



Universidade Federal de Ouro Preto – UFOP
Instituto de Ciências Exatas e Aplicadas
Campus João Monlevade



Departamento de Engenharia Elétrica-DEELT

Desenvolvimento de um Protótipo para Aquisição e Processamento de Sinais Cardíacos

Autor: Gaspar Eugênio Oliveira Ramos

Orientador: Víctor Costa da Silva Campos

Coorientador: Matheus Wanderley Romão

João Monlevade

2016

Gaspar Eugênio Oliveira Ramos

Desenvolvimento de um Protótipo para Aquisição e Processamento de Sinais Cardíacos

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Departamento de Elétrica – DEELT, como requisito parcial para a obtenção do grau de Engenheiro no Curso Superior de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Ouro Preto – UFOP.

Área do Conhecimento: Engenharia Elétrica.

Orientador: Vítor Costa da Silva Campos

Coorientador: Matheus Wanderley Romão

João Monlevade

2016



ANEXO II - ATA DE DEFESA

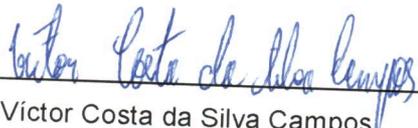
Aos 28 dias do mês de dezembro de 2016, às 16 horas, no bloco H deste instituto, foi realizada a defesa de monografia pelo formando Gaspar Eugênio Oliveira Ramos, sendo a comissão examinadora constituída pelos professores: Romeu Yukio Takeda, Márcio Feliciano Braga e Vítor Costa da Silva Campos.

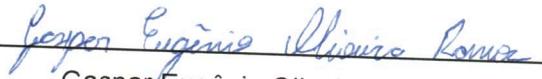
O candidato apresentou a monografia intitulada: Desenvolvimento de um protótipo de aquisição e condicionamento de sinais cardíacos. A comissão examinadora deliberou, por unanimidade, pela aprovação do candidato, com a nota média 9,0, de acordo com a tabela 1. Na forma regulamentar foi lavrada a presente ata que é assinada pelos membros da comissão examinadora e pelo formando.

Tabela 1 – Notas de avaliação da banca examinadora

Banca Examinadora	Nota
Romeu Yukio Takeda	8,5
Márcio Feliciano Braga	9,0
Vítor Costa da Silva Campos	9,5
Média	9,0

João Monlevade, 28 de dezembro de 2016.


Vítor Costa da Silva Campos
Professor Orientador


Gaspar Eugênio Oliveira Ramos
Aluno


Romeu Yukio Takeda
Professor Convidado


Márcio Feliciano Braga
Professor Convidado



ANEXO X - TERMO DE RESPONSABILIDADE

O texto do trabalho de conclusão de curso intitulado “Desenvolvimento de um protótipo para a aquisição e processamento de sinais cardíacos” é de minha inteira responsabilidade. Declaro que não há utilização indevida de texto, material fotográfico ou qualquer outro material pertencente a terceiros sem a devida citação ou consentimento dos referidos autores.

João Monlevade, 31 de janeiro de 2017 .

Gaspar Eugênio Oliveira Ramos
Gaspar Eugênio Oliveira Ramos

Aos meus pais por me dedicarem o tempo precioso das suas vidas.
A minha irmã que dividiu comigo todas as horas e todos os momentos.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente a Deus que permitiu que tudo isso acontecesse, ao longo de minha vida, e não somente nestes anos como universitário, mas que em todos os momentos é o maior mestre que alguém pode conhecer.

Agradeço a minha mãe, Maria Perpétua Oliveira Ramos, heroína que me deu apoio, incentivo nas horas difíceis, de desânimo e cansaço. Sem dúvidas meu “Porto de Luz”.

Ao meu pai, Rubens de Oliveira, que apesar das dificuldades, me fortaleceu e nas horas mais difíceis, foi a luz que eu precisava.

Obrigado minha irmã, Laís Oliveira Ramos, que nos momentos de minha ausência dedicados ao estudo superior, esteve à minha espera, me guiando ao futuro. Minha Estrela Guia!

Agradeço a Víctor Costa da Silva Campos, por aceitar o desafio de me orientar, me escutar, me guiar nesse fim de jornada. Quero expressar o meu reconhecimento e admiração pela sua competência profissional e minha gratidão pela sua amizade, por ser um profissional extremamente qualificado e pela forma humana que conduziu minha orientação.

Ao meu coorientador, prof. Me. Matheus Wanderley Romão, que acreditou em mim; que ouviu pacientemente as minhas considerações partilhando comigo as suas ideias, conhecimento e experiências e que sempre me motivou.

Agradeço a todos os professores por me proporcionar o conhecimento não apenas racional, mas a manifestação do caráter e afetividade da educação no processo de formação profissional, por tanto que se dedicaram a mim, não somente por terem me ensinado, mas por terem me feito aprender.

Agradeço ao Centro Universitário de Patos de Minas (UNIPAM), por ter me cedido o espaço necessário para a finalização do meu projeto, bem como o auxílio de todos os professores para sanar algumas de minhas dúvidas.

Meus agradecimentos aos meus companheiros da república Kuringa, da equipe LO-COBOTS e amigos Cássia Coelho, Carina Santos, Paulo Estevão, Priscila de Paula, Marina Alvarenga, Marina Torres, Brenda Leite, Natalia Keles, Sílvio César, Alan Silva, Guilherme Baeta, Ana Luiza Moreira, Ana Paula Teixeira, entre inúmeros outros, companheiros de trabalhos e irmãos na amizade que fizeram parte da minha formação e que vão continuar presentes em minha vida com certeza.

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

“A ciência é, portanto, uma perversão de si mesma, a menos que tenha como fim último, melhorar a humanidade”.

Nikola Tesla

RESUMO

Nas últimas décadas a evolução da medicina possibilitou a inúmeras pessoas que sofrem de algum problema cardíaco uma melhor qualidade de vida. Contudo, algumas dessas pessoas necessitam de um monitoramento mais constante de sua atividade cardíaca exigindo visitas constantes ao cardiologista ou uso de monitores cardíacos. Este trabalho visa a elaboração de um monitor cardíaco, com o objetivo de armazenar os dados do paciente de maneira constante e, em tempo real, mostrar em um display os batimentos por minuto e detectar arritmias (taquicardia e bradicardia) no sinal de ECG. Além disso, o protótipo possibilita o envio do sinal *bluetooth* através da rede de um aparelho com tecnologia *Android* para uma marcação de posição GPS do indivíduo monitorado, objetivando o monitoramento de pacientes e marcação da posição global das arritmias. Para a montagem de tal aparelho é necessária a montagem de um circuito de aquisição e condicionamento do sinal e a utilização de um microcontrolador. O circuito de aquisição foi simulado para a verificação do seu funcionamento, utilizando do *Multisim*®, para só após ser montado e testado de maneira prática, utilizando de geradores de função e osciloscópio. A partir dos testes, realizados no Laboratório de Eletrônica do Centro Universitário de Patos de Minas (UNIPAM), foi constatado o correto funcionamento do circuito permitindo assim o prosseguimento do trabalho. A parte do processamento é realizada com a utilização do microcontrolador da *Texas Instrument*, *Lauchpad MSP430FR5969*, nele estão presentes os códigos que realizam a contagem de batimentos e detecção de arritmias, bem como o controle dos dispositivos periféricos, display, módulo *bluetooth* e *GPS Shield*. Após a construção de todo o monitor cardíaco, foi utilizado um simulador de ECG para o teste final e com ele foi constatado o funcionamento correto do aparelho, onde o display apresentava os batimentos por minuto, o computador apresentava a plotagem do sinal em tempo real, e o sinal GPS era coletado e armazenado no cartão SD nos casos de Bradicardia e Taquicardia.

Palavras Chaves: Protótipo de ECG, ECG, Eletrocardiograma, Instrumentação, Processamento de Sinais, Engenharia Elétrica.

ABSTRACT

Over the last decades, the evolution of medicine allowed several people with a heart condition to live a life in better conditions. However, some of these people have needed of a constant monitoration and as such demand regular visits to a cardiologista or the use of a cardiac monitor. This work aims to develop a cardiac monitor, with the objective of storing the paciente data, in a constant and real-time fashion, display the user's heart rate and detect possible arrhythmias. In addition to this, the prototype allows the sending of bluetooth messages with an android device in order to get geopositional data (GPS), with the aim of storing the user's location during na arrhythmia. In order to assemble this device, an acquisition and conditioning circuit as well as a microcontroller are needed. The acquisition circuit was simulated, using the software Multisim®, in order to assess its correctness. Only after that was it assembled and tested in na experimental way, by making use of signal generators and oscilloscopes. From these tests, made in the Laboratório de Eletrônica do Centro Universitário de Patos de Minas (UNIPAM), we could assert the circuit correctness and proceed with the development. The processing part was made with a *Lauchpad* MSP430FR5969 microcontroller from Texas Instruments, which contains the code for the heart rate and arrythmia detection as well as the peripheral devices control (display, bluetooth module and GPS). With the monitor fully assembled, we made use of na ECG simulator that assessed the correctness of the device (the display showed the heart rate, the computer showed a real-time plot of the signal and the GPS signal was collected and saved to as SD card during simulated arrythmias).

Key words: Prototype of ECG, ECG, Electrocardiogram, Instrumentation, Signal Processing, Electrical Engineering.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
1.1 Conceitos e Fundamentos.....	14
1.2 Motivação e Objetivos.....	16
1.3 Estrutura do Texto	17
2 REVISÃO LITERÁRIA	18
2.1 Fisiologia do coração.....	18
2.2 Eletrocardiografia	19
2.3 Sistemas eletrônicos para aquisição e processamento de ECG	22
2.3.1 Amplificador operacionais	23
2.3.2 Amplificador de Instrumentação.....	24
2.3.3 Filtros	26
2.3.4 Eletrodos	27
2.4 Estado da Arte	28
3 MATERIAIS E MÉTODOS.....	29
3.1 Apresentação do circuito de aquisição e condicionamento, e simulações	29
3.1.1 Pré-Amplificação	29
3.1.2 Filtragem	30
3.1.3 Ajuste Fino do Ganho	31
3.2 Confeção da Placa de Circuito Impresso (PCI).....	32
3.3 Testes e verificação do funcionamento do circuito de aquisição e condicionamento	33
3.4 Implementação dos algoritmos para processamento dos sinais utilizando um Microcontrolador	34
3.4.1 Algoritmo leitura sinal analógico.....	35
3.4.2 Algoritmo plotagem gráfica no computador	36
3.4.3 Algoritmo de coleta do sinal GPS.....	37
3.4.4 Algoritmo de gravação no cartão SD.....	38

3.4.5	Algoritmo de contagem de batimentos por minuto e plotagem no display OLED.....	39
3.4.6	Algoritmo Final.....	42
3.5	Teste final.....	43
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	44
4.1	Apresentação do circuito de aquisição e condicionamento, e simulações.....	44
4.1.1	Pré-Amplificação.....	44
4.1.2	Filtragem.....	46
4.1.3	Circuito de aquisição e condicionamento completo.....	48
4.2	Confeção da placa PCI.....	49
4.3	Testes e verificação do funcionamento do circuito de aquisição e condicionamento.....	50
4.3.1	Pré-Amplificação.....	52
4.3.2	Filtragem.....	52
4.3.3	Circuito de aquisição e condicionamento completo.....	53
4.4	Implementação dos algoritmos para processamento dos sinais utilizando um Microcontrolador.....	54
4.4.1	Algoritmo leitura sinal analógico.....	54
4.4.2	Algoritmo plotagem gráfica no computador.....	55
4.4.3	Algoritmo de coleta do sinal GPS.....	56
4.4.4	Algoritmo de gravação no cartão SD.....	56
4.4.5	Algoritmo de contagem de batimentos por minuto e plotagem no display OLED.....	57
4.4.6	Algoritmo Final.....	58
4.5	Teste final.....	59
5	CONCLUSÕES.....	64
	REFERÊNCIAS.....	65
	ANEXOS	67
	ANEXO A	67
	ANEXO B	69

ANEXO C	70
ANEXO D	71
ANEXO E	72
ANEXO F	73
ANEXO G	74

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1- Galvanômetro de Einthoven	15
Figura 2- Diagrama das etapas do projeto	17
Figura 3- Células Cardíacas.....	18
Figura 4- Intervalos do ECG	19
Figura 5-Triângulo de Einthoven	20
Figura 6- Representação das derivações bipolares dos membros.....	20
Figura 7- Derivações unipolares periféricas.....	21
Figura 8- Posicionamento das derivações precordiais.....	22
Figura 9- Diagrama de blocos para um circuito de aquisição e condicionamento de sinal bio-elétrico	22
Figura 10- Distribuição de Pinos A741/LF351	23
Figura 11- Circuito base de um AI	24
Figura 12- RRMC x Frequência x Ganho do AD620.....	25
Figura 13- Diagrama de conexões.....	25
Figura 14- Comparação dos filtros tipo Butterworth, Chebyshev e Bessel.....	26
Figura 15- Eletrodos Invasivos.....	27
Figura 16 - Eletrodos não invasivos	27
Figura 17- Circuito de Pré-Amplificação para o ECG	30
Figura 18- Estágio de Filtragem do ECG	31
Figura 19- Ajuste Fino do Ganho do ECG.....	32
Figura 20- Layout PCI.....	33
Figura 21 - Gerador de funções utilizado	34
Figura 22- Lauchpad MSP430FR5969.....	34
Figura 23 - Fluxograma leitura do sinal de entrada.....	35
Figura 24- Fluxograma da plotagem gráfica no computador	36
Figura 25- Fluxograma de coleta do sinal GPS.....	37
Figura 26 - Fluxograma de gravação no cartão SD	38
Figura 27 - Circuito Shimmit Trigger	39
Figura 28 - Detecção da onda R do ECG	40
Figura 29 - Fluxograma de contagem de batimentos por minuto.....	40
Figura 30 - Fluxograma de plotagem dos batimentos no display OLED	41
Figura 31 - Fluxograma do Monitor Cardíaco	42

Figura 32 - Simulador de ECG SIM110.....	43
Figura 33- Simulação do Circuito de Pré-Amplificação do ECG	44
Figura 34- Sinais da Simulação do Circuito de Pré-Amplificação do ECG.....	45
Figura 35- Frequência X Ganho Circuito de Pré-Amplificação.....	45
Figura 36- Simulação do Circuito de Filtragem do ECG	46
Figura 37- Sinais da Simulação do Circuito de Filtragem do ECG	47
Figura 38- Frequência X Ganho Circuito de Filtragem.....	47
Figura 39- Circuito de Aquisição e Condicionamento do ECG simulado no Multisim.....	48
Figura 40-Frequência X Ganho Circuito de Aquisição e Condicionamento do ECG simulado no Multisim	49
Figura 41- Placa Impressa	49
Figura 42- Placa Finalizada	50
Figura 43- Montagem para testes no UNIPAM	51
Figura 44- Placa com marcações de entrada e saída de sinais.....	51
Figura 45 - Frequência X Ganho Circuito de Pré-Amplificação.....	52
Figura 46 - Frequência X Ganho Circuito de Filtragem.....	53
Figura 47 - Frequência X Ganho Circuito de Aquisição e Condicionamento do ECG Teste Prático.....	53
Figura 48 - Resultado obtido através do monitor serial	54
Figura 49- Sinal plotado pelo MATLAB	55
Figura 50 - Posição coletada pelo GPS Shield Android.....	56
Figura 51 - Resultado coletado pelo cartão SD	57
Figura 52 - Sinal cardíaco com detecção da onda R.....	57
Figura 53 - Visualização dos BPM no display OLED	58
Figura 54 - Montagem para realização de teste final.....	59
Figura 55 - Circuito de acoplamento e offset	60
Figura 56 - Sinal cardíaco coletado no MATLAB	60
Figura 57 - Batimentos coletados pelo protótipo	61
Figura 58 - Resultado adaptado gravado no cartão SD	62
Figura 59 - Resultado gravado no cartão SD.....	63

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1- Frequência X Ganho Circuito de Pré-Amplificação Simulado	69
Tabela 2- Frequência X Ganho Circuito de Filtragem Simulado	70
Tabela 3- Frequência X Ganho Circuito de Aquisição e Condicionamento do ECG simulado no Multisim	71
Tabela 4 - Frequência X Ganho Circuito de Pré-Amplificação Prático	72
Tabela 5 - Frequência X Ganho Circuito de Filtragem Prático	73
Tabela 6 - Frequência X Ganho Circuito de Aquisição e Condicionamento do ECG prático .	74

1 INTRODUÇÃO

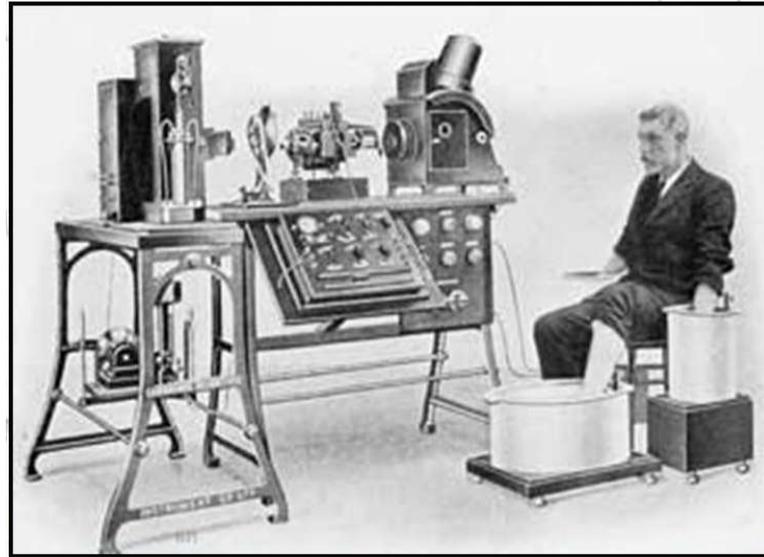
Para o desenvolvimento do trabalho há a necessidade de conhecer a história da ciência que será aplicada e quais os objetivos pretendem ser alcançados, neste capítulo esses tópicos serão apresentados.

1.1 Conceitos e Fundamentos

O desenvolvimento do eletrocardiógrafo promoveu um grande avanço no tratamento médico, viabilizando uma melhor compreensão da fisiologia do sistema circulatório e auxiliando no diagnóstico e tratamento de patologias cardíacas (MUCCHI, 2013).

Em 1887, o fisiologista inglês Augustus D. Waller realizou o primeiro eletrocardiograma (ECG) humano, conectando eletrodos no tórax anterior e posterior. Waller demonstrou que cada batimento cardíaco era acompanhado por uma oscilação elétrica, introduzindo assim o termo ECG na ciência. Contudo, Giffoni e Torres (2010) citam que Waller não acreditava nas aplicações clínicas da eletrocardiografia, pois julgava que as dificuldades técnicas encontradas naquela época inviabilizariam sua utilização na rotina médica. Em um de seus experimentos, ele mergulhou as patas de seu Bulldog em uma solução salina, podendo assim registrar os potenciais elétricos a partir dos membros submersos, o que serviu de base para um dos grandes estudiosos da eletrocardiografia, Willem Einthoven (1860-1927). De acordo com Stein (2001), citado por Vier (2008), esse médico e fisiologista holandês baseou-se em um sensível galvanômetro de agulha modificado, usando como eletrodos recipientes metálicos. Estes recipientes continham uma solução salina concentrada de cloreto de sódio onde o paciente colocava ambos os braços e a perna esquerda submersos. A solução salina de cloreto de sódio tinha a função de atuar como um condutor de eletricidade entre a pele do paciente e o metal (GINEFRA, 2007). A esse dispositivo foi dado o nome Galvanômetro de Einthoven, ilustrado na Figura 1, que concedeu ao seu inventor o título de pai da eletrocardiografia.

Figura 1- Galvanômetro de Einthoven



Fonte: STEIN, 2001

Hoje em dia existem diversos tipos de eletrocardiograma (ECG), cada qual com seu propósito específico. Entre os mais comuns, destacam-se o ECG padrão, ECG de esforço e o de Holter, cujas principais características são apresentadas no Quadro 1.

Quadro 1- Tipos mais comuns de ECG

ECG padrão	Conhecido também como ECG em repouso, uma vez que o paciente o realiza enquanto está em repouso. Além de ser capaz de verificar o ritmo cardíaco, também verifica possíveis arritmias, distúrbios de condução elétrica e sobrecargas das cavidades cardíacas.*
ECG de esforço	Este procedimento é realizado enquanto o paciente está em atividade física, colocando o coração sobre estresse e ajudando assim a identificar doenças coronarianas e ajudar a determinar a quantidade de exercício físico que pessoas que passaram por cirurgia cardíaca podem realizar.**
Holter	Este é um exame de registro de 24 horas dos ritmos cardíacos. Durante esse tempo o paciente continua com suas atividades diárias normais. Seu objetivo é detectar anomalias intermitentes e a correlacionar eventuais alterações do eletrocardiograma.***

Fonte: * Adaptado de Coração Alerta, 2015; ** Adaptado de TEB, 2015; *** Adaptado de CHSF, 2015

1.2 Motivação e Objetivos

A evolução da medicina nas últimas décadas vem possibilitando a inúmeras pessoas que sofreram ou sofrem de algum problema cardíaco uma melhor qualidade de vida. Contudo, algumas dessas pessoas passam a exigir um monitoramento mais constante de sua atividade cardíaca exigindo visitas constantes ao cardiologista ou uso de monitores cardíacos.

