até a busca pela literatura que se aproximava do projeto desenvolvido. Entre as dificuldades encontradas durante a realização deste trabalho, destacam-se:

- Escrita na memória flash: notou-se a presença de um “gargalo” na velocidade de armazenamento dos dados correspondentes ao sinal de ECG, isso decorrente da baixa velocidade de armazenamento que o módulo de SD Card possuía, ou seja, ainda que o sistema recebesse, digitalizasse, bufferizasse e enviasse as amostras rapidamente ao cartão de memória, esse demandava certo tempo para realizar a operação de escrita (limitação da tecnologia). Como consequência, houve perdas de dados em alguns intervalos da onda de eletrocardiograma nos testes realizados.
- Interfaces de transmissão: embora tenha sido realizado um estudo acerca das tecnologias de transmissão, notou-se muitas vezes a pouca e/ou nenhuma informação sobre alguns detalhes pertinentes na implementação. Isso decorre principalmente pelo fato da maioria dos usuários escolherem outros microcontroladores para a realização de tais experimentos.
- Sincronia entre a interface de controle e armazenamento: devido ao fato do microcontrolador 18F4620 funcionar a altíssima frequência apareciam caracteres estranhos no display de LCD e dessincronização entre a ação dos botões e acionamento dos LEDs. Diante disso, fez necessário a utilização de outro microcontrolador externo o que otimizou o processo e possibilitou ao sistema armazenar mais amostras de ECG na memória externa.

6.2 TRABALHOS FUTUROS

Este trabalho ainda está em desenvolvimento e diversos estudos e novas funcionalidades serão adicionadas ao projeto base proposto, além de realizar melhorias nas já elaboradas. Assim, os seguintes itens estão em fase de estudo ou desenvolvimento e serão divulgados em trabalhos futuros:

- Implementação das tecnologias de transmissão apresentadas no presente estudo;

- Utilização de uma memória EEPROM externa para auxiliar na escrita dos dados no cartão de memória, resultando em menor perda das informações;
- Realização de um estudo acerca da utilização de uma bateria autônoma no sistema embarcado;
- Transferir o atual protótipo em placa de fenolite para uma placa de circuito impresso (Printed circuit board – PCB);
- Aplicação de técnicas de inteligência artificial (algoritmos genéticos e redes neurais) para o auxílio em análises clínicas acerca do sinal estudado;
- Desenvolvimento de um aplicativo para smartphone/tablet com a interface gráfica para usuário (GUI) a qual se comunicaria com o sistema tanto através do arquivo textual (.txt) quanto por meio das interfaces de comunicação.