Esse trabalho visa a elaboração de um monitor cardíaco que possa armazenar os dados do paciente de maneira constante e, em tempo real, mostrar em um display os batimentos por minuto e detectar arritmias (taquicardia e bradicardia) no sinal de ECG. Além disso, o protótipo possibilitará o envio do sinal *bluetooth* através da rede de um aparelho com tecnologia Android para uma marcação de posição GPS do indivíduo monitorado, objetivando o monitoramento de pacientes e marcação da posição global das arritmias.

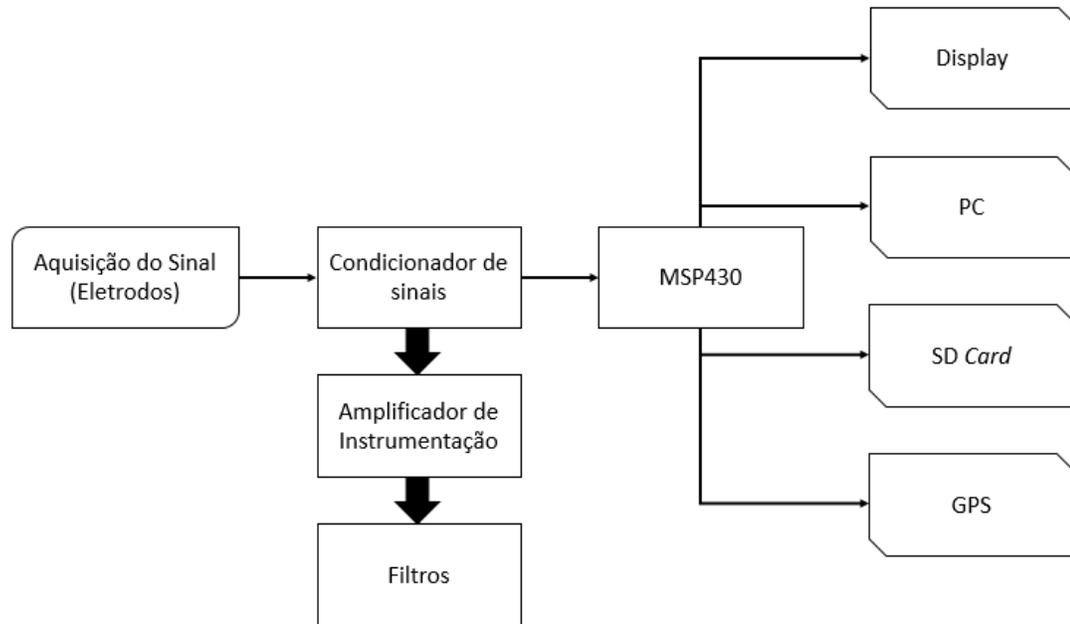
Para atingir esses objetivos, o projeto foi dividido em quatro etapas de modo a facilitar sua montagem. Uma breve descrição de cada uma é apresentada no Quadro 2.

Quadro 2 - Etapas do trabalho

Aquisição dos Sinais	Realizada com a utilização de eletrodos descartáveis.
Condicionador de Sinais	O sinal coletado pelos eletrodos passa por um amplificador de instrumentação com ganho de 10 vezes e, em seguida, por um filtro passa baixa com ganho de 50 vezes.
Unidade de Processamento	Por meio de um microcontrolador (MSP430), o sinal previamente amplificado e filtrado é amostrado para possibilitar a realização dos cálculos necessários para a identificação de arritmias, exibição do gráfico do ECG medido e o controle do sistema de posicionamento global (GPS).
Computador pessoal ou display gráfico	Mostrar ao usuário os resultados obtidos, bem como os gráficos gerados e relação de batimentos por minuto coletados.

A Figura 2 apresenta um diagrama de blocos que demonstra as etapas do trabalho.

Figura 2- Diagrama das etapas do projeto



Fonte: Autoria Própria, 2016.

1.3 Estrutura do Texto

Este primeiro capítulo apresentou uma noção básica sobre os conceitos e fundamentos do ECG e as motivações e objetivos do trabalho. O Capítulo 2 tratará de apresentar uma noção sobre a fisiologia do coração, os princípios da eletrocardiografia e alguns dos trabalhos relacionados. O Capítulo 3 tratará dos materiais e métodos utilizados para a construção do trabalho, apresentando os meios escolhidos na realização do trabalho. O Capítulo 4 tratará da apresentação dos resultados obtidos a partir dos materiais e métodos apresentados no Capítulo 3. O Capítulo 5 trará as conclusões obtidas a partir dos resultados coletados no Capítulo 4.

2 REVISÃO LITERÁRIA

2.1 Fisiologia do coração

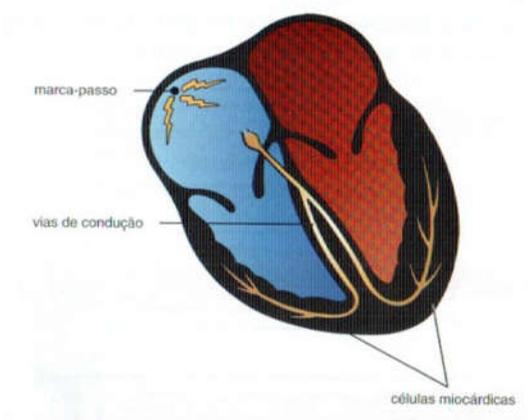
O batimento do coração é coordenado por diferentes estágios de excitação elétrica, também conhecida como eletricidade biológica.

Para as células cardíacas se manterem excitáveis, é preciso que haja a manutenção da diferença de concentração dos íons sódio, potássio, cloro e cálcio entre os meios intracelular e extracelular. Essa condição é estabelecida por meio do transporte ativo desses íons contra seu gradiente de concentração. Além do transporte ativo, a difusão através dos canais iônicos é outro importante fator na manutenção das concentrações iônica, que culminará em uma diferença de potencial estável entre as regiões intracelular e extracelular (THALER, 2013).

O coração possui três tipos de células excitáveis, são elas: As células marca-passo, as de condução elétrica e as miocárdicas.

As células marca-passo possuem aproximadamente 5 a 10 microns (μm) de comprimento e têm como principal característica a capacidade de autoexcitação. As células de condução elétrica, por sua vez, são finas e longas, e tem a função de transmissão rápida e eficiente dos sinais de excitação gerados pelas células marca-passo para regiões distantes do coração. As células miocárdicas possuem em média 50 a 100 μm de comprimento e são as responsáveis pela contração e relaxamento do músculo cardíaco, que resultará no bombeamento do sangue para todo o corpo (THALER, 2013). A localização e distribuição destas células no coração podem ser vistas na Figura 3.

Figura 3- Células Cardíacas



Fonte: THALER, 2013.

2.2 Eletrocardiografia

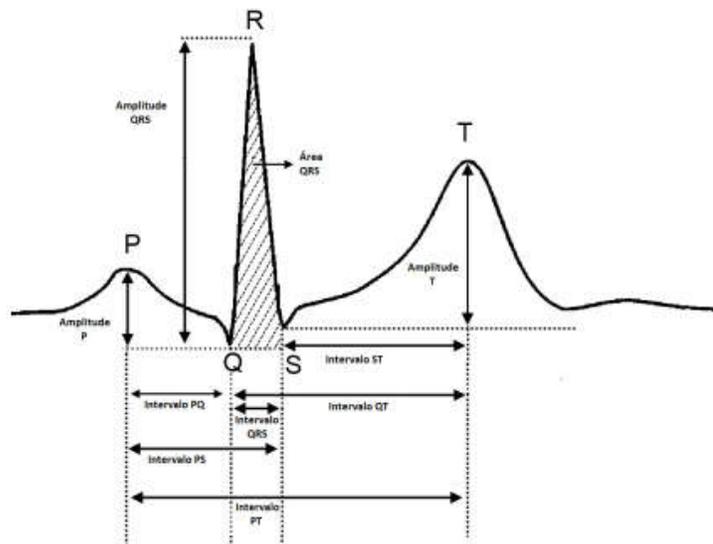
Apesar das células marca-passo serem as responsáveis pelo disparo do sinal de excitação, o registro captado pelo ECG reflete majoritariamente a atividade elétrica das células miocárdicas, devido ao marca-passo e as vias de condução não gerarem tensão o suficiente para que os eletrodos de superfície os detectem. Essas ondas produzidas e que são registradas pelo ECG possuem três características principais: A duração, que é medida em segundos, a amplitude, medida em milivolts (mV) e a configuração, que se refere à forma e aspecto da onda (THALER, 2013).

Além dessas características, cada onda presente no ECG representa uma atividade específica ocorrida no coração e, em função disso, cada uma delas recebe uma denominação (Figura 4).

A primeira delas é chamada onda P e indica a contração dos átrios. O intervalo PR é relativo ao atraso da onda de excitação entre os átrios e os ventrículos. O QRS indica a contração dos ventrículos e a onda T, o relaxamento dos ventrículos (MAMANI, 2006).

Giffoni e Torres (2010) relatam não existir uma explicação plausível para a escolha das letras P, Q, R, S, T por Einthoven, porém, a escolha reflete a uma tradição matemática, onde um primeiro ponto é retratado pela letra P e os demais seguem as letras posteriores, que remonta ao filósofo e matemático francês René Descartes.

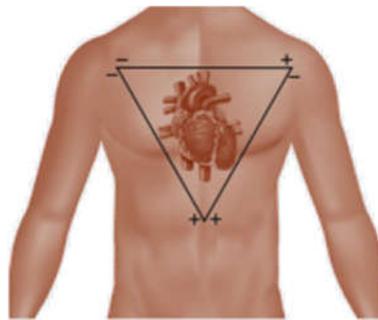
Figura 4- Intervalos do ECG



Fonte: TEODORO *et al.*, 2014.

Conforme mencionado anteriormente, a atividade elétrica cardíaca provoca na superfície do corpo uma diferença de potencial (ddp), podendo ser medida, analisada e registrada. Utilizando fios e eletrodos, é possível captar esses registros através da medição da diferença de potencial elétrico entre pontos de referência, que na rotina médica são chamadas de derivações. Einthoven, em 1913, estabeleceu três derivações bipolares, resultantes da combinação das possíveis medições diferenciais entre os eletrodos posicionados nos braços e na perna. Como as terminações formavam um triângulo, os eixos de medições ficaram conhecidos como “Triângulo de Einthoven”, apresentado na Figura 5 (REIS *et al.*, 2013).

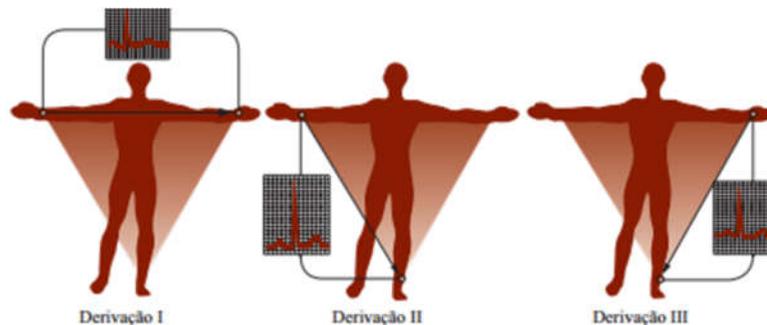
Figura 5-Triângulo de Einthoven



Fonte: REIS *et al.*, 2013.

Na Figura 6 é possível observar as três possíveis derivações, sendo a DI, a conexão entre os braços do paciente (direito, polo negativo e esquerdo, polo positivo), a DII, a conexão entre o braço direito e a perna esquerda (braço, polo negativo e perna, polo positivo) e a DIII, a conexão entre perna e braço esquerdos (braço, polo negativo e perna, polo positivo) (REIS *et al.*, 2013).

Figura 6- Representação das derivações bipolares dos membros



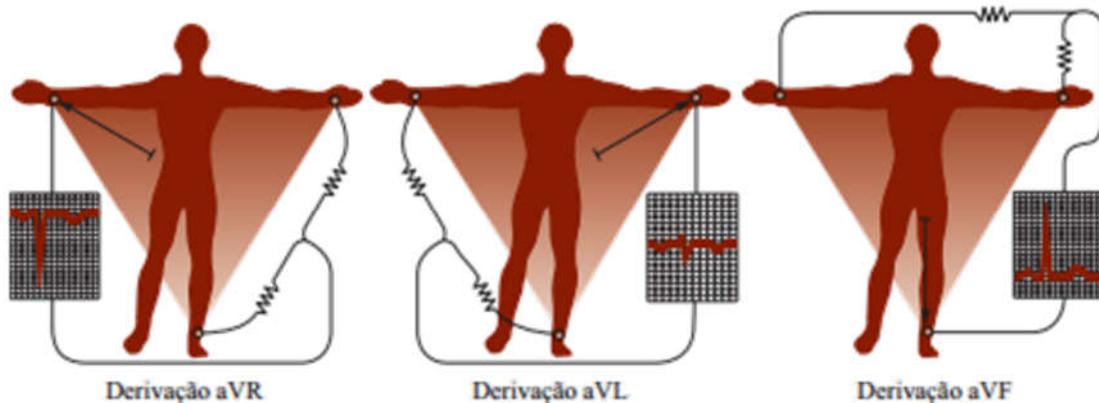
Fonte: REIS *et al.*, 2013.

Como observado na Figura 6, o braço direito é sempre negativo e a perna esquerda é sempre positiva, obtendo desta forma a equação abaixo apresentada a seguir (VIER, 2008).

$$\text{Derivação I} + \text{Derivação III} = \text{Derivação II}$$

Contudo, Wilson e alguns colaboradores em 1933 notaram que unindo as derivações de Einthoven no centro do triângulo, o potencial resultante aproxima-se muito do zero. Desta forma, foi possível definir mais três derivações, sendo essas unipolares conhecidas como *augmented vector right* (aVR), *augmented vector left* (aVL) e *augmented vector foot* (aVF) demonstrado na Figura 7 (REIS *et al.*, 2013).

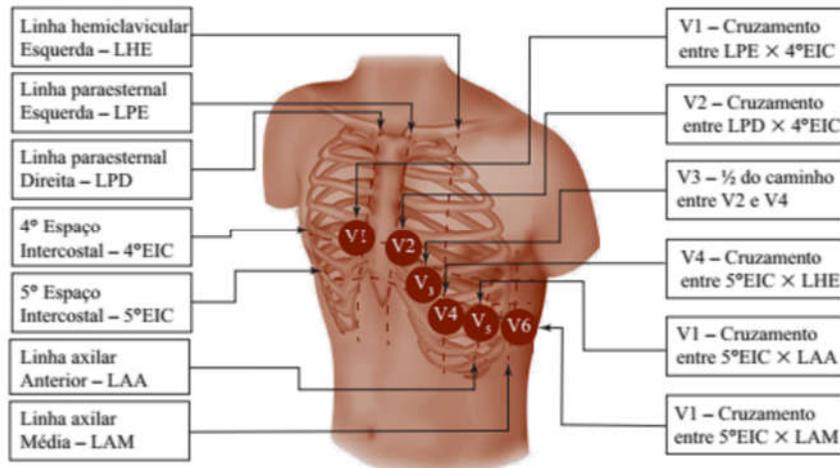
Figura 7- Derivações unipolares periféricas



Fonte: REIS *et al.*, 2013.

É importante levar em consideração que o coração é um órgão tridimensional, onde seus vetores assumem uma posição espacial. As derivações apresentadas até então representam um plano frontal, contudo são necessários dois planos perpendiculares para a orientação espacial de um vetor, logo o plano horizontal também necessita de derivações, sendo denominadas “precordiais”. Estas novas seis derivações foram nomeadas como V1, V2, V3, V4, V5 e V6 e suas posições são em pontos anatômicos específicos que explora a face anterior do tórax (Figura 8). Quando é desejado um diagnóstico mais preciso são adicionadas mais três derivações neste plano a V7, V8 e V9 (REIS *et al.*, 2013).

Figura 8- Posicionamento das derivações precordiais

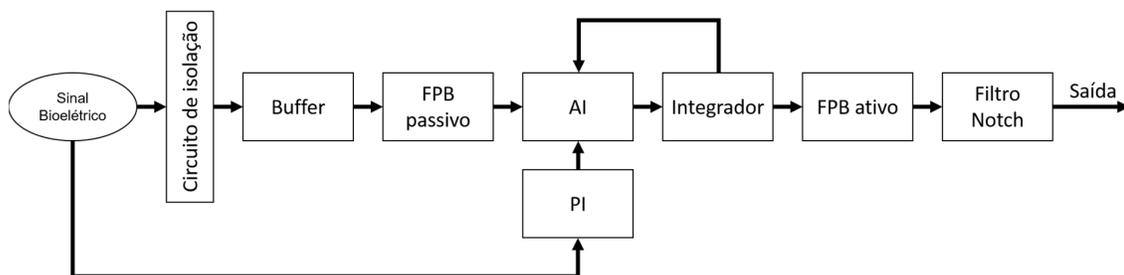


Fonte: REIS *et al.*, 2013.

2.3 Sistemas eletrônicos para aquisição e processamento de ECG

Os sinais elétricos gerados por seres vivos são comumente chamados de sinais bioelétricos e têm grande importância na ciência pois possibilitam um melhor entendimento do comportamento dos sistemas biológicos. Para viabilizar a aquisição deste tipo de sinal faz-se necessária a criação de um circuito eletrônico capaz de registrar com o máximo de qualidade os sinais elétricos de baixa amplitude que são medidos, em grande parte, na superfície do corpo. Esses circuitos (Figura 9) seguem uma base específica de montagem, onde o mesmo deve conter amplificadores operacionais (Amp. Op.), amplificador de instrumentação (AI), filtros passa baixa (FPB), filtros passa alta (FPA) e filtros Notch. Cada uma dessas partes tem uma função específica dentro do circuito.

Figura 9- Diagrama de blocos para um circuito de aquisição e condicionamento de sinal bioelétrico



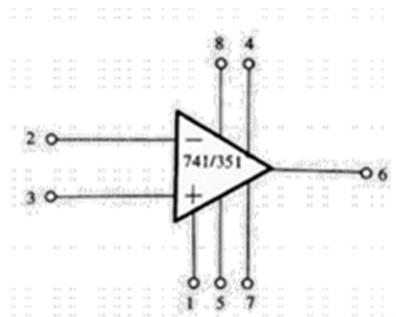
Fonte: Autoria própria, 2016.

2.3.1 Amplificadores operacionais

O Amp. Op. é um circuito integrado (CI) composto por amplificadores diferenciais, que possuem uma tensão de saída (V_{out}) cujo valor será igual à tensão de entrada (V_{in}), multiplicada por um fator chamado de ganho (A). Desta forma, as características do amplificador devem se aproximar ao máximo das ideais, ou seja, possuir uma resistência de entrada infinita, uma resistência de saída nula, um ganho de tensão infinito, uma resposta em frequência infinita e uma insensibilidade a temperatura (PERTENCE JÚNIOR, 2003).

O CI de um Amp. Op. possui, em geral, oito pinos, onde cada um apresenta uma função específica (Figura 10). Tomando como base os amplificadores mais conhecidos (Op. A741 - *Fairchild* e LF351 - *National*), os pinos 1 e 5 são destinados ao ajuste da tensão de *offset*, o pino 2 é destinado a entrada inversora e o pino 3, a entrada não inversora. O pino 4 é utilizado para energizar o CI com uma tensão negativa, que pode variar entre -3 V a -18 V. Enquanto que no pino 7 é aplicada uma tensão positiva (+3 V a +18 V). O pino 6 é destinado à tensão de saída do CI e o pino 8 não possui função (PERTENCE JÚNIOR, 2003).

Figura 10- Distribuição de Pinos A741/LF351



Fonte: PERTENCE JÚNIOR, 2003.

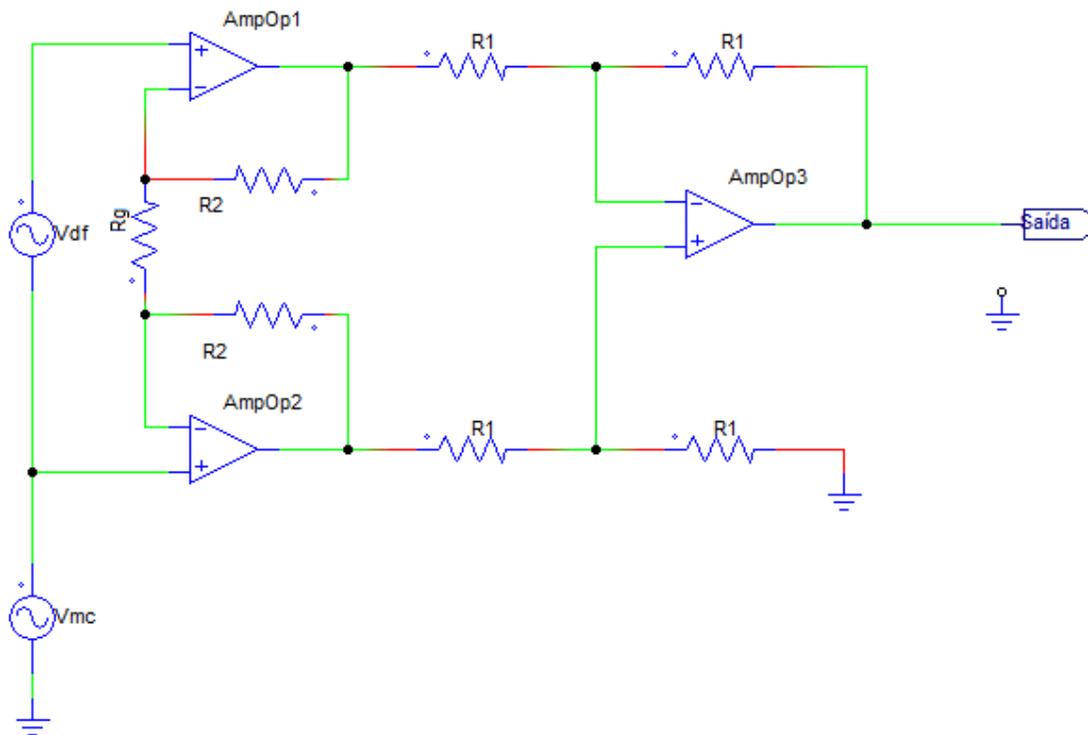
O Amp. Op. possui inúmeras aplicações, dentro do propósito de um sistema de aquisição e condicionamento de sinais, sendo comumente utilizado na montagem de *buffer*, filtros ativos, integrador e PI¹ (PERTENCE JÚNIOR, 2003).

¹ O Controlador proporcional integral PI, consiste em uma técnica de controle de processos que utiliza de ações integrais e proporcionais assim, o sinal de erro será minimizado pela ação proporcional e zerado pela ação integral (CASTRUCCI, 2011).

2.3.2 Amplificador de Instrumentação

O AI se encaixa dentro de uma categoria especial de Amp. Op., logo, além das características básicas de um Amp. Op., o AI possui outras especiais, tais como uma alta razão de rejeição de modo comum (RRMC) e um ganho de tensão em malha aberta superior aos amplificadores comuns (PERTENCE JÚNIOR, 2003). AI são CIs que amplificam uma tensão diferencial (V_{df}), mantendo sua impedância de entrada elevada e possibilitam a configuração de um ganho ajustável através de uma resistência (R_g). A Figura 11 apresenta um circuito base de um AI.

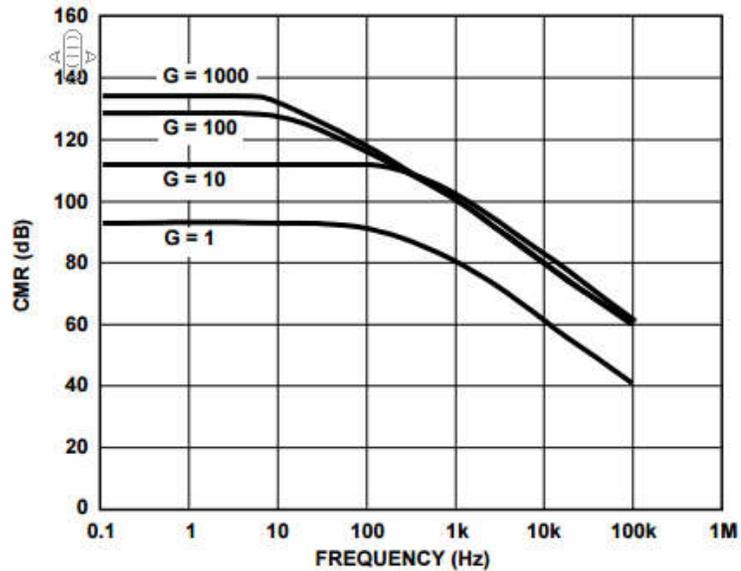
Figura 11- Circuito base de um AI



Fonte: Adaptado de PERTENCE JÚNIOR, 2003.

Existe uma importante característica do AI que deve ser levada em consideração. À medida que o ganho aumenta, a RRMC, ou *CMR* em inglês, também aumenta, porém, a faixa de resposta em frequência diminui. Usando como base o AI AD620 (*Analog Devices*) podemos observar esse efeito na Figura 12 (*Datasheet AD620*).

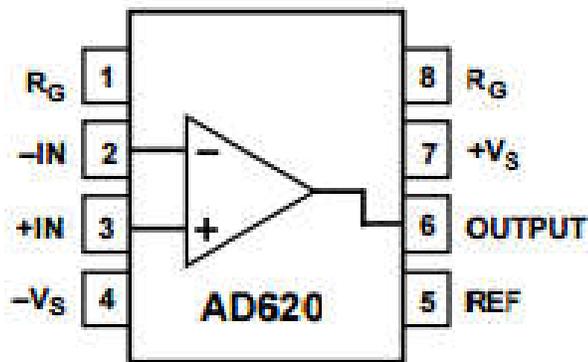
Figura 12- RRMC x Frequência x Ganho do AD620



Fonte: Datasheet AD620

Assim como um Amp. Op. Comum, um AI também possui, em média, oito pinos. No caso do AD620 os pinos 1 e 8 são utilizados para a conexão do resistor de controle do ganho, o pino 2 é destinado a entrada inversora, o pino 3 a entrada não inversora, no pino 4 alimenta-se o CI com uma tensão negativa (-2,3 V a -18 V), no pino 7 alimenta-se o CI com uma tensão positiva (+2,3 V a +18 V), o pino 5 é usado como um terminal de referência e o pino 6 é destinado a saída do CI, como visualizado na Figura 13 (*Datasheet AD620*).

Figura 13- Diagrama de conexões.



Fonte: Datasheet AD620

2.3.3 Filtros

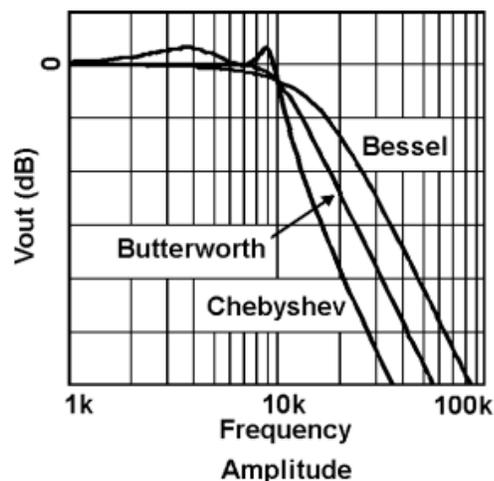
Filtros são um dos circuitos mais importantes da eletrônica analógica, especialmente em ramos em que há uma maior necessidade de seleção da banda de frequência, como é o caso de telecomunicações e da instrumentação industrial. O conceito de filtro é bem intuitivo, contudo Pertence Junior (2003) define filtro como um quadripolo capaz de limitar a passagem de frequências do espectro do sinal de entrada.

Assim, os filtros podem ser classificados como sendo FPA, FPB, filtros passa faixa (FPF) e filtros rejeita faixa (FRF). Há ainda uma categoria especial que contempla o filtro Notch onde apenas uma frequência é atenuada (Malvino, 1997).

Além disso, os filtros podem também ser classificados de acordo com os componentes utilizados na sua construção. Os chamados filtros passivos utilizam apenas elementos passivos, como resistores, capacitores e indutores na sua construção. Enquanto que os filtros ativos utilizam Amp. Op., transistores e/ou válvulas.

Filtros possuem também tipos e topologias. Tipo define quais os valores dos resistores, capacitores e indutores devem ser usados e topologia define a sua estrutura física. Os tipos de filtro mais conhecidos são *Butterworth*, *Chebyshev* e *Bessel* (Figura 14). As topologias mais utilizadas são a *Multiple Feedback* e a *Sallen Key*, onde esta é uma topologia mais sensível a perturbações externas, mas que não inverte a tensão saída. Já a topologia *Multiple Feedback* é mais resistente a variações, porém, inverte a tensão de saída (Malvino, 1997).

Figura 14- Comparação dos filtros tipo *Butterworth*, *Chebyshev* e *Bessel*

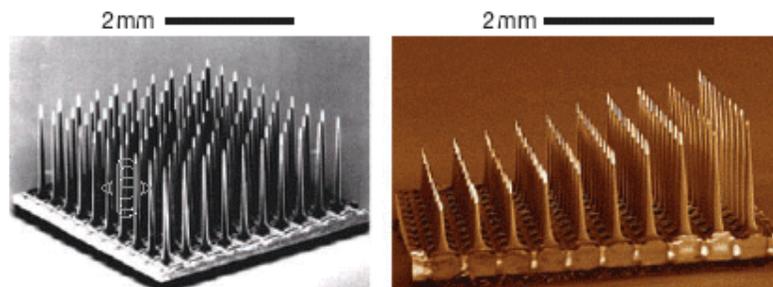


Fonte: Augusto, 2011.

2.3.4 Eletrodos

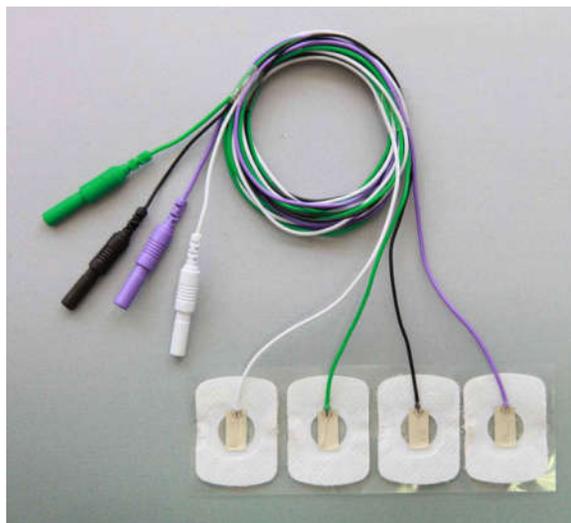
O eletrodo é um componente crítico no monitoramento de sinais bioelétricos, sendo responsável por fazer a ligação entre o corpo e o circuito eletrônico, o que faz com que seja necessário tomar um certo cuidado para que não haja uma corrente sendo direcionada para o indivíduo. Os bio-eletrodos podem ser divididos em duas categorias principais, invasivo e não invasivo (RODRIGUES, 2013), conforme apresentados nas figuras 15 e 16.

Figura 15- Eletrodos Invasivos.



Fonte: Adaptado de Medscape, 2016.

Figura 16 - Eletrodos não invasivos



Fonte: Alephelectrodes, 2016.

Outra maneira de classificar um eletrodo é através de sua polaridade, podendo ser dividido em Monopolar, Bipolar e Multipolar. O primeiro é utilizado como eletrodo de referência. O segundo utiliza-se de um eletrodo para referência e outros 2 para uma aquisição de um

potencial diferencial. O multipolar, por sua vez, é utilizado quando são necessários vários eletrodos para a captação (VIER, 2008).

2.4 Estado da Arte

Existem inúmeros trabalhos voltados para a detecção da atividade cardíaca, sendo a eliminação de ruídos, melhoramento de eletrodos, processamento e reconhecimento de arritmias as principais áreas pesquisadas. Ultimamente, com o desenvolvimento de tecnologias *bluetooth* e WiFi, existe uma tendência de novas pesquisas na área de monitoramento remoto em tempo real.

Vier (2008), em sua dissertação, busca através da aquisição do ECG fazer o reconhecimento de quatro tipos de arritmias cardíacas, fazendo uso de um microcontrolador da família 16F da Microchip. Scolari (2007), em sua dissertação para obtenção de grau de mestre em engenharia elétrica, faz o reconhecimento das três arritmias que tem necessidade de desfibrilação imediata, a Fibrilação Atrial, a Taquicardia Ventricular e a Fibrilação Ventricular, utilizando dois algoritmos, HMM (*Hidden Markov Model*) e rede neural do tipo RBF (*Radial Basis Function*). Souza (2015), em sua dissertação para obtenção do grau de mestre em Engenharia Elétrica, realiza o desenvolvimento de um protótipo de eletrocardiógrafo e eletromiográfico que se comunica com a plataforma Android™ através de *Bluetooth*. Gutierrez (2006), em sua dissertação de mestrado em Engenharia Elétrica, desenvolve um protótipo de instrumentação biomédica com tecnologia de sensores sem fio que, apesar de não ser especificamente um ECG, pode ser utilizado como um.

Rahman *et al.* (2014), em seu artigo, mostra o desenvolvimento de um protótipo de ECG designado a telemedicina baseado na plataforma MDK da *Texas Instrument*, assim o tratamento médico pode ser realizado em áreas remotas. Mucchi (2013), em seu artigo, mostra a importância do desenvolvimento de uma interface wireless de monitoramento remoto de um ECG em uma cidade hospitalar através de conexões WiFi. Gomez e Yabar (2010), em seu artigo, desenvolvem um protótipo para obtenção de um ECG da derivação II por um sinal de photoplestimografia, que é obtida através de transdutores optoeletronicos. Corona *et al.* (2008) desenvolveram um protótipo de aquisição e análise de sinais cardíacos em tempo real, onde o paciente permanece com suas atividades normais e o sistema verifica principalmente a síndrome das ondas QT prevenindo a morte dos mesmos.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

De modo a alcançar as metas desejadas foi realizada a criação de um sistema de eletrônico composto por um módulo de aquisição e condicionamento e um processador para uma análise computacional dos sinais. A construção deste sistema é dividida em cinco etapas. São elas: A apresentação do circuito de aquisição e condicionamento juntamente com simulações; a confecção da placa de circuito impresso (PCI); testes e verificação do funcionamento do circuito de aquisição e condicionamento; implementação dos algoritmos para processamento dos sinais utilizando um Microcontrolador e teste final.

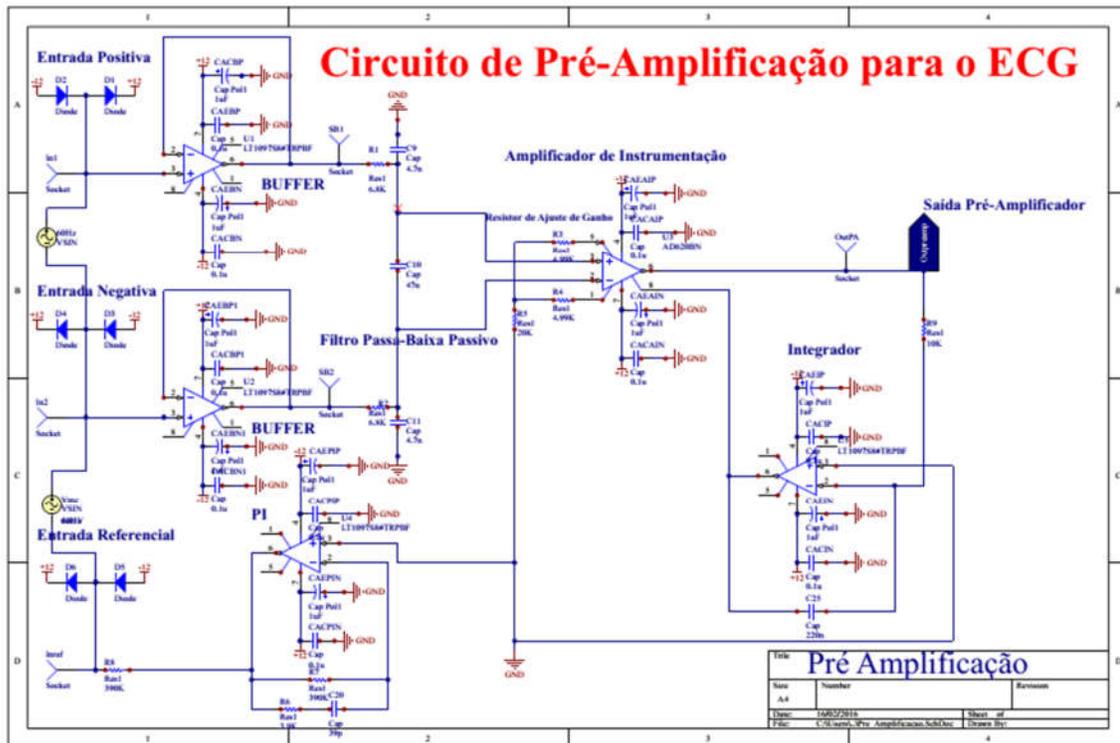
3.1 Apresentação do circuito de aquisição e condicionamento, e simulações

De modo a facilitar a montagem do circuito de aquisição e condicionamento de sinais optou-se pela divisão do mesmo em três partes, a pré-amplificação, a filtragem e o ajuste fino do ganho.

3.1.1 Pré-Amplificação

Na etapa de pré-amplificação (Figura 17), foi utilizado o amplificador de instrumentação AD620 ou AD8221. Esse circuito possui três entradas, duas onde o sinal diferencial é coletado e uma que serve de referência, auxiliando na remoção do modo comum. As entradas do sinal diferencial passam por *buffers* a fim de garantir o casamento de impedâncias. O sinal diferencial foi submetido a um filtro passa baixa passivo, configurado com uma frequência de corte de 280Hz, frequência escolhida para minimizar o esforço do AI. Ao entrar no amplificador de instrumentação, o sinal sofrerá um ganho de dez vezes, valor escolhido através dos resistores de ajuste de ganho.

Figura 17- Circuito de Pré-Amplificação para o ECG

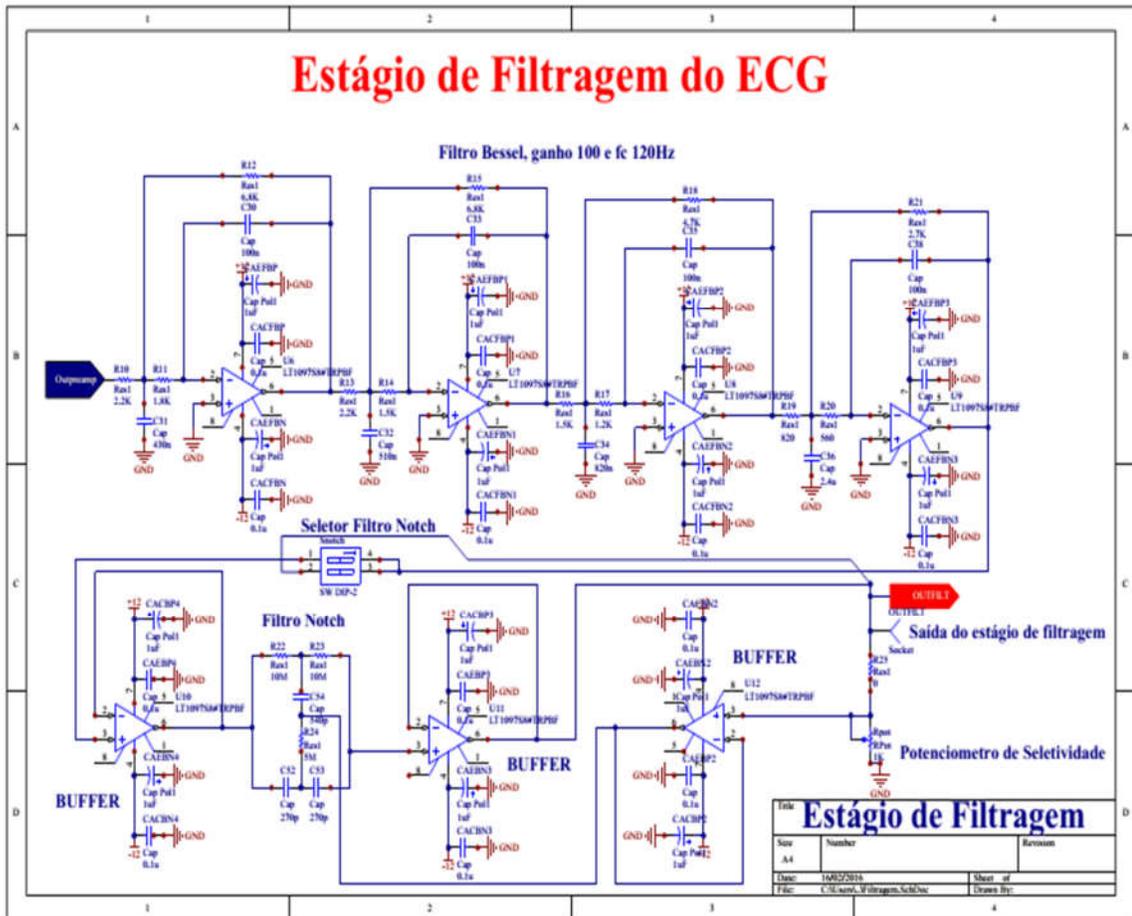


Fonte: Autoria Própria, 2016.