REFERÊNCIAS

- ANTONIO, A. M. **A Bioengenharia no Brasil, Século XX: Estado da Arte**. 120 f. Dissertação (Mestrado) - São Paulo: Instituto de Química de São Carlos, Universidade de São Paulo, 2004.
- BASMAJIAN, J. V.; LUCA, C. DE. **Muscles Alive: their functions revealed by electromyography**. 5. ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985.
- BENALI, R.; REGUIG, F. B. Automatic classification of heartbeats using wavelet neural network. **Jornal of Medical System**, v. 36, n. 2, p. 883–892, 2012.
- BOYLESTAD, R. L.; NASHELSKY, L. **Dispositivos Eletrônicos e Teoria de Circuitos**. 8. ed. São Paulo: Person, 2004.
- BRONZINO, J. D. **Introduction to Biomedical Engineering**. 3. ed. USA: Elsevier, 2011.
- CHEN, Y. J. et al. ECG Baseline Extraction by Gradient Varying Weighting Functions. **Asia-Pacific Signal and Information Processing Association Annual Summit and Conference, APSIPA**, p. 1–4, 2013.
- DANTAS, E. C. S.; REGIS, C. D. M.; CALDEIRA, L. G. Amostragem Compressiva Aplicada em Sinais de Eletrocardiograma. In: XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica - CBEB, n. 2, 2014, Minas Gerais, *Anais...* p. 1229–1232, 2014.
- FONSECA, A. J. et al. **Diagnostico Diferencial no Eletrocardiograma**. 2. ed. São Paulo: Manole, 2011.
- GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de Fisiologia Médica**. 11. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2006
- KEMEL, L.; CURY, P.; SIQUEIRA, E. B. Um Software para a Análise de Eletrocardiograma (ECG). **CEPPG**, v. 24, n. 1, p. 187–198, 2011.
- MACIEL, R. A. R. DA S. Influência da tecnologia médica. **Revista Médica de Minas Gerais**, v. 22(4), p. 435–437, 2012.
- MINISTÉRIO DA SAÚDE. **SIM - Sistema de Informações de Mortalidade**. Disponível em: <<http://www2.datasus.gov.br/DATASUS/index.php?area=060701>>. Acesso em: 9 jan. 2018.
- MOHRMAN, D. E.; HELLER, L. J. **Fisiologia Cardiovascular**. 6. ed. São paulo: McGraw-Hill, 2008.
- MOLETA, P.; DOBGENSKI, J. Estudo da Captação de Sinais Mioelétricos em Instrumentação Biomédica. In: 7ª Congresso Nacional de Iniciação Científica - CONIC. n. 7, 2007, São Paulo, *Anais...* p. 79–89, 2007.
- SANTOS, L. DE S. L. **Sistema de Comunicação USB com Microcontrolador**. 69 p. Trabalho de Conclusão de Curso. Engenharia da Computação - Escola Politécnica de Pernambuco, Universidade de Pernambuco, 2009.

SEDRA, A. S.; SMITH, K. C. **Microeletrônica**. 5. ed. São Paulo: Person, 2005.

SOARES, C.; DAMASCENO, R.; BACHAL, T. V. **Sistema de Controle de Energia para Veículos de Recreação**. 77 p. Trabalho de Conclusão de Curso. Tecnologia em Mecatrônica Industrial - Departamento Acadêmico de Eletrônica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2012.

SOUSA, D. R. DE; SOUZA, D. J. DE. **Desbravando o PIC: Baseado no Microcontrolador PIC16F84**. 1. ed. São Paulo: Érica, 2000.

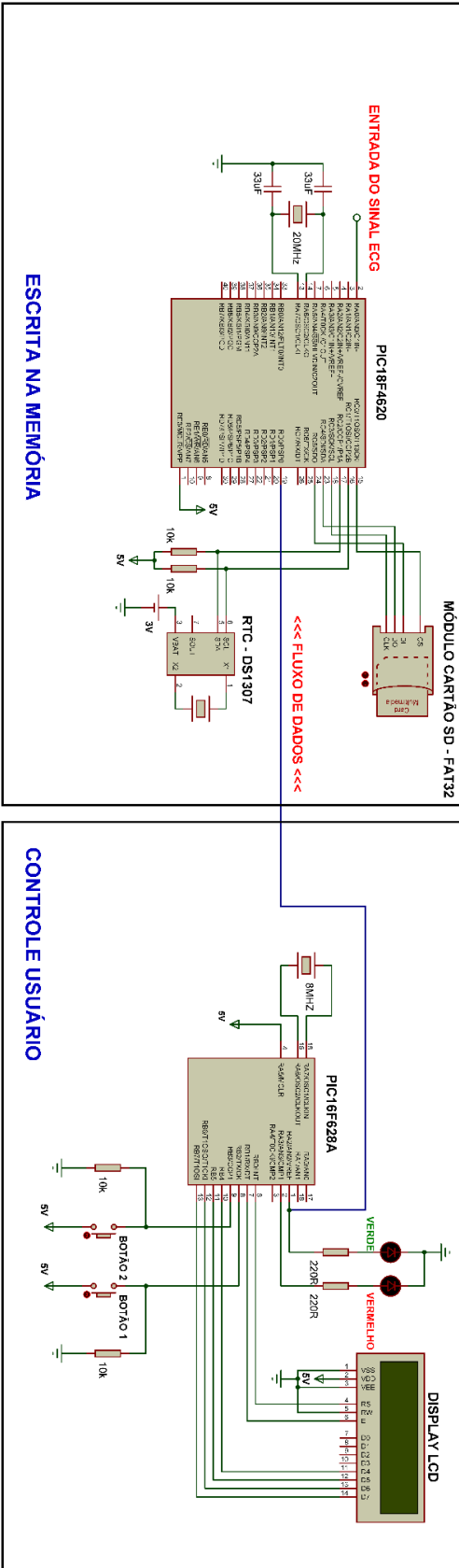
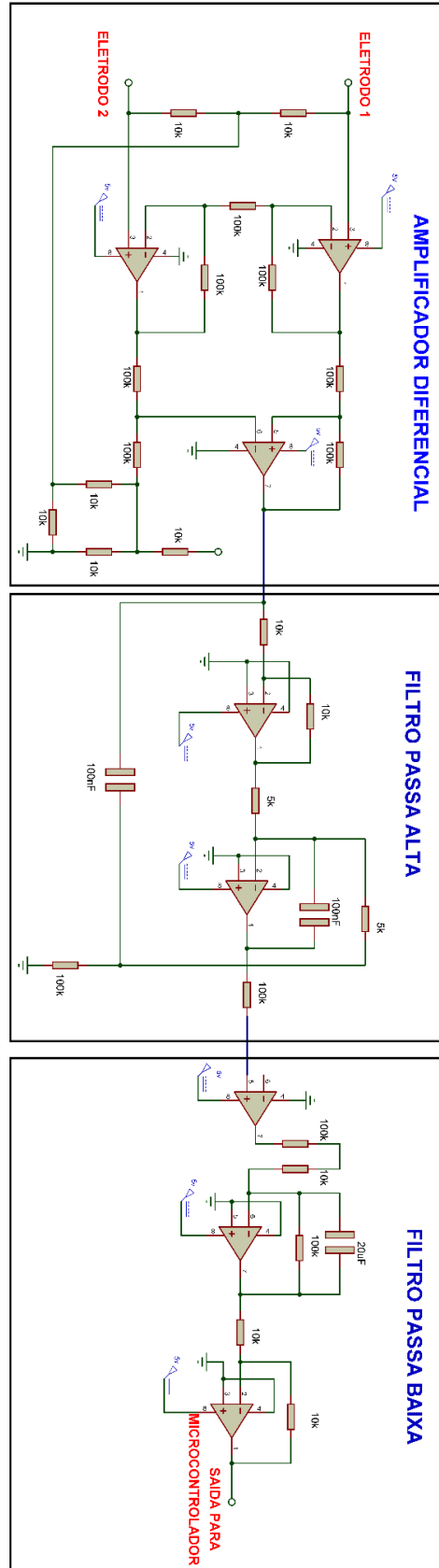
SOUZA, T. T. P.; MASCARENHAS, W. F. **Codificação e Compressão Iterativa de Sinais Biomédicos**. 103 p. Dissertação (Mestrado). Ciência da Computação - Instituto de Matemática e Estatística, Universidade de São Paulo, 2013.

TOCCI, R. J.; WIDMER, N. S. **Sistemas Digitais - Princípios e Aplicações**. 11 ed. USA: LTC, 2011.

WEBSTER, J. G. **Medical Instrumentation: Application and design**. 4. ed. USA: Wiley, 2009.

WHO. **Cardiovascular disease**. Disponível em:
<http://www.who.int/cardiovascular_diseases/en/>. Acesso em: 10 abr. 2018.