3.1.2 Filtragem

Para a filtragem do sinal foi utilizado a configuração tipo *Bessel* de oitava ordem passa baixa, devido a este ter uma fase mais linear e não ter *ripple*. A frequência de corte do mesmo é de 120Hz, o que possibilita a operação do ECG em uma faixa clínica de trabalho. O filtro apresenta ainda um ganho de cinquenta vezes, o que resultará em um ganho final de quinhentas vezes, haja vista, a amplificação de dez vezes dado ao sinal na etapa anterior. Considerando que, em média, o sinal coletado pelo eletrodo está na ordem de milivolts (mV), o sinal de saída passará para a ordem de volts (V). Outro filtro importante presente nesta etapa é o Notch, que foi configurado com uma frequência de corte de 60Hz. A presença desse filtro deve-se ao fato de a rede elétrica induzir tanto no corpo humano quanto no próprio circuito uma frequência de 60Hz indesejada. Este filtro possui ainda um potenciômetro de seletividade, cuja função é aumentar ou diminuir a faixa de trabalho do mesmo. Para ser possível observar esse fato, o circuito conta com uma chave seletora que pode eliminar a presença do filtro Notch. Este estágio está apresentado na Figura 18.

Figura 18- Estágio de Filtragem do ECG

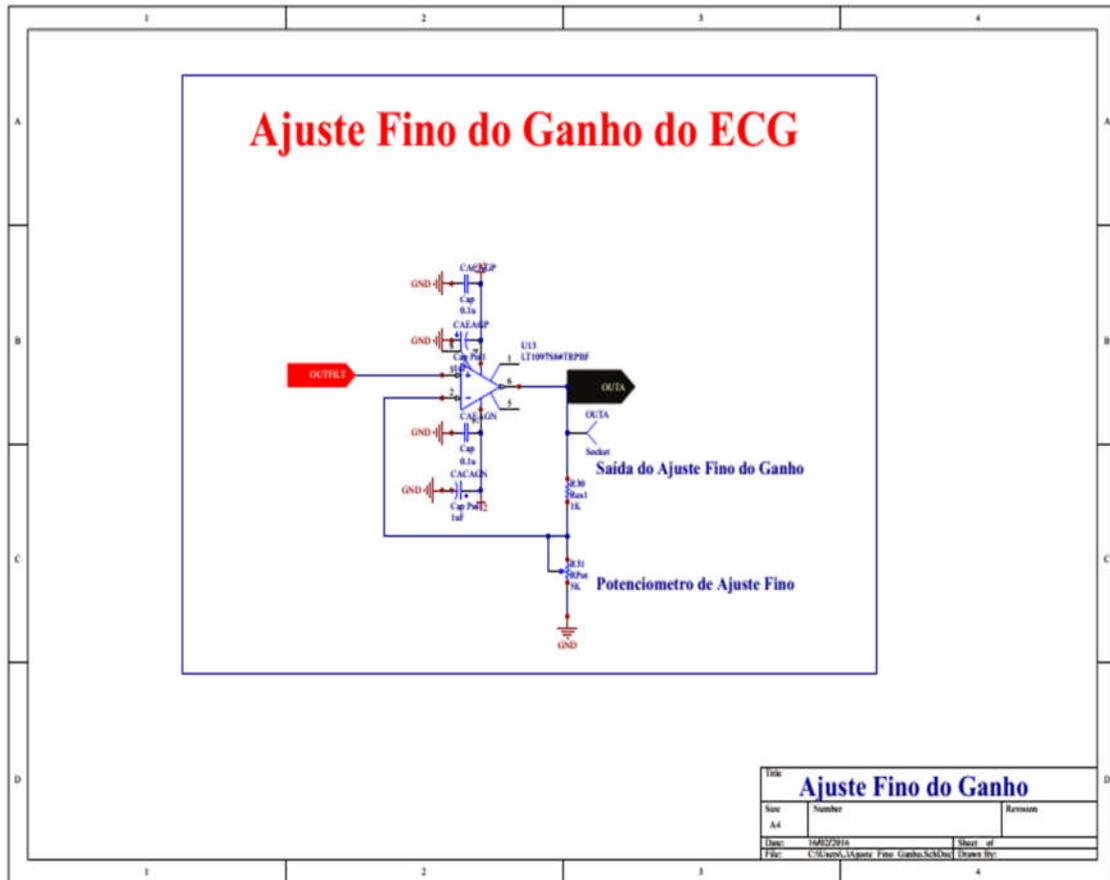


Fonte: Autoria Própria, 2016.

3.1.3 Ajuste Fino do Ganho

Para que seja possível visualizar o sinal mais próximo de uma tensão desejada, o circuito conta com um ajuste fino do ganho. Para isso, foi utilizado um Amp. Op. configurado para poder dar um ganho ao sinal de até cinco vezes, isso é possível devido a um potenciômetro presente no circuito da Figura 19.

Figura 19- Ajuste Fino do Ganho do ECG

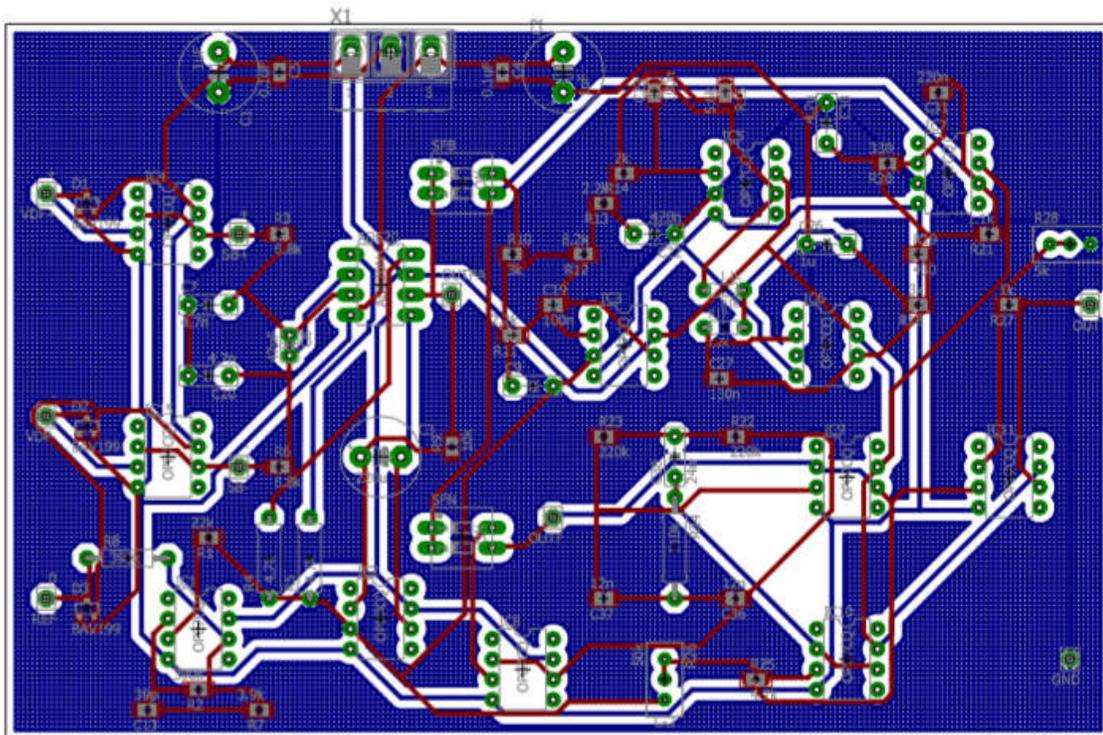


Fonte: Autoria Própria, 2016.

3.2 Confeção da Placa de Circuito Impresso (PCI)

Após realizada a montagem e simulação do circuito de aquisição e condicionamento, fez-se necessária a confecção da PCI. Assim, além da geração dos *layouts*, Figura 20, para a montagem da placa em si, foi necessária a compra de componentes com uma precisão considerada alta. Sabendo que a placa irá receber sinais de baixas amplitudes, pequenas perturbações ou erros poderiam causar grande variação nos resultados esperados. Os componentes necessários encontram-se listados no Anexo A.

Figura 20- Layout PCI



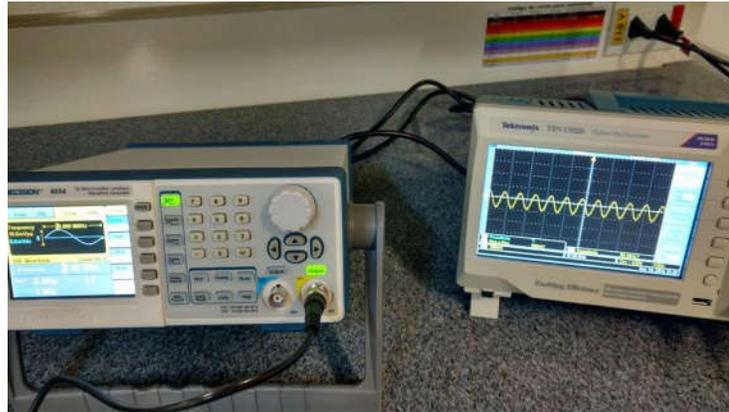
Fonte: Autoria Própria, 2016.

3.3 Testes e verificação do funcionamento do circuito de aquisição e condicionamento

Com a placa construída, foram executados testes de modo a verificar se o funcionamento do circuito se assemelhava à simulação e ao projeto. Para isso, utilizou-se um gerador de funções BK Precision 4054, para gerar um sinal de entrada para o circuito, alimentando o circuito com duas fontes BK Precision 1627A de modo a gerar uma tensão simétrica e utilizando um osciloscópio modelo Tektronix TBS 1102B para a coleta do sinal de saída, os testes foram realizados no Laboratório de Eletrônica do Centro Universitário de Patos de Minas (UNIPAM).

Com o gerador de funções, apresentado na Figura 21, foram inseridos sinais senoidais em frequências variadas, a fim de conferir a resposta dos diversos filtros presentes no circuito. Como o ganho projetado é alto, fez-se necessário uma atenção especial a saturação do circuito, tomando cuidado com a amplitude do sinal de entrada para que o ganho do sinal de saída não superasse 15V simétricos.

Figura 21 - Gerador de funções utilizado

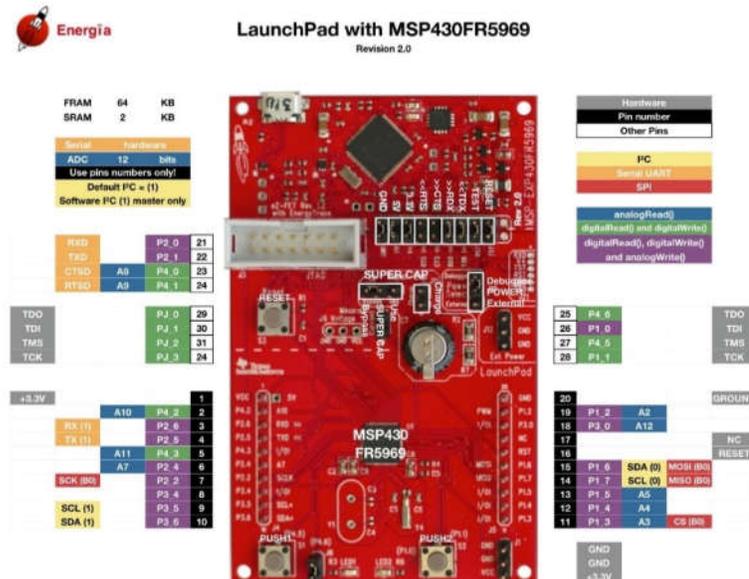


Fonte: Arquivo Pessoal, 2016.

3.4 Implementação dos algoritmos para processamento dos sinais utilizando um Microcontrolador

A parte do processamento é realizada com a utilização do microcontrolador da *Texas Instrument*, *Launchpad MSP430FR5969*, apresentado na Figura 22. Apresentando as seguintes características: 64KB FRAM/2KB, arquitetura RISC de 16bits, 8MHz FRAM e velocidade de clock 16MHz, conversor ADC de 12 bits e comunicação UART via USB com o computador, (*Texas Instrument*, 2016).

Figura 22- Launchpad MSP430FR5969



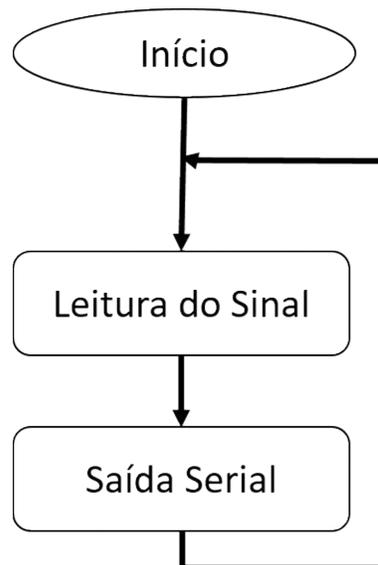
Fonte: Energia IDE, 2016

Durante a parte de processamento faz-se necessário a criação de vários algoritmos para que o projeto desejado seja realizado, para facilitar o entendimento da lógica utilizada, esta será modularizada, dividindo os algoritmos em leitura do sinal analógico, plotagem gráfica no computador, coleta do sinal GPS, gravação no cartão SD, gravação de batimentos no display OLED, contagem de batimentos por minuto e o algoritmo final.

3.4.1 Algoritmo da leitura do sinal analógico

O MSP faz a leitura dos sinais analógicos em portas específicas, este projeto utiliza a porta 19, ou porta analógica A2, nesta entrada é conectada o sinal de entrada com uma tensão máxima de 3,3V como especificado no *datasheet* da placa. A leitura do sinal é relativamente simples pois consiste apenas em colocar dentro do *loop* infinito uma função de leitura da porta utilizada como demonstrado na Figura 23.

Figura 23 – Fluxograma da leitura do sinal de entrada

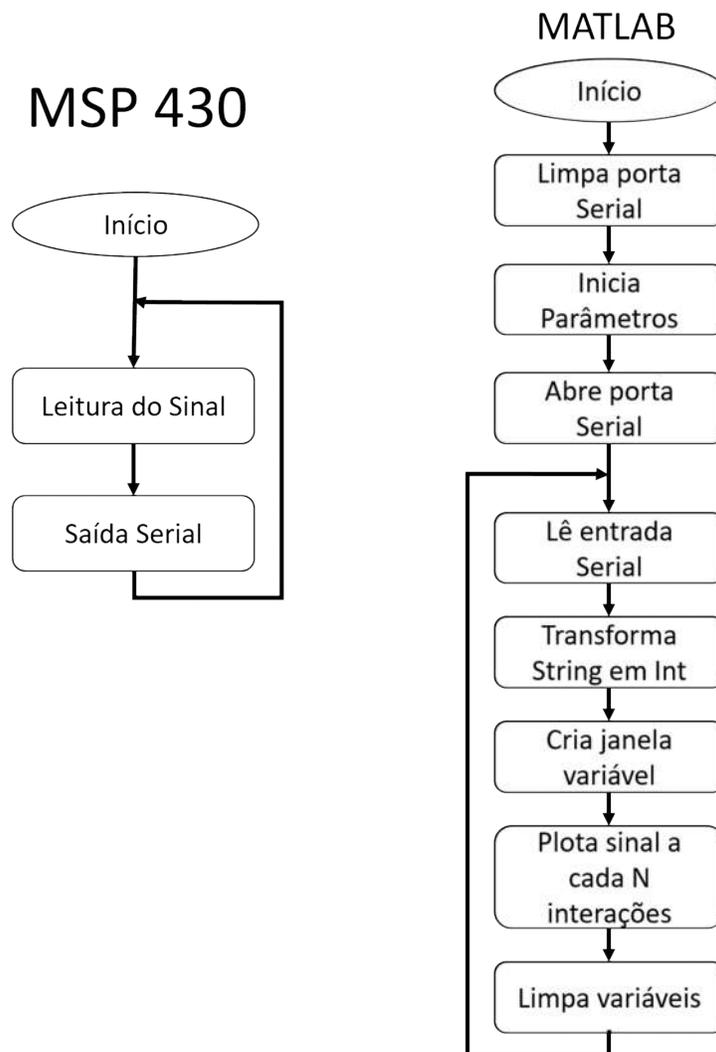


Fonte: Autoria Própria, 2016.

3.4.2 Algoritmo para plotagem gráfica no computador

A fim de realizar a plotagem gráfica no computador, utiliza-se como ferramenta auxiliar o software MATLAB®. Onde o MSP lê e envia o sinal através de uma porta serial que é lida no código inserido no MATLAB®. Para tornar a plotagem mais fácil de ser compreendida, o programa realiza a criação da imagem de maneira similar à feita em um osciloscópio. Na Figura 24 é possível verificar os fluxogramas dos algoritmos utilizados no MSP e no MATLAB®.

Figura 24- Fluxograma da plotagem gráfica no computador

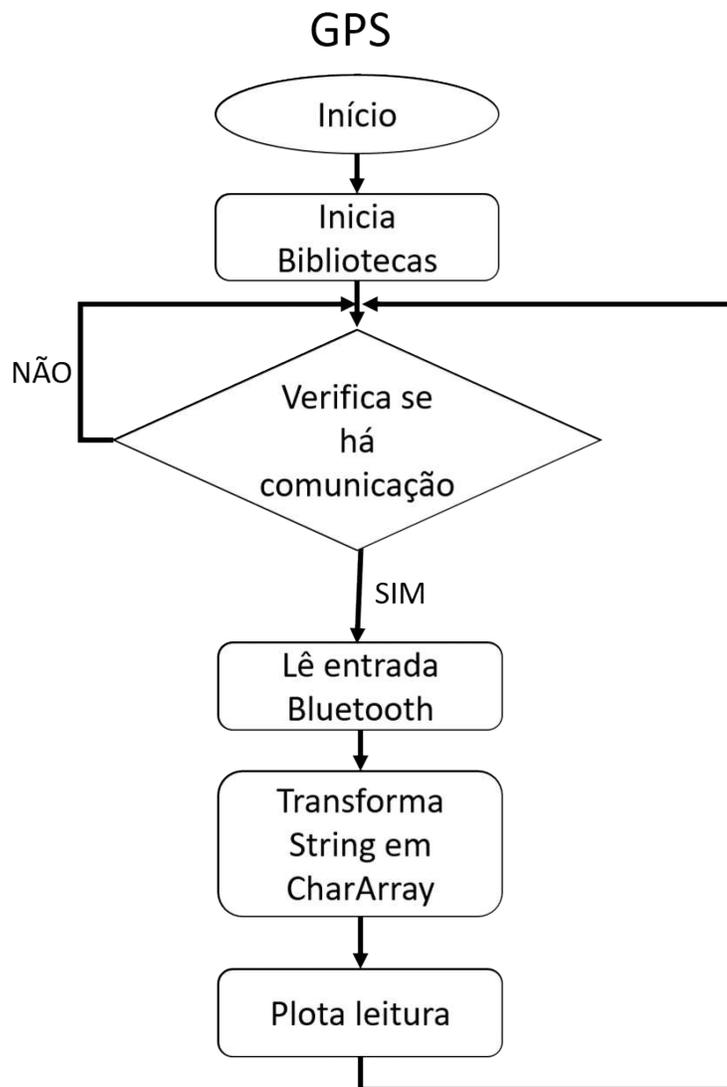


Fonte: Autoria Própria, 2016.

3.4.3 Algoritmo de coleta do sinal GPS

Para realizar a coleta do sinal GPS pelo aparelho Android é necessário realizar uma confecção de um programa para o dispositivo, contudo na loja virtual de aplicativos deste sistema operacional, a *Play Store*, existe um que possibilita a ação desejada, chamado *GPS Shield*. Este aplicativo coleta a posição GPS oferecida pelo aparelho e a envia via *bluetooth* para o MSP, abaixo na Figura 25 é possível verificar o fluxograma do algoritmo utilizado para a coleta.

Figura 25- Fluxograma de coleta do sinal GPS

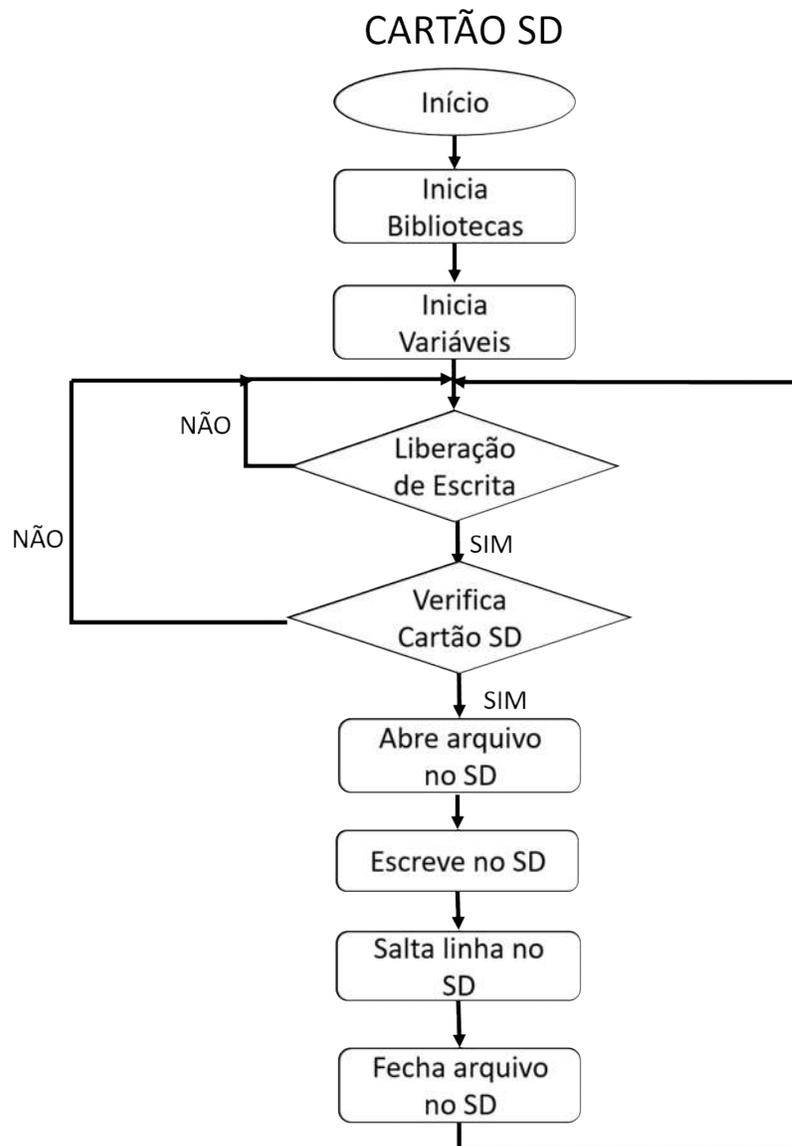


Fonte: Autoria Própria, 2016.