APÊNDICE A – CIRCUITO COMPLETO DO PROJETO



APÊNDICE B – CÓDIGO PARA CIRCUITO DE CONTROLE PARA USUÁRIO

```

/*=====
Controle de display com PIC16F

MCU: PIC16F628A  Clock: 20MHz  Ciclo de Máquina: 200ns

Autor: Francisco Júnior
Data: 10 de Julho de 2017

=====*/

// =====
// --- Mapeamento do Hardware ---
sbit LCD_RS      at RB0_bit;  // Pino relacionado ao RS do display
sbit LCD_EN      at RB1_bit;  // Pino relacionado ao EN do display
sbit LCD_D4      at RB4_bit;  // Pino relacionado ao D4 do display
sbit LCD_D5      at RB5_bit;  // Pino relacionado ao D5 do display
sbit LCD_D6      at RB6_bit;  // Pino relacionado ao D6 do display
sbit LCD_D7      at RB7_bit;  // Pino relacionado ao D7 do display
sbit LCD_RS_Direction  at TRISB0_bit; // Pino que define o registrador TRISD do dispositivo
sbit LCD_EN_Direction  at TRISB1_bit; // Pino que define o registrador TRISD do dispositivo
sbit LCD_D4_Direction  at TRISB4_bit; // Pino que define o registrador TRISD do dispositivo
sbit LCD_D5_Direction  at TRISB5_bit; // Pino que define o registrador TRISD do dispositivo
sbit LCD_D6_Direction  at TRISB6_bit; // Pino que define o registrador TRISD do dispositivo
sbit LCD_D7_Direction  at TRISB7_bit; // Pino que define o registrador TRISD do dispositivo

void main()
{
    Lcd_Init();           // Inicializa o LCD
    Lcd_Cmd( _LCD_CLEAR ); // Limpa a tela do display
    Lcd_Cmd( _LCD_CURSOR_OFF ); // Desliga o cursor do display
    Lcd_Out( 1, 1, "BEM-VINDO" ); // Exibe a mensagem no display
    Lcd_Out( 2, 1, "PROJETO HOLTER" ); // Exibe a mensagem no display

    CMCON = 0x07;
    TRISA = 0x00;
    PORTA = 0x00;
}

```

```
while( 1 )
{
  if( RB2_bit == 1 )
  {
    PORTA = 0b00000100;
    Lcd_Init();           // Inicializa o LCD
    Lcd_Cmd( _LCD_CLEAR ); // Limpa a tela do display
    Lcd_Cmd( _LCD_CURSOR_OFF ); // Desliga o cursor do display
    Lcd_Out( 1, 1, "GRAVANDO - FILE:" ); // Exibe a mensagem no display
    Lcd_Out( 2, 1, "NOME DO ARQUIVO.TXT" ); // Exibe a mensagem no display
  }

  if( RB3_bit == 1 )
  {
    PORTA = 0b00001000;
    Lcd_Init();           // Inicializa o LCD
    Lcd_Cmd( _LCD_CLEAR ); // Limpa a tela do display
    Lcd_Cmd( _LCD_CURSOR_OFF ); // Desliga o cursor do display
    Lcd_Out( 1, 1, "DELIGADO" ); // Exibe a mensagem no display
    Lcd_Out( 2, 1, "AGUARDANDO..." ); // Exibe a mensagem no display
  }

  delay_ms( 200 );
}
}
```

APÊNDICE C – CÓDIGO PARA CIRCUITO DE ESCRITA EM MEMÓRIA FLASH

```
//=====
// --- Mapeamento de Hardware ---
#define CR 0x0D // carriage return
#define LF 0x0A // line feed
typedef unsigned short  uint8;
typedef  signed short   int8;

sbit Mmc_Chip_Select at LATC0_bit;      // Pino CS do dispositivo
sbit Mmc_Chip_Select_Direction at TRISC0_bit; // Define o pino C0 como saída

sbit Soft_I2C_Scl at RC1_bit;          // Pino SCL do dispositivo
sbit Soft_I2C_Sda at RC2_bit;          // Pino SDA do dispositivo
sbit Soft_I2C_Scl_Direction at TRISC1_bit; // Define o pino C1 como saída
sbit Soft_I2C_Sda_Direction at TRISC2_bit; // Define o pino C2 como saída
//=====

//=====
// --- Declaração das variáveis globais ---
char file_contents[ 26 ] = "FAT32 GRAVADO COM SUCESSO";
const int am = 300;
const int tam = 6;
char DADOSLIDOS[am][tam];
char sinal[20] = "00:00:00;0,000\r\n";
short segundos, minutos, horas, dia, mes, ano;
unsigned long contamostras = 50;
long analog;
static const uint8
    FILE_READ    = 0x01,
    FILE_WRITE   = 0x02,
    FILE_APPEND  = 0x04;
//=====

//=====
// --- Inicialização das rotinas SPI necessárias para biblioteca Mmc ---
void initSPI(void)
{
    SPI1_Init_Advanced(_SPI_MASTER_OSC_DIV64,
                      _SPI_DATA_SAMPLE_MIDDLE,
                      _SPI_CLK_IDLE_LOW, _SPI_LOW_2_HIGH);
}
```

```

}
void initFastSPI(void)
{
SPI1_Init_Advanced(_SPI_MASTER_OSC_DIV4,                               _SPI_DATA_SAMPLE_MIDDLE,
_SPI_CLK_IDLE_HIGH, _SPI_LOW_2_HIGH);

}

int8  err;
short fhandle[4];

// =====

// =====

// --- Funções destinadas ao funcionamento do RTC DS 1307 ---
void ds1307_write()
{
Soft_i2c_stop();
Soft_i2c_start();
Soft_i2c_write( 0xD0 );
Soft_i2c_write( 0x00 );
Soft_i2c_write( Dec2Bcd( 0 ) ); //Segundos
Soft_i2c_write( Dec2Bcd( 20 ) ); //Minutos
Soft_i2c_write( Dec2Bcd( 13 ) ); //Horas
Soft_i2c_write( Dec2Bcd( 6 ) ); //Data
Soft_i2c_write( Dec2Bcd( 7 ) ); //Mês
Soft_i2c_write( Dec2Bcd( 17 ) ); //Ano

Soft_i2c_stop();
} // end função ds1307_write

void ds1307_read()
{
Soft_i2c_start();
Soft_i2c_write( 0xD0 );
Soft_i2c_write( 0x00 );
Soft_i2c_start();
Soft_i2c_write( 0xD1 );
segundos = Bcd2Dec( Soft_i2c_read( 1 ) );
minutos = Bcd2Dec( Soft_i2c_read( 1 ) );

```

```

horas = Bcd2Dec( Soft_i2c_read( 1 ) );
dia = Bcd2Dec( Soft_i2c_read( 1 ) );
mes = Bcd2Dec( Soft_i2c_read( 1 ) );
ano = Bcd2Dec( Soft_i2c_read( 0 ) );

Soft_i2c_stop();
} //end função ds1307_read

// =====

void gravar()
{
    unsigned long j,i;
    if (err < 0)
    {
        while(err < 0) // ...retry each second
        {
            err = FAT32_Init();
            Delay_ms(1000);
        }
    }

    err = 0;
    fhandle[0] = FAT32_Open("ECG.TXT", FILE_APPEND ); //open/create TEXT.TXT
    fhandle[1] = FAT32_Open("file_contents.TXT", FILE_APPEND ); //open/create TEXT2.TXT
    FAT32_Write(fhandle[1], file_contents, 43);
    delay_ms(50);

    for (i = 0; i < am; i++)
    {

        analog = ADC_Read(0);

        analog = (analog * 10000/204);
        DADOSLIDOS[i][0]= (analog/10000) + 48;
        DADOSLIDOS[i][1]= ((analog/1000) % 10) + 48;
        DADOSLIDOS[i][2]= ((analog/100) % 10) + 48;
        DADOSLIDOS[i][3]= ((analog/10) % 10) + 48;
        DADOSLIDOS[i][4] = sinal[14];
        DADOSLIDOS[i][5] = sinal[15];

    }
}