3.4.4 Algoritmo de gravação no cartão SD

A fim de realizar a gravação de dados em um cartão SD, faz-se necessário a aquisição de um SD Shield que realiza a comunicação entre o MSP e o cartão. O algoritmo desenvolvido verifica se o cartão está conectado, se o arquivo está corrompido, entre outros problemas, sendo tudo verificado pela biblioteca utilizada. Na Figura 26, é possível verificar o fluxograma do algoritmo utilizado para a gravação no cartão SD.

Figura 26 - Fluxograma de gravação no cartão SD



Fonte: Autoria Própria, 2016.

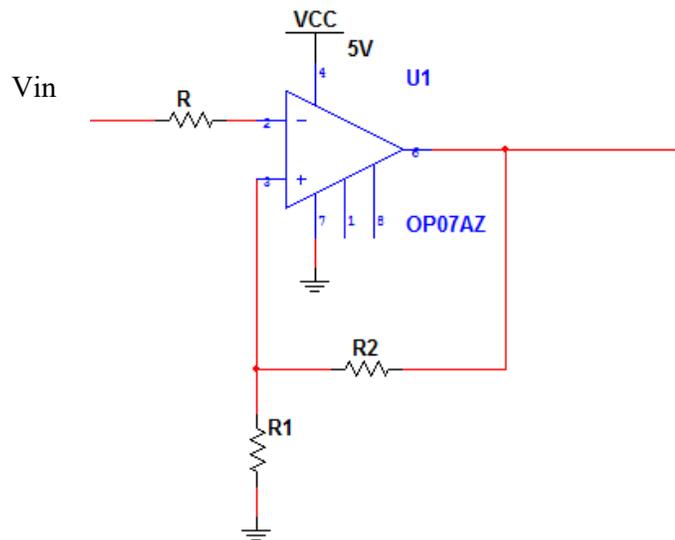
3.4.5 Algoritmo de contagem de batimentos por minuto e plotagem no display OLED

Para realizar a contagem dos batimentos, fez-se necessário a montagem de um circuito *Shimmit Trigger*, um comparador que detecta um nível de sinal, sendo o nível utilizado o de 2,3V, para determinar esses os resistores é escolhido um resistor de 100 ohms e em seguida calculado o segundo com base na equação abaixo, obtendo assim um valor de 33 ohms.

$$V_{DS} = \frac{R_1}{R_1 + R_2} V_{sat}$$

Quando ultrapassado é gerado como sinal de saída, que até então era contínuo em 3V reduz a 0V, respeitando a exigência de tensão do microcontrolador. O circuito responsável por esse processo é apresentado na Figura 27.

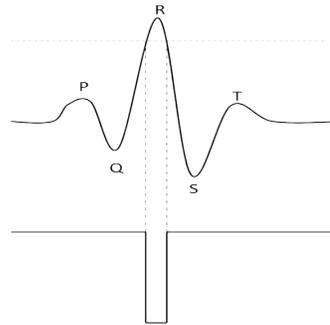
Figura 27 - Circuito *Shimmit Trigger*



Fonte: Autoria Própria, 2016.

Com o circuito montado, é possível utilizar o comparador a fim de detectar a passagem da onda R do ECG, gerando assim um trem de pulsos. A Figura 28 apresenta o funcionamento do circuito.

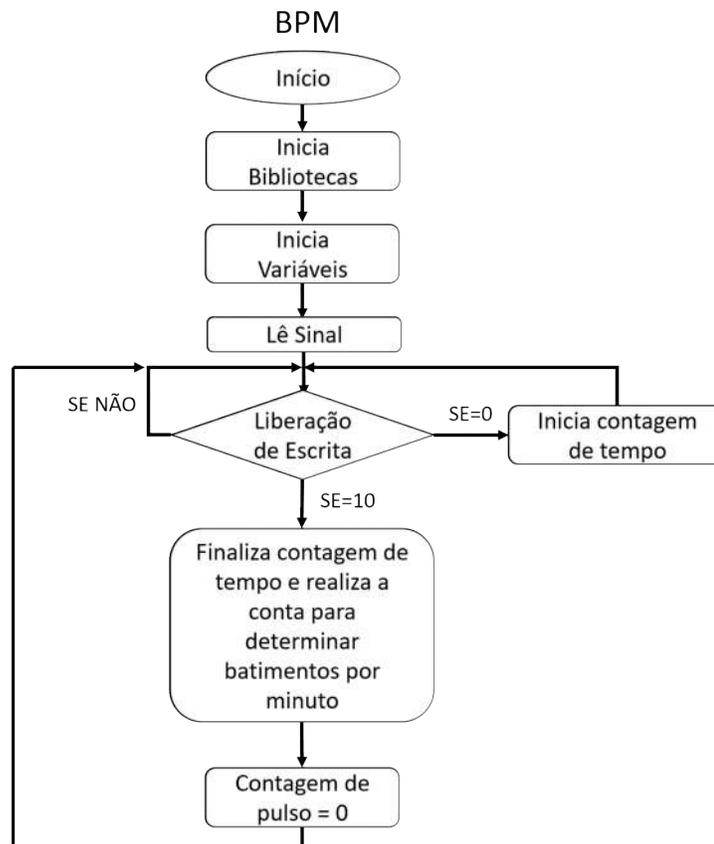
Figura 28 - Detecção da onda R do ECG



Fonte: Autoria Própria, 2016.

Com isso a contagem de batimentos por minuto pode ser realizada através de um algoritmo contador de pulsos. Para isso, conta-se um número seletor de pulsos e marca-se o tempo entre eles e, com base nesses dados, é realizado um cálculo para saber quantos pulsos ocorrem a cada minuto. A Figura 29 apresenta o fluxograma do algoritmo utilizado.

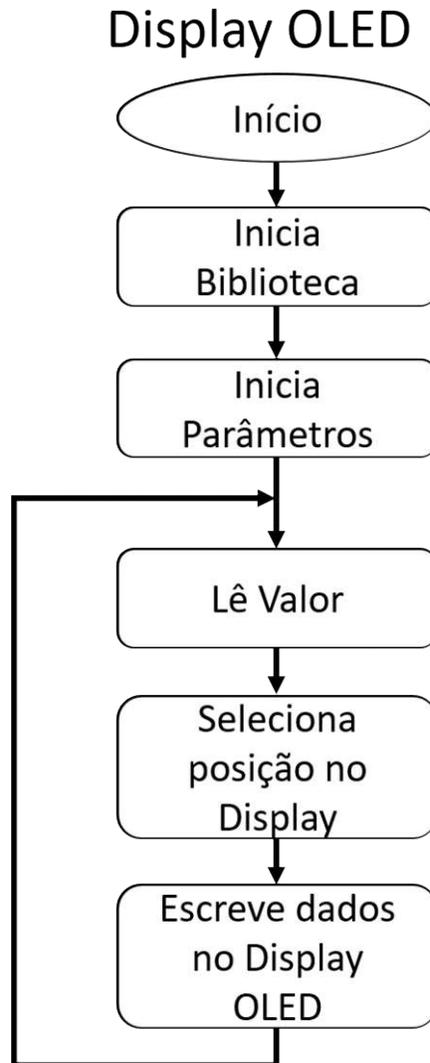
Figura 29 - Fluxograma de contagem de batimentos por minuto



Fonte: Autoria Própria, 2016.

A partir da coleta dos batimentos por minutos, pode-se utilizar o resultado exibindo-o em um display OLED. O algoritmo desenvolvido funciona a partir da biblioteca principal, onde através dela é possível posicionar e determinar as dimensões do texto. Na Figura 30 é apresentado o fluxograma do algoritmo desenvolvido para a utilização do display.

Figura 30 - Fluxograma de plotagem dos batimentos no display OLED

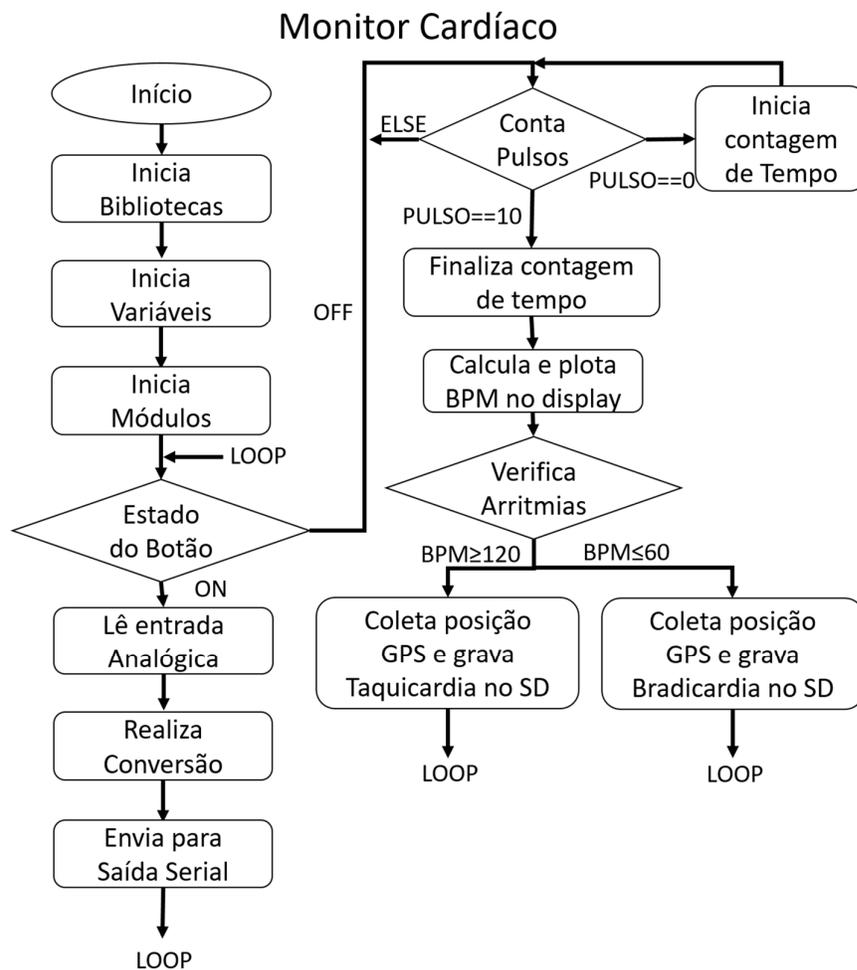


Fonte: Autoria Própria, 2016.

3.4.6 Algoritmo Final

Para o funcionamento completo do algoritmo todos os demais códigos devem ser utilizados, dessa maneira todas as funções desejadas devem trabalhar em conjunto, contudo o algoritmo se tornaria muito complexo. Um meio de diminuir a complexidade do código é a utilização de funções em conjunto com a contagem dos batimentos, a gravação no cartão SD e a plotagem no *display*. A adição de um botão de seleção também se faz necessário, tornando o algoritmo mais simples para o processamento, na posição ON o funcionamento do código do MATLAB é acionado plotando o sinal em tempo real, na posição OFF os demais códigos são acionados. Na Figura 31 é apresentado o fluxograma do algoritmo resultado da junção de todos os demais.

Figura 31 - Fluxograma do Monitor Cardíaco



Fonte: Autoria Própria, 2016.

3.5 Teste final

Como último teste a necessidade de um paciente se faz necessária, contudo para haver a possibilidade de um paciente humano para os testes, o comitê de ética em pesquisa deve aprovar o trabalho. Outra possibilidade é utilizar de um aparelho conhecido como simulador de ECG, com ele é possível realizar os testes finais sem a necessidade de um paciente humano. O aparelho utilizado é o SIM110 da NEOS, de acordo com o fabricante o equipamento portátil consegue operar durante 13 horas sem recarregar, possui as 12 derivações principais e consegue simular ondas de ECG, arritmias, senoidais, triangulares e quadráticas. Na Figura 32 é mostrado a foto do aparelho utilizado (NEOS, 2016).

Figura 32 - Simulador de ECG SIM110



Fonte: NEOS, 2016.

De posse do aparelho cedido pela firma TRAD Minas, que realiza manutenções em equipamentos hospitalares, foi possível realizar os testes com a conexão do aparelho ao circuito de aquisição e condicionamento do sinal, que deve estar conectado com o MSP e os periféricos. Como o circuito de aquisição possui 3 entradas apenas uma conexão pode ser escolhida, no caso as derivações V4, V5 e perna direita como referencial.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os resultados obtidos nas etapas parciais e totais de desenvolvimentos deste projeto serão encontradas nesse capítulo, seguindo a mesma sequência do capítulo anterior.

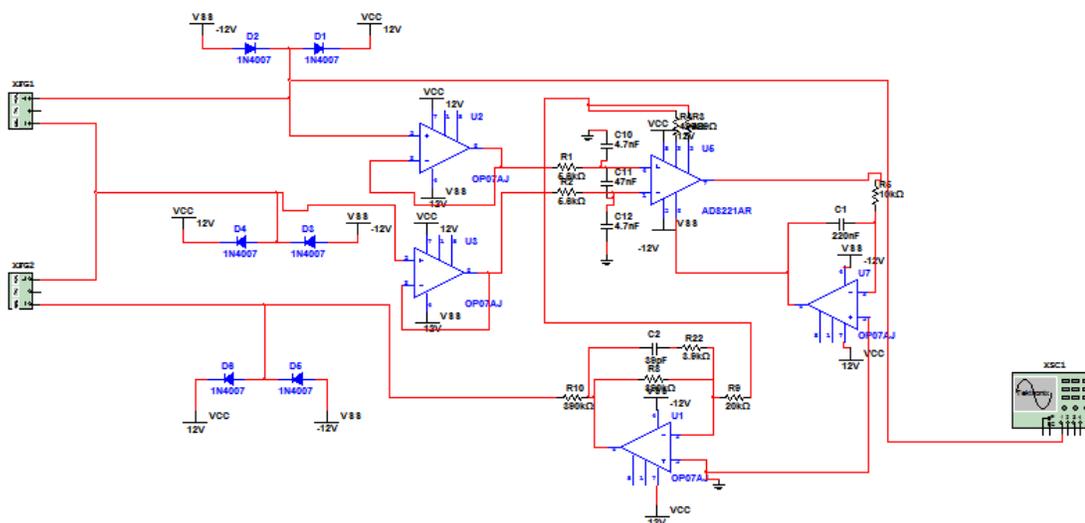
4.1 Apresentação do circuito de aquisição e condicionamento, e simulações

A fim de averiguar o funcionamento do circuito de aquisição e condicionamento, o circuito fora dividido em módulos. Assim, foram realizadas simulações do circuito de pré-amplificação, circuito de filtragem e, após a simulação das partes, o circuito total também foi testado. Em todos os casos, o software utilizado na simulação foi o Multisim®.

4.1.1 Pré-Amplificação

Para a simulação do circuito de pré-amplificação duas fontes senoidais forem utilizadas como base para o teste. Assim, uma das fontes atuou como tensão diferencial e a segunda como tensão de modo comum. A presença de um filtro passa baixa passivo reduz a frequência de trabalho para 280Hz, a entrada referencial juntamente com o PI são os responsáveis por auxiliar a eliminação do modo comum e o integrador elimina a tensão de *offset*, apresentado na Figura 33.

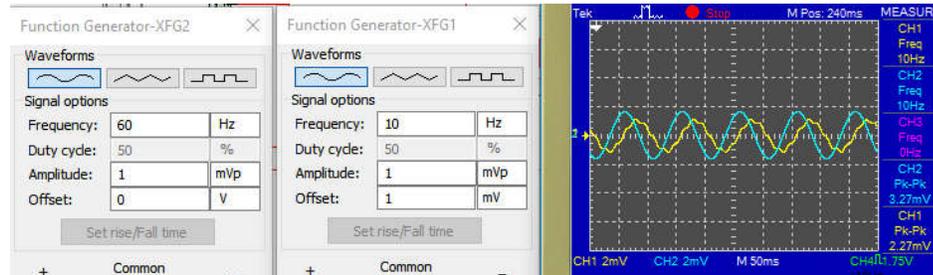
Figura 33- Simulação do Circuito de Pré-Amplificação do ECG



Fonte: Autoria Própria, 2016

Com o resultado desta simulação é possível confirmar a remoção da tensão de modo comum do sinal e a faixa de trabalho do circuito, apresentado na Figura 34.

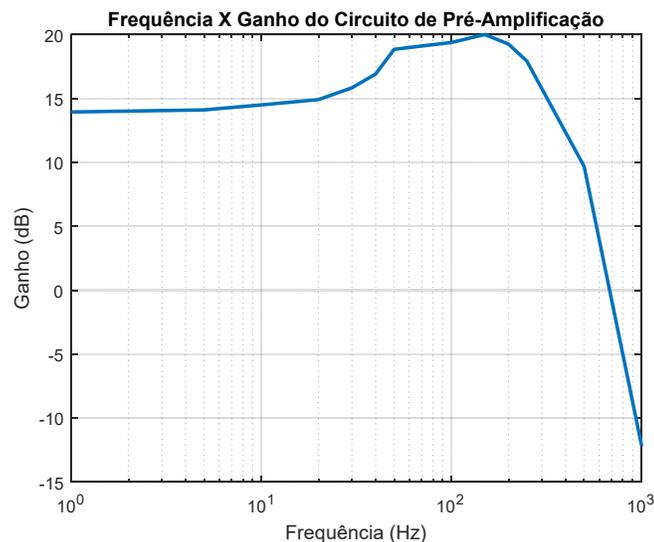
Figura 34- Sinais da Simulação do Circuito de Pré-Amplificação do ECG



Fonte: Aatoria Própria, 2016

Em amarelo é possível observar o sinal de entrada composto por duas frequências principais, 10 Hz e 60 Hz, ambos com amplitude de 2.24 mV pico-pico e com um ganho *offset* de 1 mV. Em azul, é possível observar o sinal de saída, nele verifica-se a eliminação da frequência de 60Hz e total predominância da componente de 10 Hz com amplitude de 3.27 mV pico-pico e sem a presença do *offset*. Variando a frequência da tensão diferencial é possível montar uma tabela que mostra a variação do ganho (Anexo B), a partir desta tabela é possível plotar um gráfico que facilita a visualização do comportamento do circuito de pré-amplificação, apresentado na Figura 35.

Figura 35- Frequência X Ganho Circuito de Pré-Amplificação



Fonte: Aatoria Própria, 2016

O ganho é apresentado em decibéis (dB), para isso o ganho em volts deve ser transformado, onde utiliza-se a formula apresentada por MALVINO (1997).

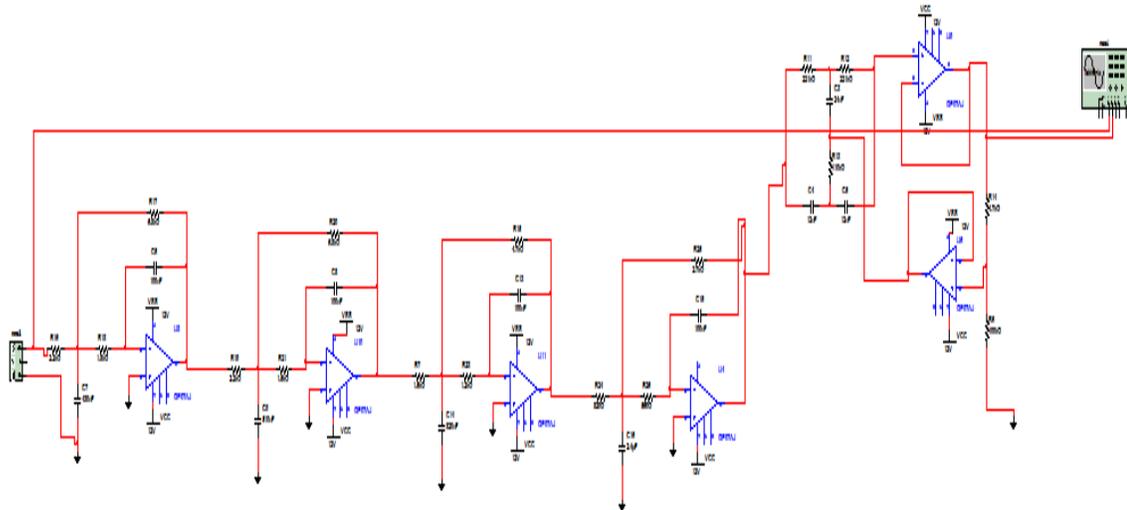
$$A' = 20\log(A)$$

Onde A' é a tensão em decibéis e A é a divisão da tensão obtida pela tensão máxima.

4.1.2 Filtragem

A simulação do estágio de filtragem fora realizada através da variação da frequência do sinal de entrada com apenas uma fonte senoidal sem ganho *offset*. Como nesta etapa o filtro é configurado como um passa baixa com frequência de corte de 120Hz e um filtro Notch 60Hz, o esperado é que frequências acima de 120Hz sofram atenuação bem como a frequência de 60Hz, apresentado na Figura 36.

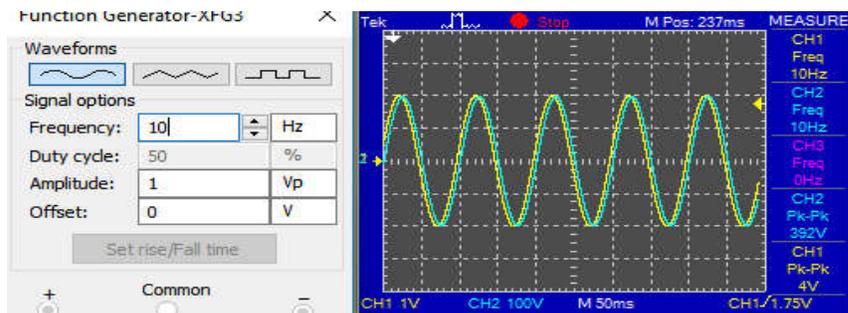
Figura 36- Simulação do Circuito de Filtragem do ECG



Fonte: Autoria Própria, 2016

A partir desta simulação é possível confirmar o ganho de cem vezes do sinal, a atenuação da frequência de 60Hz e atenuação de frequências acima de 120Hz, apresentado na Figura 37.

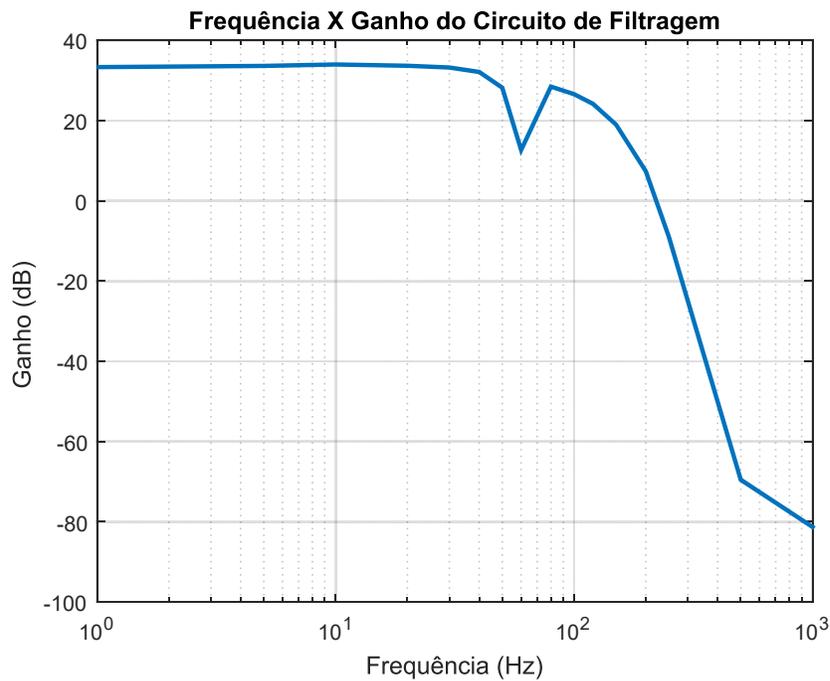
Figura 37- - Sinais da Simulação do Circuito de Filtragem do ECG



Fonte: Aatoria Própria, 2016

Em amarelo, observa-se o sinal de entrada. Nele está presente uma frequência de 10Hz com amplitude de 4V pico-pico. Em azul é possível observar o sinal de saída, nele verifica-se a permanência do sinal de 10 Hz com amplitude de 392 V pico-pico, gerando um ganho de 98, porém após testes decidiu-se reduzir o ganho de cem para cinquenta vezes. Variando a frequência da tensão é possível montar uma tabela que mostra a variação do ganho, Anexo C. O resultado pode ser melhor observado na Figura 38.

Figura 38- Frequência X Ganho Circuito de Filtragem

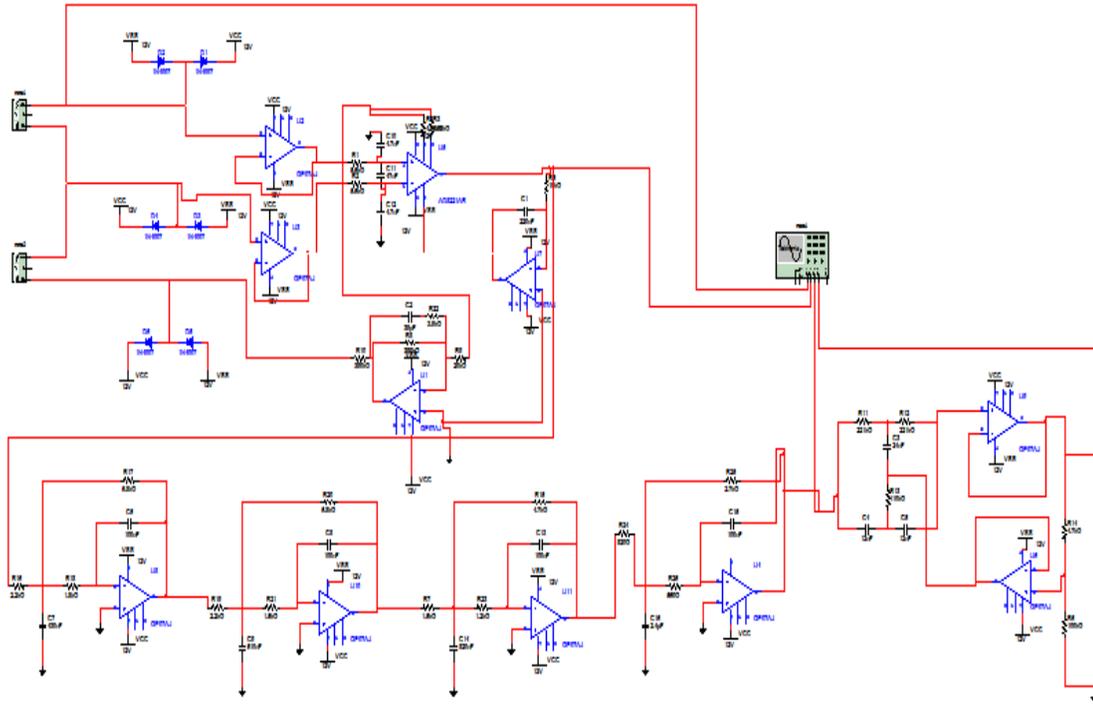


Fonte: Aatoria Própria, 2016

4.1.3 Circuito de aquisição e condicionamento completo

Após as etapas de simulação parcial, o circuito completo, sem a parte de ajuste fino do ganho, foi simulado para averiguar a compatibilidade da conexão, apresentado na Figura 39.

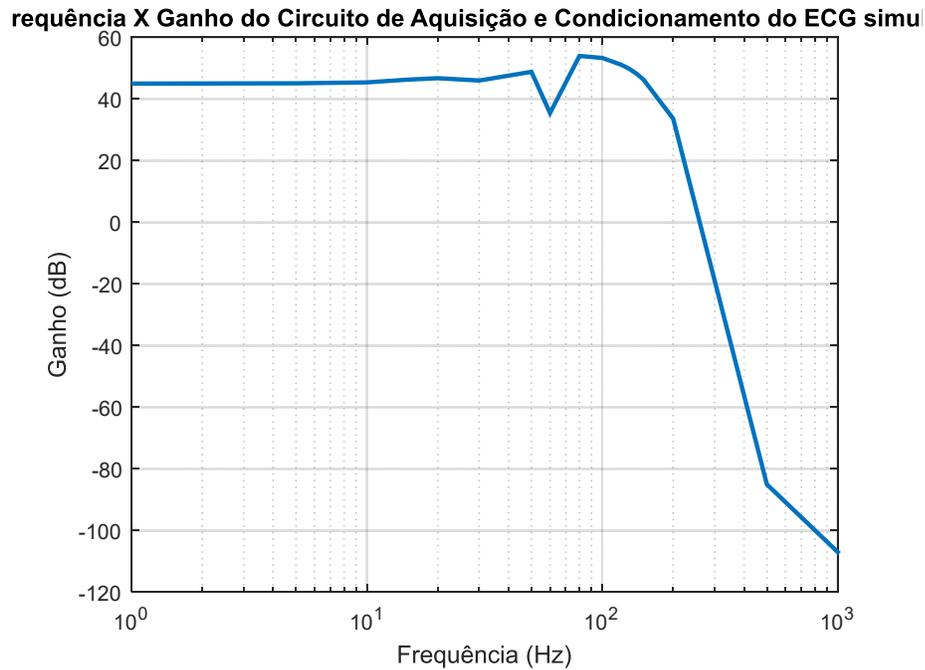
Figura 39- Circuito de Aquisição e Condicionamento do ECG simulado no Multisim®



Fonte: Autoria Própria, 2016

Para obter uma amostragem abrangente do comportamento do circuito de aquisição e condicionamento, aplicou-se à entrada sinais senoidais com dezessete frequências distintas, dentro e fora da faixa de passagem. Os resultados obtidos são apresentados no Anexo D, onde constam as diferentes frequências testadas, a amplitude (pico a pico) aplicada na entrada e as respectivas saídas obtidas. O comportamento pode ser observado na Figura 40, apresentada a seguir.

Figura 40-Frequência X Ganho Circuito de Aquisição e Condicionamento do ECG simulado no Multisim

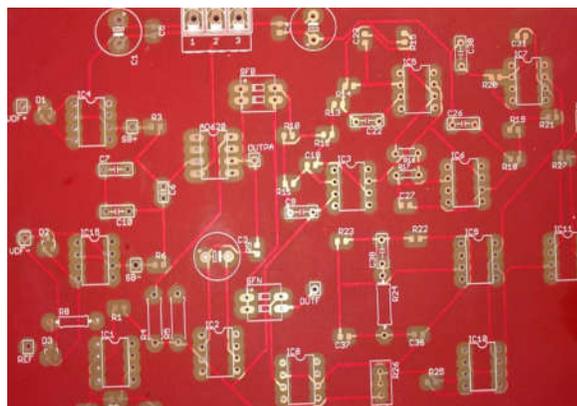


Fonte: Autoria Própria, 2016

4.2 Confeção da placa PCI

A partir da simulação criou-se o circuito no *software* Eagle®, onde é possível realizar a montagem esquemática do circuito e sua versão para uma PCI, tendo ao final obtido a placa como demonstrada na Figura 41.

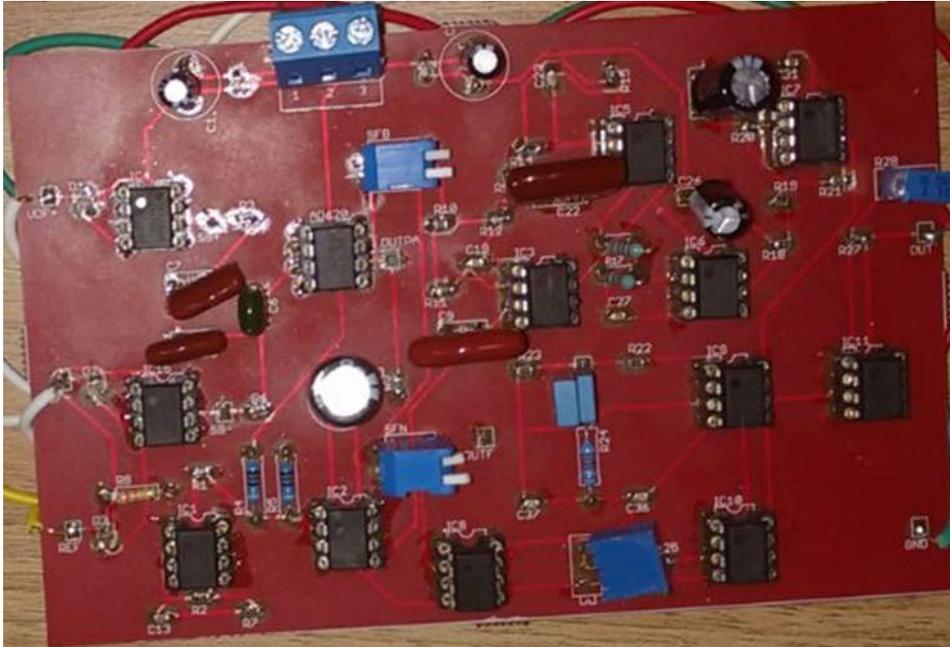
Figura 41- Placa Impressa



Fonte: Arquivo Pessoal, 2016

Após a soldagem de todos os componentes obtém-se a PCI como mostrado na Figura 42.

Figura 42- Placa Finalizada

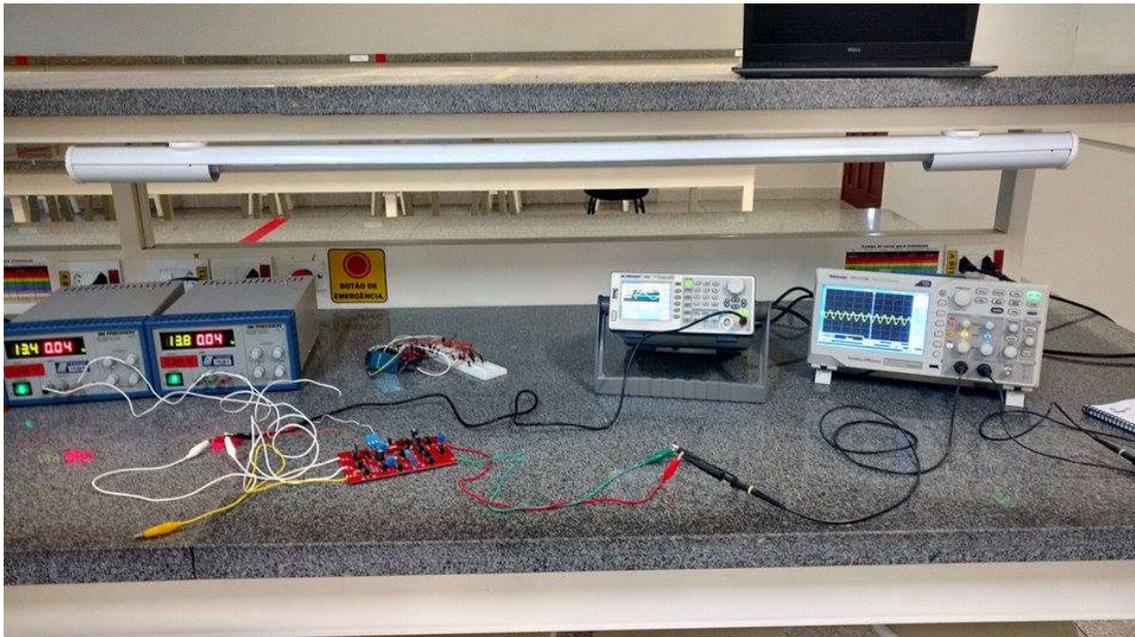


Fonte: Arquivo Pessoal, 2016

4.3 Testes e verificação do funcionamento do circuito de aquisição e condicionamento

Seguindo o mesmo raciocínio utilizado na simulação do circuito, para verificar o comportamento real do circuito de aquisição e condicionamento. Assim, serão testados a pré-amplificação, o circuito de filtragem e em seguida todo o circuito. O teste da placa montada realizou-se no laboratório de eletrônica do UNIPAM onde encontram-se os equipamentos necessários para esta finalidade. Uma imagem da bancada montada é apresentada na Figura 43, onde é possível identificar a fonte de alimentação ajustada para a polarização do circuito com tensões de aproximadamente $\pm 15V$, a placa construída, o osciloscópio para visualização dos sinais e o gerador de sinais responsável pela excitação das entradas.

Figura 43- Montagem para testes no UNIPAM



Fonte: Arquivo Pessoal, 2016

Para ser possível a coleta e teste das partes separadas, projetou-se a placa com alguns pontos especiais, como pode ser visualizado na Figura 44.

Figura 44- Placa com marcações de entrada e saída de sinais

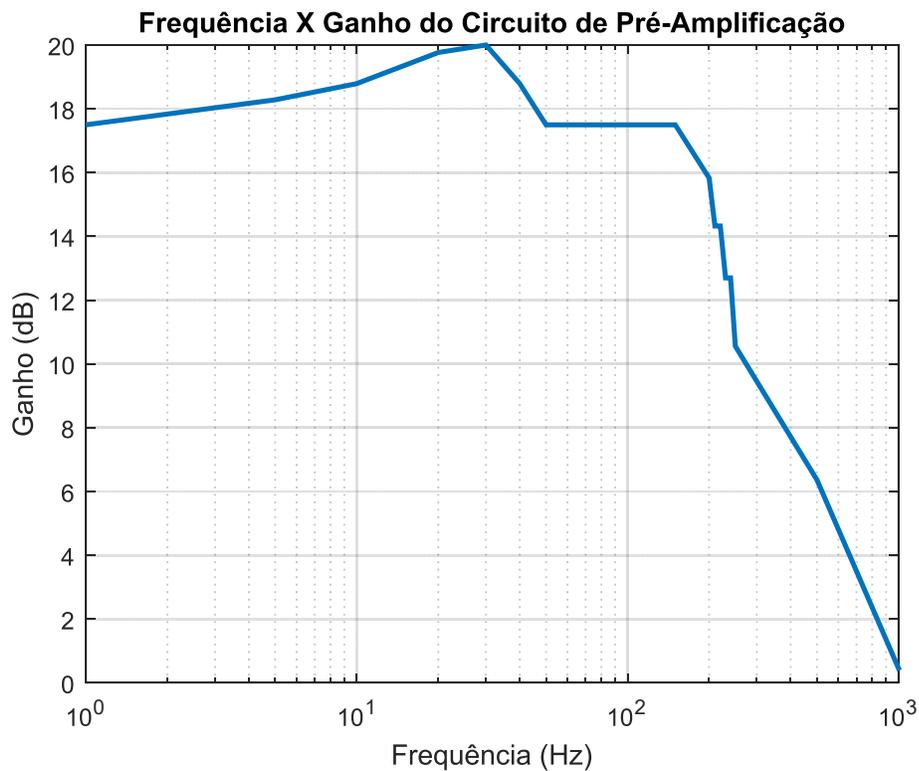


Fonte: Arquivo Pessoal, 2016

4.3.1 Pré-Amplificação

O teste desta parte consiste em aplicar à sua entrada sinais senoidais com frequências dentro e fora da faixa de passagem do circuito pré-amplificador, onde conecta-se na marcação vermelha os sinais de modo diferencial e modo comum e coleta-se a saída da pré-amplificação nos pontos amarelo e vermelho obtendo como resultado a tabela apresentada no Anexo E, que pode ser melhor visualizada na Figura 42.

Figura 45 - Frequência X Ganho Circuito de Pré-Amplificação

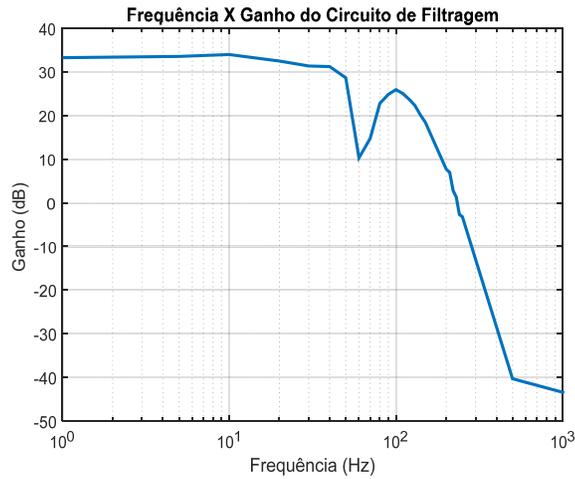


Fonte: Autoria Própria, 2016

4.3.2 Filtragem

Nesta etapa é necessário entrar com o sinal nas partes amarela e azul, coletando a saída nas partes verde e azul, a tabela apresentada no Anexo F demonstra os resultados obtidos, o que também pode ser melhor visualizado na Figura 43.