```

```
    for (i = 0; i < am; i++)
    {
        FAT32_Write(fhandle[0], DADOSLIDOS[i],tam);
        delay_ms(50);
    }

    err = FAT32_Close(fhandle[0]);
    err = FAT32_Close(fhandle[1]);

    // Blink no led para demonstrar o fim do processo de gravação
    PORTB = 255;
    delay_ms(50);
    PORTB = 0;
    delay_ms(50);
    PORTB = 255;
    delay_ms(50);
    PORTB = 0;
    delay_ms(50);
}

void main()
{
    unsigned long j,i;
    initFastSPI();
    adc_init();
    ADCON0.ADCS1 = 1;
    ADCON0.ADCS0 = 0;
    err = FAT32_Init();
    CMCON = 0x07;
    TRISB = 0X00;
    delay_ms(100);

    // Blink no led para demonstrar o fim do processo de gravação
    PORTB = 255;
    delay_ms(50);
    PORTB = 0;
    delay_ms(50);
    PORTB = 255;
    delay_ms(50);
}
```



```
PORTB = 0;
delay_ms(50);

while(1)
{
    if( RDO_bit == 1 )
    {
        PORTB = 255;
        delay_ms(100);
        PORTB = 0;
        delay_ms(100);

        gravar();
    }
}
}
```

APÊNDICE D – CÓDIGO PARA INTERFACE GUI DESENVOLVIDA EM MATLAB

```

function varargout = Interface_ECG(varargin)
    gui_Singleton = 1;
    gui_State = struct('gui_Name',    mfilename, ...
        'gui_Singleton', gui_Singleton, ...
        'gui_OpeningFcn', @Interface_ECG_OpeningFcn, ...
        'gui_OutputFcn', @Interface_ECG_OutputFcn, ...
        'gui_LayoutFcn', [] , ...
        'gui_Callback', []);
    if nargin && ischar(varargin{1})
        gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
    end

    if nargin
        [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
    else
        gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
    end

% --- Executes just before Interface_ECG is made visible.
function Interface_ECG_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
    handles.output = hObject;
    guidata(hObject, handles);

% --- Outputs from this function are returned to the command line.
function varargout = Interface_ECG_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)
    varargout{1} = handles.output;

% --- Executes on button press in botaoBuscar.
function botaoBuscar_Callback(hObject, eventdata, handles)
    [ nomeArquivo, diretorio ] = uigetfile( '*.txt' );
    direitoCompleto = fullfile( diretorio, nomeArquivo );

    global x;
    x = load( direitoCompleto );

```

```
if( isempty( x ) == 1)
    texto = 'Sem Arquivos Carregados';
else
    texto = 'Arquivo Carregado!';
end

set( handles.textoArquivo, 'String', texto, 'ForegroundColor', 'blue' );

% --- Executes on button press in botaoPlotarOriginal.
function botaoPlotarOriginal_Callback(hObject, eventdata, handles)
    global x;
    plot( x, 'r' ); grid on;
    xlim( [ 0 length( x ) ] );
    xlabel( 'Amostras' ); ylabel( 'Tensão' );

% --- Executes on button press in botaoFiltro.
function botaoFiltro_Callback(hObject, eventdata, handles)
    global x;
    sinal = fft(x);
    fcH = 400;
    fcL = 1800;

    for i = 1:length(sinal)
        if i > fcH && i < fcL
            vetor(i) = 0;
        else
            vetor(i) = sinal(i);
        end
    end

    for i = 1:length(vetor)
        if i > 55 && i < 65
            vetor2(i) = 0;
        else
            vetor2(i) = vetor(i);
        end
    end
end
```

```

sinal_2 = ifft(vetor2);

plot( real( sinal_2 ), 'r' ); grid on;
xlim( [ 0 length( real( sinal_2 ) ) ] );
xlabel( 'Amostras' ); ylabel( 'Tensão' );

% --- Executes on button press in botaoHelp.
function botaoHelp_Callback(hObject, eventdata, handles)

% --- Executes on button press in plotarGraficoAmostrado.
function plotarGraficoAmostrado_Callback(hObject, eventdata, handles)
    global x;
    stem( x, 'r' ); grid on;
    xlim( [ 0 length( x ) ] );
    xlabel( 'Amostras' ); ylabel( 'Tensão' );

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function textoArquivo_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)

% -----
function Untitled_1_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to Untitled_1 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% -----
function Untitled_2_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to Untitled_2 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

```