Figura 46 - Frequência X Ganho Circuito de Filtragem

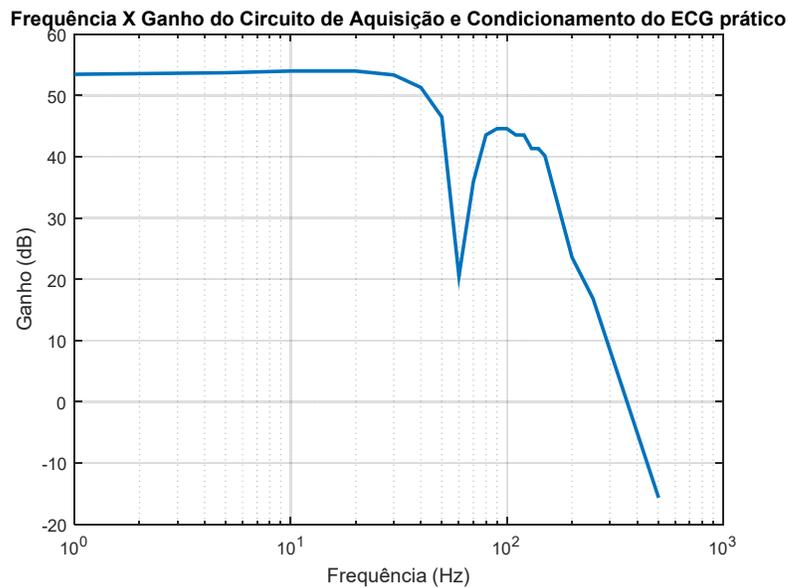


Fonte: Autoria Própria, 2016

4.3.3 Circuito de aquisição e condicionamento completo

Para verificar o funcionamento completo conecta-se o sinal de entrada na parte vermelha e coleta-se a saída na parte verde e azul, o resultado encontrado pode ser observado na tabela presente no Anexo G, sendo melhor representada na Figura 44.

Figura 47 - Frequência X Ganho Circuito de Aquisição e Condicionamento do ECG Teste Prático



Fonte: Autoria Própria, 2016

4.4 Implementação dos algoritmos para processamento dos sinais utilizando um Microcontrolador

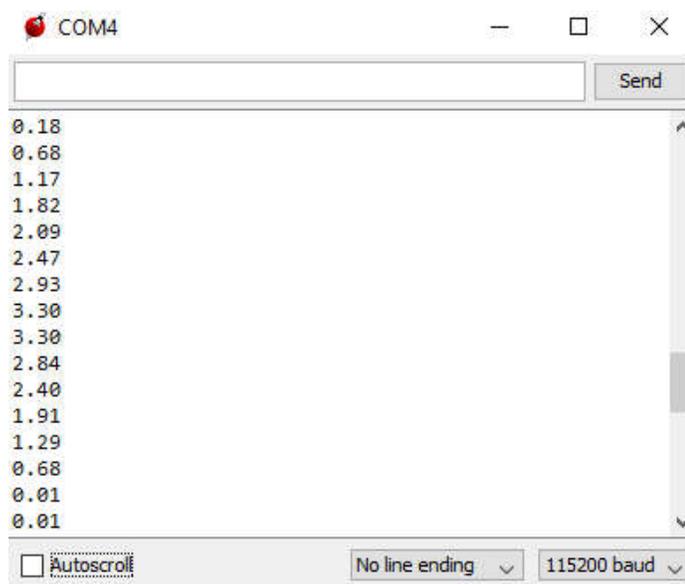
De maneira a verificar a funcionalidade do algoritmo de processamento, faz-se necessário a modularização do algoritmo e testes em separado, assim como apresentado no capítulo 3, de maneira a diminuir a complexidade dos testes a serem realizados.

4.4.1 Algoritmo da leitura do sinal analógico

Para o teste da leitura do sinal analógico, o circuito a ser montado consiste em potenciômetro conectado a uma entrada analógica, em seguida o sinal de entrada é convertido para dentro dos valores de tensão e projetado para visualização utilizando o monitor serial, disponível na plataforma Energia.

A partir da montagem é possível coletar uma leitura de um sinal analógico variando de 0 à 4097, como o desejado é um sinal de 0 a 3,3, uma função matemática deve ser utilizada de modo a obter essa conversão, contudo é disponibilizado pela plataforma de programação a função *map* a qual possibilita a realização da conversão desejada sem necessidade de montar uma equação matemática. Na Figura 48 é apresentado o resultado obtido pelo circuito e algoritmo no monitor serial.

Figura 48 - Resultado obtido através do monitor serial



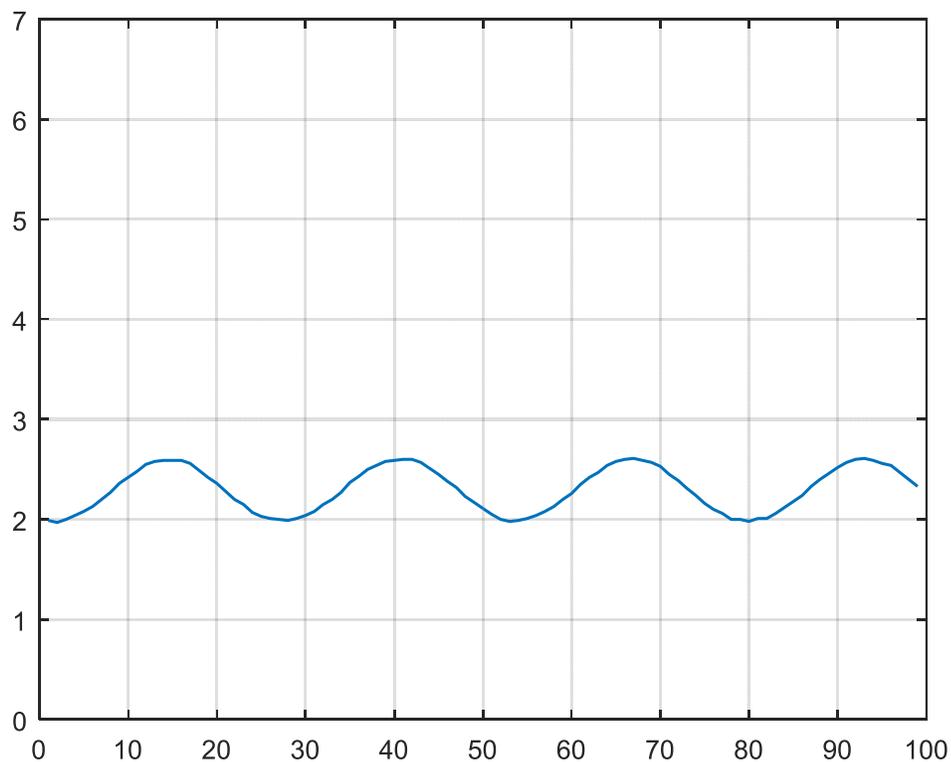
Fonte: Autoria Própria, 2016

4.4.2 Algoritmo plotagem gráfica no computador

A fim de realizar a plotagem gráfica o código de aquisição de sinal analógico deve ser usado sem nenhuma modificação, pois a parte responsável pela plotagem é o software MATLAB. O MSP430 envia para a porta serial o valor lido e convertido por sua porta analógica, em seguida o MATLAB abre comunicação com a porta serial e recebe o valor enviado pelo microcontrolador e, com base nesse valor e no número de amostras recebidas, plota um gráfico em tempo real. Na Figura 49 é possível observar um sinal senoidal coletado a partir do código mencionado.

Devido a escolha da porta serial funcionar a 114200 bits por segundo o microcontrolador passa a ter uma taxa de amostragem de 1,2 KHz aproximadamente, assim, respeitando o teorema de Nyquist, onde para amostrar um sinal a frequência de amostragem deve ser maior que 2 vezes a frequência presente no sinal, contudo na prática a frequência de amostragem deve ser minimamente 10 vezes maior do que a do sinal, assim é possível obter um sinal de até 120Hz, o que se encontra dentro das características desejadas no projeto.

Figura 49- Sinal plotado pelo MATLAB

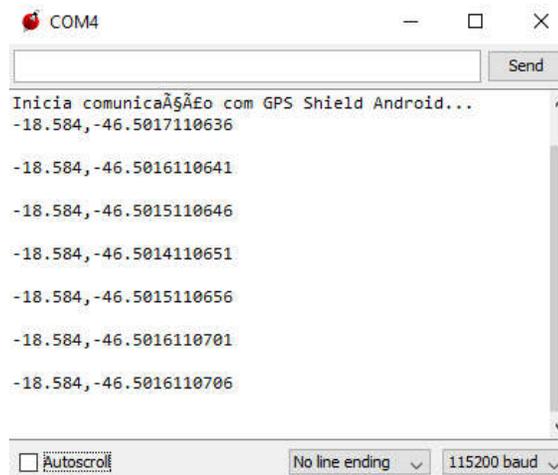


Fonte: Autoria Própria, 2016

4.4.3 Algoritmo de coleta do sinal GPS

Para a coleta do sinal GPS existe a possibilidade do uso de um GPS Shield, contudo devido ao seu preço elevado, existe a opção de usar o sinal de posição do celular Android a fim de conseguir o mesmo resultado, assim utilizando de uma comunicação Bluetooth. O circuito necessário para a comunicação consiste em conectar o módulo Bluetooth ao microcontrolador. O sinal coletado pode ser visualizado através do monitor serial, a Figura 50 demonstra a posição coletada pelo circuito e código montado.

Figura 50 - Posição coletada pelo GPS Shield Android

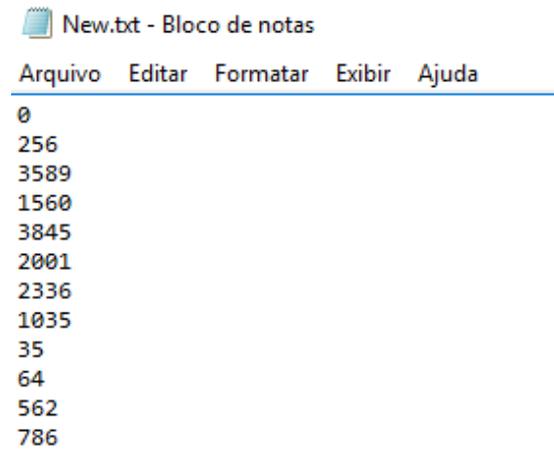


Fonte: Autoria Própria, 2016

4.4.4 Algoritmo de gravação no cartão SD

Para a gravação no cartão SD é necessário o uso de um SD Shield, que realiza a comunicação entre o cartão e o microcontrolador. Por questão de segurança é necessário que haja uma verificação se o cartão está colocado ou se há algum outro defeito, tendo sido essa parte feita, é possível realizar a gravação no cartão SD. Para realizar a gravação o cartão deve ser previamente preparado já possuindo um arquivo .txt com um tamanho preenchido, assim será possível acessar e gravar no arquivo sem maiores dificuldades. A Figura 51 apresenta o resultado obtido pela gravação em .txt.

Figura 51 - Resultado coletado pelo cartão SD

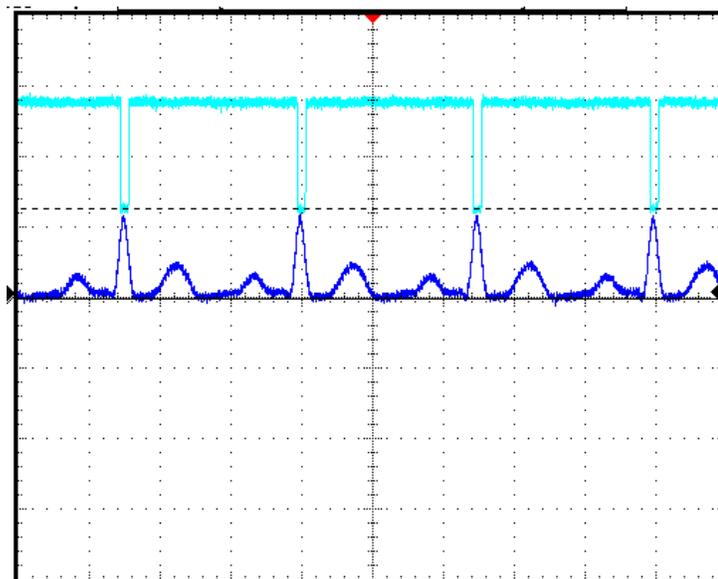


Fonte: Aatoria Própria, 2016

4.4.5 Algoritmo de contagem de batimentos por minuto e plotagem no display OLED

A contagem dos batimentos pode ser realizada com base em um circuito detecção de pico, ou da onda R, a fim de averiguar a frequência do sinal. Este circuito serve de entrada para o processador, onde o algoritmo escrito detecta variações no sinal a fim de averiguar o número de batimentos por minuto, essa detecção é demonstrada na Figura 52, onde em ciano está o sinal para o processamento dos BPM e em azul está o sinal cardíaco base.

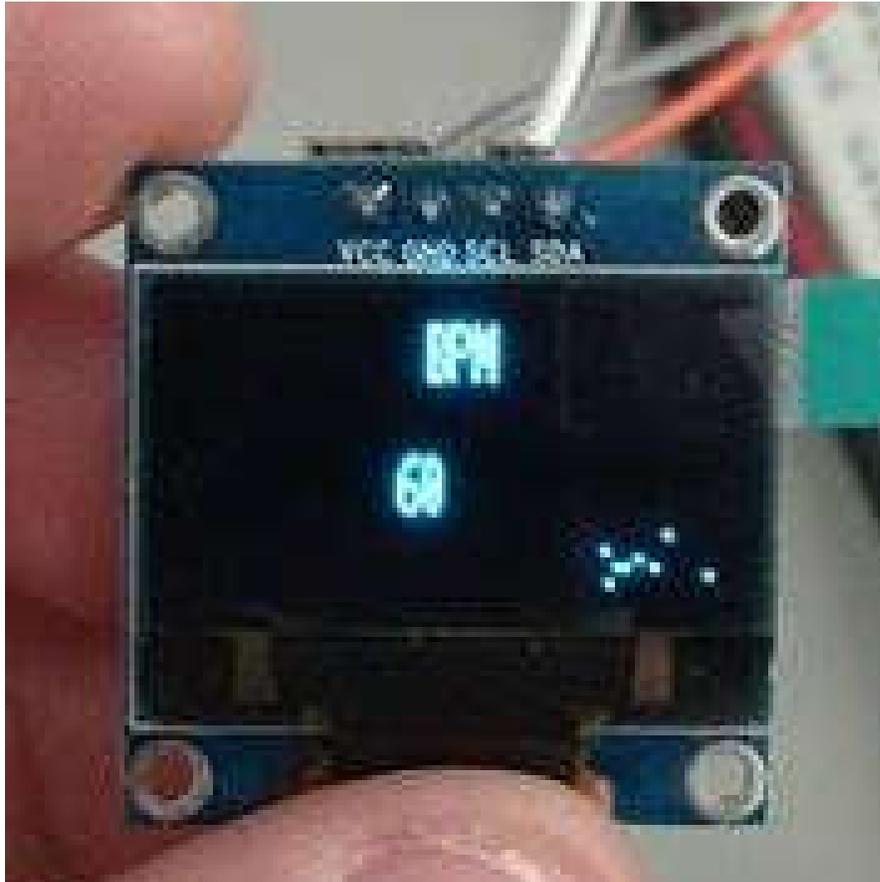
Figura 52 - Sinal cardíaco com detecção da onda R



Fonte: Aatoria Própria, 2016

A Figura 53 apresenta o resultado obtido através da inserção de um trem de pulsos com frequência de 1,0Hz, ou 60 pulsos por minuto, demonstrado no display utilizado no trabalho.

Figura 53 - Visualização dos BPM no display OLED



Fonte: Arquivo Pessoal, 2016

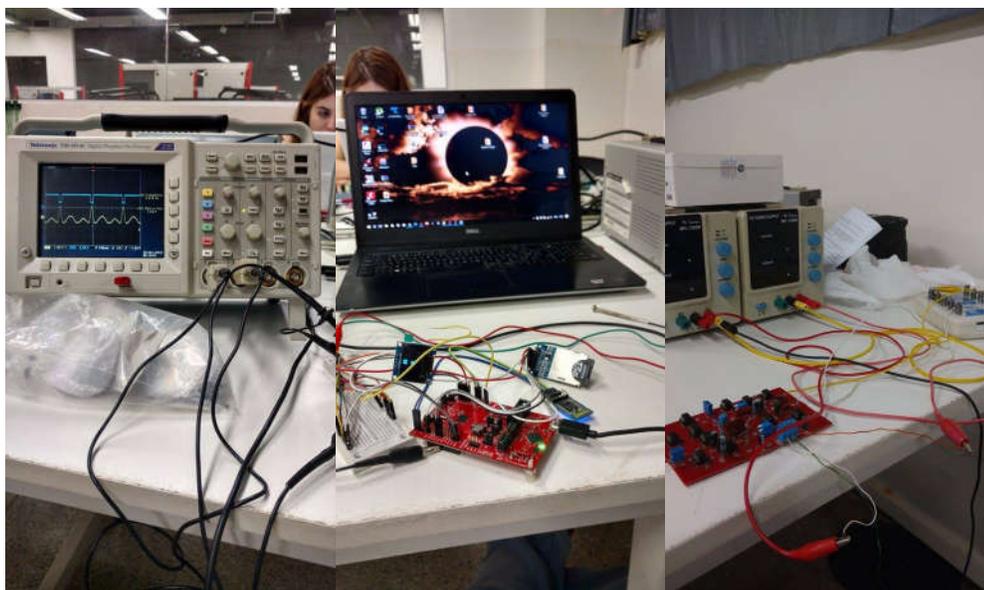
4.4.6 Algoritmo Final

Para o teste do algoritmo final a conexão de todos os circuitos previamente utilizados nos testes em separado é necessário. Nesta etapa o circuito de aquisição e condicionamento pode ser conectado ao circuito de processamento, possibilitando assim não só o teste do algoritmo final, mas a realização do teste final do protótipo em si.

4.5 Teste final

Para o teste final, a utilização do simulador de ECG fez-se necessária, devido a falta de aprovação do comitê de ética para o uso de pacientes humanos, com ele é possível simular as 12 principais derivações e BPM possibilitando um teste satisfatório do protótipo, o teste realizado no laboratório de controle e automação da Universidade Federal de Ouro Preto, Instituto de Ciências Exatas e Aplicadas ICEA, a Figura 54 apresenta a montagem utilizada para os testes.

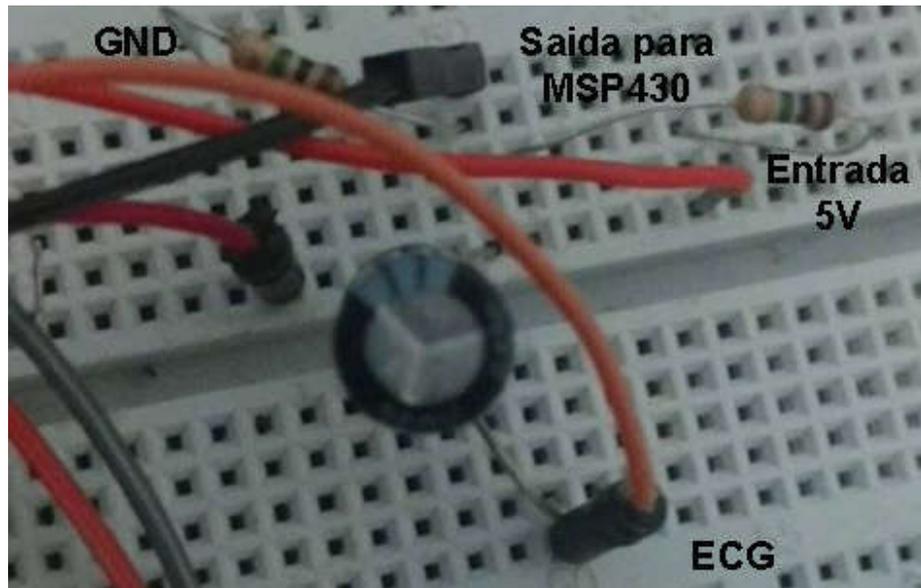
Figura 54 - Montagem para realização de teste final



Fonte: Arquivo Pessoal, 2016

Para possibilitar a coleta do sinal pelo microcontrolador é necessário o uso de um circuito de acoplamento, promovendo um ganho de corrente contínua (DC) ao sinal, visto que o MSP430 aceita tensões de 0 a 3,3V, o circuito utilizado consiste em um divisor de tensão DC com um capacitor eletrolítico servindo de entrada do sinal cardíaco coletado, a Figura 55 apresenta o circuito utilizado a fim de promover o *offset*.

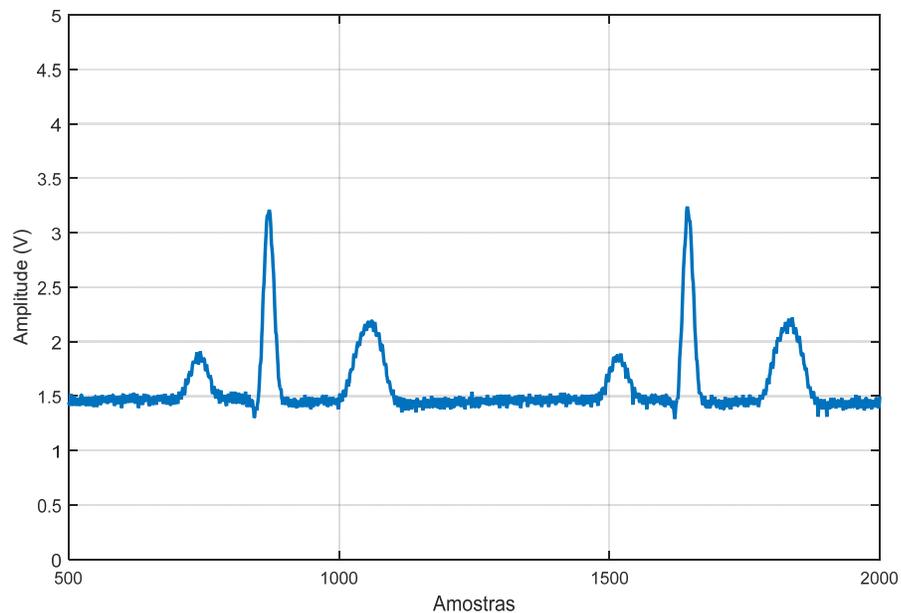
Figura 55 - Circuito de acoplamento e offset



Fonte: Aatoria Própria, 2016

O primeiro modo de operação pode ser testado utilizando a plotagem do sinal coletado no computador pessoal utilizando o MATLAB como plataforma de plotagem, para isso é utilizado o modo ON do processamento. Na Figura 56 é apresentado o sinal coletado e amostrado pelo software utilizado.

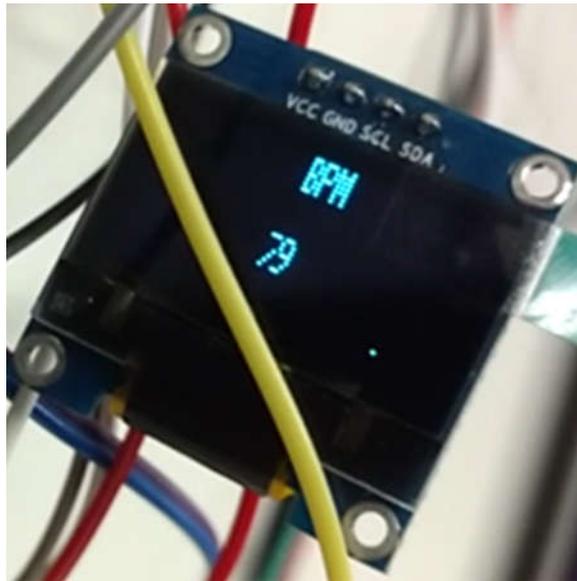
Figura 56 - Sinal cardíaco coletado no MATLAB



Fonte: Aatoria Própria, 2016

O segundo modo de operação pode ser testado utilizando o display, o gravador de SD, e o sinal GPS, utilizando assim o modo OFF de operação. Nesse modo é possível observar no display OLED os BPM, que é gerado com a utilização de um circuito de detecção de pico, com esse circuito o microcontrolador consegue utilizar uma detecção de decida a fim de contar os batimentos. A Figura 57 apresenta o resultado coletado pelo display para um sinal de 80BPM inserido pelo simulador de ECG.

Figura 57 - Batimentos coletados pelo protótipo



Fonte: Arquivo Pessoal, 2016

Caso haja a ocorrência de uma taquicardia, batimento acima de 120 BPM, ou bradicardia, batimentos abaixo de 60 BPM, o sinal GPS gerado pelo celular Android é enviado ao microcontrolador e gravado no cartão SD. A Figura 58 apresenta a resposta coletada no cartão SD e armazenada em arquivo .txt, apresentando diversos valores de batimento provocando taquicardia e bradicardia, os testes foram realizados no laboratório de controle e automação da Universidade Federal de Ouro Preto, UFOP, campus ICEA, João Monlevade.

Figura 58 - Resultado adaptado gravado no cartão SD



Arquivo	Editar	Formatar	Exibir	Ajuda
Posição GPS: -19.836,-43.168,	Taquicardia,	BPM: 165		
Posição GPS: -19.836,-43.168,	Taquicardia,	BPM: 165		
Posição GPS: -19.836,-43.168,	Taquicardia,	BPM: 180		
Posição GPS: -19.836,-43.168,	Taquicardia,	BPM: 179		
Posição GPS: -19.836,-43.168,	Taquicardia,	BPM: 180		
Posição GPS: -19.836,-43.168,	Taquicardia,	BPM: 179		
Posição GPS: -19.836,-43.168,	Taquicardia,	BPM: 180		
Posição GPS: -19.836,-43.168,	Taquicardia,	BPM: 179		
Posição GPS: -19.836,-43.168,	Taquicardia,	BPM: 180		
Posição GPS: -19.836,-43.168,	Taquicardia,	BPM: 179		
Posição GPS: -19.836,-43.168,	Taquicardia,	BPM: 180		
Posição GPS: -19.836,-43.168,	Taquicardia,	BPM: 179		
Posição GPS: -19.836,-43.168,	Taquicardia,	BPM: 180		
Posição GPS: -19.836,-43.168,	Taquicardia,	BPM: 179		
Posição GPS: -19.836,-43.168,	Taquicardia,	BPM: 180		
Posição GPS: -19.836,-43.168,	Taquicardia,	BPM: 309		
Posição GPS: -19.836,-43.168,	Taquicardia,	BPM: 144		
Posição GPS: -19.836,-43.168,	Taquicardia,	BPM: 144		
Posição GPS: -19.836,-43.168,	Bradycardia,	BPM: 44		
Posição GPS: -19.836,-43.168,	Bradycardia,	BPM: 44		
Posição GPS: -19.836,-43.168,	Bradycardia,	BPM: 52		
Posição GPS: -19.836,-43.168,	Bradycardia,	BPM: 52		
Posição GPS: -19.836,-43.168,	Bradycardia,	BPM: 52		
Posição GPS: -19.836,-43.168,	Bradycardia,	BPM: 52		
Posição GPS: -19.836,-43.168,	Bradycardia,	BPM: 33		
Posição GPS: -19.836,-43.168,	Bradycardia,	BPM: 33		
Posição GPS: -19.836,-43.168,	Bradycardia,	BPM: 33		
Posição GPS: -19.836,-43.168,	Bradycardia,	BPM: 33		
Posição GPS: -19.836,-43.168,	Bradycardia,	BPM: 33		
Posição GPS: -19.836,-43.168,	Taquicardia,	BPM: 144		
Posição GPS: -19.836,-43.168,	Taquicardia,	BPM: 144		
Posição GPS: -19.836,-43.168,	Taquicardia,	BPM: 144		

Fonte: Aatoria Própria, 2016

A Figura 58 e obtida através de uma pequena alteração a fim de representar melhor o resultado coletado, pois durante a gravação no cartão SD o alinhamento da escrita não apresentou o resultado esperado, a coleta sem modificações é apresentado na Figura 59, onde duas colunas são formadas.

5 CONCLUSÕES

Ao longo do estudo da história do eletrocardiógrafo foi possível observar a importância desse equipamento para a medicina atual, bem como todos os estudos e estudiosos responsáveis pelo atual estado desse equipamento. Sem dúvidas, esse equipamento envolve uma grande gama de conhecimento eletrônico para sua montagem, além de um estudo acerca da fisiologia cardíaca, para o entendimento da origem do sinal que é coletado pelos eletrodos. Com base neste sinal, foi montado um circuito de aquisição e condicionamento, que possibilita a sua visualização com um mínimo de interferências.

A partir da montagem do circuito foi possível, com auxílio de um software, a simulação para a verificação dos parâmetros de interesse, na qual comprovou-se a funcionalidade do circuito. Com o circuito definido, a montagem do mesmo pôde ser realizada sem grandes dificuldades, a intenção de criar uma PCI multicamadas não pode ser realizada devido aos altos custos sobre a mesma, sendo assim utilizada uma placa de camada dupla. Com a realização de testes, problemas devido a soldagem apareceram, sendo em seguida corrigidos. O circuito foi testado com ondas senoidais como entrada a fim de averiguar o funcionamento dos filtros e ganhos do mesmo, com os testes do circuito concluídos passou-se aos testes com o processador.

Para o teste do processador houve uma divisão das várias etapas necessárias, e após obter resultados agradáveis em todas, as mesmas foram unidas criando um único algoritmo de processamento. Os resultados obtidos estavam dentro do esperado, apenas ocorrendo discrepâncias no display OLED, onde não foi possível a inserção do sinal lido devido a defeito no próprio aparelho, apresentando assim os batimentos por minuto no lugar, e na gravação do cartão SD, onde o alinhamento da escrita não ocorreu como o esperado.

Assim, a elaboração de um monitor cardíaco pôde ser completada, apesar das dificuldades apresentadas, onde a coleta do sinal em tempo real, amostrada pelo computador, a amostragem dos batimentos por minuto, realizada pelo display OLED, a detecção de arritmias, e a marcação da posição GPS do indivíduo pelo aparelho de telefonia móvel foi realizado com sucesso, atendendo os objetivos do trabalho em si.

Para trabalhos futuros é possível acrescentar testes em pacientes humanos, desde que aprovado pelo comitê de ética, a inserção de um display gráfico para a amostragem em tempo real do sinal cardíaco e a redução da aparelhagem para ser mais confortável ao usuário para o uso cotidiano.

REFERÊNCIAS

AD620, “*Low Cost Low Power Instrumentation Amplifier*”, Analog Devices

AUGUSTO, J. A. S., Introdução ao Projecto de Filtros e a Funções de Aproximação. Departamento de Física da Fac. De Ciências da Um. De Lisboa (DF-FCUL), 2011.

CASTRUCCI P. L., BITTAR A. e SALES R. M., Controle Automático. LTC, 2011.

CORONA, B. T. *et al.* Prototype of a portable platform for ECG monitoring and diagnostic applications. In: Electrical Engineering, Computing Science and Automatic Control, 2008. CCE 2008. 5th International Conference on. IEEE, 2008. p. 223-227.

CUNHA, P. C. N. *et al.*; Eletrocardiógrafo Digital Portátil para o Monitoramento de Sinais ECG. In: XIX Congresso Brasileiro de Automática, 2012, Campina Grande. Anais... Campina Grande: UFCG, 2012. p. 2721-2726.

Diferentes tipos de ECG, disponível em: <http://www.teb.com.br/dicas/diferentes-tipos-de-ecg/>, Acesso em: 24 de outubro de 2015

ECG Holter, disponível em: <http://www.chsf.pt/exames-e-tratamentos/indice-de-exames/ecg-holter/>, Acesso em: 24 de outubro de 2015

Eletrocardiograma de repouso, disponível em: <http://coracaoalerta.com.br/tratamento-do-infarto/eletrocardiograma-em-reposo-ecg/>, Acesso em: 24 de outubro de 2015

Eletrodos de superfície. <http://alephelectrodes.com.br/wp-content/uploads/2015/11/eletrodos-de-superficie.jpg>. Acessado em 26/01/2016

EVANGELISTA NETO, J., Desenvolvimento de métodos de processamento e inteligência computacional no ECG ambulatorial. Tese (Doutorado) – Universidade Federal do Pará, Belém, 2012.

GIFFONI, R.T.; TORRES, R.M. Breve história da eletrocardiografia. Rev Med Minas Gerais 2010; 20(2): 263-270.

GINEFRA, P.; A Evolução do Eletrodo no Registro dos Potenciais Elétricos Cardíacos: Um pouco de história. In: Revista Brasileira de Cardiologia: Rev SOCERJ. 2007;20(3):248-250

GÓMEZ, F. e YABAN, L. F., Design and development of prototype for obtaining indirect ECG Bipolar Lead II through the photoplethysmograph signal. Perú, 2010.

Guide to the MSP430FR5969 LaunchPad (MSP-EXP430FR5969), disponível em: http://energia.nu/pin-maps/guide_msp430fr5969launchpad/, acesso em 06 de setembro de 2016

GUTIERREZ, E. M.; 2006. Telemetria: Aplicação de Rede de Sensores Biomédicos Sem Fio. Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica, Publicação PPGENE.DM-274/2006, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, DF, 126p.

Invasive electrodes. <http://img.medscape.com/fullsize/migrated/560/817/ncpn560817.fig1.gif>. Acessado em 26/01/2016

STEIN, E. Análise Rápida dos Eletrocardiogramas, 2001 IN: VIER, A. P., Sistema de Eletrocardiograma (ECG) com Reconhecimento de Arritmias. 2008. Tese (Graduação em Engenharia de Computação) - Núcleo de ciências exatas e tecnológicas, Universidade Positivo, Curitiba, 2008.

THALER, M. S.; ECG Essencial, Eletrocardiograma na prática diária. 7.ed. Porto Alegre: Artmed, 2013.

MALVINO, A. P., Eletrônica. 4. Ed, vo. 2. São Paulo: Makron Books, 1997. 2v.

MUCCHI, L., Measurements campaign for interference estimation and performance assessment of a wireless ECG remote monitoring prototype in a city hospital. Dept. of Electronics and Telecommunications University of Florence, I-50139, Firenze, Italy, 2013.

PERTENCE JÚNIOR, A.. Amplificadores Operacionais e Filtros Ativos: teoria, projetos, aplicações e laboratório. 6ª ed. Porto Alegre: Bookman, 2003. 304 p.

RAHMAN. G. M. A. E. et al. Development and Demonstration of a Prototype e-ECG System for Telemedicine Application. EEE Departament, United International University, Dhaka, Bangladesh, 2014.

REIS, H. J. L. et al. Cardiologia 2. Coração – Doenças 3. Eletrocardiografia I. São Paulo : Editora Atheneu, 2013.

RODRIGUES, M., *Deposition of AlN_x thin films on polymers for the development of biosensors*. Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade de Coimbra. Coimbra, 2013.

SCOLARI, D., Estudo e Desenvolvimento de Algoritmos para o Reconhecimento de Arritmias Cardíacas. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) Porto Alegre, 2007.

SIM110, Disponível em: <http://neos.ind.br/sim110.html>, acesso em 12 de dezembro de 2016.

SOUZA. P. V. E. de. Sistema de aquisição de sinais de EMG e ECG para plataforma android tm / Emerson Alves da Silva - Recife: O Autor, 2015.

TEODORO, F. G. S. *et al.* ECG Biometric Recognition based on fiducial features using Support Vector Machines. X Workshop de Visão Computacional - WVC 2014.

Texas Instrument, MSP430FR5969 LaunchPad Development Kit, disponível em: <http://www.ti.com/tool/msp-exp430fr5969>, Acesso em: 06 de setembro de 2016

VIER, A. P., Sistema de Eletrocardiograma (ECG) com Reconhecimento de Arritmias. 2008. Dissertação (Graduação em Engenharia de Computação) - Núcleo de ciências exatas e tecnológicas, Universidade Positivo, Curitiba, 2008.

ANEXOS

ANEXO A

Lista de Materiais para a Confeção da PCI

A Lista de materiais utilizado na confecção da PCI:

- 2 Capacitores Eletrolíticos de 1 μ F
- 2 Capacitores Cerâmicos de 0.1 μ F
- 4 Capacitores cerâmicos de 100nF
- 2 Capacitores cerâmicos de 4.7nF
- 2 Capacitores cerâmicos de 270pF
- 1 Capacitor cerâmico de 47nF
- 1 Capacitor cerâmico de 39pF
- 1 Capacitor cerâmico de 220nF
- 1 Capacitor cerâmico de 430nF
- 1 Capacitor cerâmico de 510nF
- 1 Capacitor cerâmico de 820nF
- 1 Capacitor cerâmico de 2.4 μ F
- 1 Capacitor cerâmico de 540pF
- 4 Resistores 6.8K Ω
- 2 Resistores de 2.2K Ω
- 2 Resistores de 4.99K Ω
- 2 Resistores de 1.5K Ω
- 2 Resistores de 10M Ω
- 2 Resistores de 390K Ω
- 1 Resistor de 1.8K Ω
- 1 Resistor de 1.2K Ω
- 1 Resistor de 4.7K Ω
- 1 Resistor de 2.7K Ω
- 1 Resistor de 820 Ω
- 1 Resistor de 560 Ω

- 1 Resistor de $5M\Omega$
- 1 Resistor de $50K\Omega$
- 1 Resistor de $3.9K\Omega$
- 1 Resistor de $20K\Omega$
- 1 Resistor de $10K\Omega$
- 10 Amplificadores Operacionais LT1115 ou OP07
- 1 Amplificador de Instrumentação AD8221 ou AD620

ANEXO B

Tabela de testes simulados do circuito de pré amplificação

Tabela 1- Frequência X Ganho Circuito de Pré-Amplificação Simulado

Frequência (Hz)	Tensão de Entrada (mV)	Tensão de Saída (mV)	Ganho
1	1.80	10.89	6.05
5	1.82	11.10	6.10
10	1.86	11.52	6.22
20	1.89	12.00	6.35
30	2.15	14.30	6.65
40	2.27	15.94	7.02
50	2.32	19.93	7.73
100	2.29	18.22	7.94
150	2.32	19.05	8.19
200	2.32	18.30	7.89
250	2.33	17.20	7.38
500	2.33	11.42	4.89
1000	2.33	3.85	1.65

ANEXO C

Tabela de testes simulados do circuito de Filtragem

Tabela 2- Frequência X Ganho Circuito de Filtragem Simulado

Frequência (Hz)	Tensão de Entrada (V)	Tensão de Saída (V)	Ganho
1	4	184.8	46.2
5	4	187.6	46.9
10	4	191	47.75
20	4	188	47
30	4	184	46
40	4	174	43.5
50	4	143	35.75
60	4	65.8	16.45
80	4	145	36.25
100	4	132	33
120	4	117	29.25
150	4	90.3	22.57
200	4	50.4	12.6
250	4	22.2	5.55
500	4	1.1	0.27
1000	4	0	0

ANEXO D

Tabela de testes simulados do circuito completo

Tabela 3- Frequência X Ganho Circuito de Aquisição e Condicionamento do ECG simulado no Multisim

Frequência (Hz)	Tensão de entrada (mV)	Tensão de saída (V)	Ganho
1	30	0.60	200
5	30	1.18	201.5
10	30	2.34	204.5
15	30	3.45	213.9
20	30	4.5	218.8
30	30	6.32	210.7
50	30	7.28	242.7
60	30	3.73	124.3
80	30	9.44	314
100	30	9.12	304
110	30	8.62	287.3
120	30	8.18	272.7
130	30	7.66	255.3
140	30	7.05	235
150	30	6.39	213
200	30	3.4	113.3
500	30	0.01	0.3
1K	30	0	0

ANEXO E

Tabela de testes práticos do circuito de pré-amplificação

Tabela 4 - Frequência X Ganho Circuito de Pré-Amplificação Prático

Frequência (Hz)	Tensão de entrada (mV)	Tensão de saída (V)	Ganho
1	15	0.112	7.5
5	15	0.117	7.8
10	15	0.12	8
20	15	0.126	8.4
30	15	0.128	8.5
40	15	0.12	8
50	15	0.112	7.5
60	15	0.112	7.5
70	15	0.112	7.5
80	15	0.112	7.5
90	15	0.112	7.5
100	15	0.112	7.5
110	15	0.112	7.5
120	15	0.112	7.5
130	15	0.112	7.5
140	15	0.112	7.5
150	15	0.112	7.5
200	15	0.104	6.9
210	15	0.096	6.4
220	15	0.096	6.4
230	15	0.088	5.9
240	15	0.088	5.9
250	15	0.08	5.3
500	15	0.064	4.3
1000	15	0.048	3.2

ANEXO F

Tabela de testes práticos do circuito de filtragem

Tabela 5 - Frequência X Ganho Circuito de Filtragem Prático

Frequência (Hz)	Tensão de entrada (V)	Tensão de saída (V)	Ganho
1	0.112	5.54	49.5
5	0.117	5.87	50.2
10	0.12	6.16	51.3
20	0.126	6	47.6
30	0.128	5.76	45
40	0.12	5.36	44.7
50	0.112	4.4	39.3
60	0.112	1.76	15.7
70	0.112	2.2	19.6
80	0.112	3.52	29.3
90	0.112	3.9	32.5
100	0.112	3.84	34.3
110	0.112	3.68	32.8
120	0.112	3.44	30.7
130	0.112	3.2	28.6
140	0.112	2.88	25.7
150	0.112	2.64	23.6
200	0.104	1.44	13.8
210	0.096	1.28	13.3
220	0.096	1.04	10.8
230	0.088	0.88	10
240	0.088	0.72	8.2
250	0.08	0.64	8
500	0.064	0.08	1.25
1000	0.048	0.08	1.07

ANEXO G

Tabela de testes práticos do circuito completo

Tabela 6 - Frequência X Ganho Circuito de Aquisição e Condicionamento do ECG prático

Frequência (Hz)	Tensão de entrada (V)	Tensão de saída (V)	Ganho
1	0.03	12.47	415.6
5	0.03	12.63	420.9
10	0.03	12.8	426.7
20	0.03	12.8	426.7
30	0.03	12.4	413.3
40	0.03	11.2	373.3
50	0.03	8.8	293.3
60	0.03	2.4	80
70	0.03	5.2	173.3
80	0.03	7.6	253.3
90	0.03	8	266.7
100	0.03	8	266.7
110	0.03	7.6	253.3
120	0.03	7.6	253.3
130	0.03	6.8	226.7
140	0.03	6.8	226.7
150	0.03	6.4	213.3
200	0.03	2.8	93.3
250	0.03	2	66.7
500	0.03	0.4	13.3