

Rosana Cristina Guse

**TRANSMISSÃO SEM FIO DE SINAIS BIOMÉDICOS:
EQUIPAMENTO DE ELETROCARDIOGRAFIA E
FOTOPLETISMOGRAFIA COM TRANSMISSÃO BLUETOOTH**

Trabalho de Conclusão de Curso
submetido ao Departamento de
Engenharia Elétrica e Eletrônica da
Universidade Federal de Santa Catarina
para a obtenção do título de Bacharel
em Engenharia Eletrônica
Orientador: Prof. Jefferson Luiz Brum
Marques, PhD.

Florianópolis
2019

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária
da UFSC.

Guse, Rosana Cristina

Transmissão sem fio de sinais biomédicos:
Equipamento de eletrocardiografia e
fotopletismografia com transmissão Bluetooth /
Rosana Cristina Guse ; orientador, Jefferson Luiz
Brum Marques, 2019.
82 p.

Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) -
Universidade Federal de Santa Catarina, Centro
Tecnológico, Graduação em Engenharia Eletrônica,
Florianópolis, 2019.

Inclui referências.

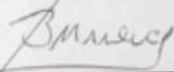
1. Engenharia Eletrônica. 2. Eletrocardiografia.
3. Fotopletismografia. 4. Bluetooth. I. Marques,
Jefferson Luiz Brum . II. Universidade Federal de
Santa Catarina. Graduação em Engenharia Eletrônica.
III. Título.

Rosana Cristina Guse

**TRANSMISSÃO SEM FIO DE SINAIS BIOMÉDICOS:
EQUIPAMENTOS DE ELETROCARDIOGRAFIA E
FOTOPLETISMOGRAFIA COM TRANSMISSÃO BLUETOOTH**

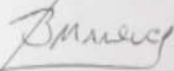
Este Trabalho foi julgado adequado para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Eletrônica e aprovado em sua forma final pela Banca Examinadora

Florianópolis, 5 de fevereiro de 2019.



Prof. Jefferson Luiz Brum Marques, PhD
Coordenador do Curso

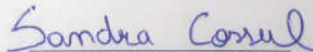
Banca Examinadora:



Prof. Jefferson Luiz Brum Marques, PhD
Orientador
Universidade Federal de Santa Catarina



Prof.ª Daniela Ota Hisayasu Suzuki, Dr.ª
Universidade Federal de Santa Catarina



Eng.ª Sandra Cossul, MSc
Universidade Federal de Santa Catarina

Este trabalho é dedicado ao Frederico,
ao Theo e a Lua.

AGRADECIMENTOS

Acima de tudo gostaria de agradecer aos meus pais, Marcos e Ana, por sempre me darem todo apoio e educação. Com a ajuda deles o caminho foi mais leve.

À minha irmã, Raissa, por sempre estar presente, dando conselhos e me alegrando. E principalmente por trazer ao mundo a Catarina.

Ao Luciano, por todo apoio emocional dado nessa reta final. E também à Adriana e à Luana, por me acolherem na família, sempre fazendo com que eu me sentisse em casa.

À Jéssica, por todo o companheirismo proporcionado.

Ao professor Jefferson pela orientação dada nos assuntos estudantis, durante o estágio obrigatório e no desenvolvimento do presente trabalho.

À professora Daniela por todos os conselhos dados durante a graduação.

Além de todos os familiares, amigos e colegas, com quem pude contar, trabalhar e estudar durante todos esses anos.

The answer, my friend, is blowin' in the wind
(Bob Dylan, 1962)

RESUMO

A utilização de equipamentos de monitoramento de sinais fisiológicos com transmissão sem fio proporcionam maior mobilidade e conforto ao paciente monitorado. Dessa forma, o presente trabalho descreve o desenvolvimento de um equipamento capaz de adquirir sinais de eletrocardiografia e fotopletismografia e transmiti-los via Bluetooth para um computador. O projeto é composto por três módulos: (i) módulo de aquisição de dados; (ii) módulo microcontrolado e de transmissão e (iii) módulo de alimentação. A descrição do desenvolvimento do projeto contém os esquemáticos de cada módulo, simulações e o layout das placas de circuito impresso. Os resultados apresentam o equipamento desenvolvido com os detalhes de cada módulo, além de apresentar os sinais adquiridos e transmitidos com o dispositivo.

Palavras-chave: Eletrocardiografia. Fotopletismografia. *Bluetooth*.

ABSTRACT

The use of devices with wireless transmission for physiological signal monitoring provides greater mobility and comfort to the monitored patient. In this way, the present work describes the development of a device capable of acquiring signals of electrocardiography and photoplethysmography and transmit the data via Bluetooth to a computer. The project consists of three modules: (i) data acquisition module, (ii) microcontroller and transmission module and (iii) power module. The description of the project development includes the schematic of each module, simulations and the layout of the printed circuit boards. The results present the equipment developed with the details of each module, besides presenting the acquired and transmitted signals with the device.

Keywords: Electrocardiography. Photoplethysmography. Bluetooth.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Anatomia do coração humano	25
Figura 2 – Derivações bipolares.....	27
Figura 3 – Derivações unipolares.....	27
Figura 4 - Ondas do ECG.....	28
Figura 5 - PPG reflexivo	29
Figura 6 - PPG transmissivo.....	29
Figura 7 - Característica do sinal de PPG.....	30
Figura 8 - Diagrama de blocos do projeto.....	33
Figura 9 - Diagrama de blocos do equipamento de eletrocardiografia..	34
Figura 10 - <i>Driver</i> de perna direita (ECG).....	34
Figura 11 – Amplificador de instrumentação (ECG)	35
Figura 12 - Simulação transiente do amplificador de instrumentação (ECG).....	36
Figura 13 - Filtro passa-altas (ECG)	37
Figura 14 - Simulação transiente do filtro passa-altas (ECG).....	37
Figura 15 - Simulação AC do filtro passa-altas (ECG).....	38
Figura 16 - Filtro passa-baixas ajustável (ECG)	39
Figura 17 - Simulação transiente do filtro passa-baixas ajustável (ECG)	39
Figura 18 - Simulação AC do filtro passa-baixas ajustável (ECG).....	40
Figura 19 - Simulação AC acumulada do filtro passa-baixas ajustável (ECG).....	40
Figura 20 - Filtro passa-baixas (ECG)	41
Figura 21 - Simulação transiente do filtro passa-baixas (ECG)	42
Figura 22 - Simulação AC do filtro passa-baixas (ECG).....	42
Figura 23 - Simulação AC acumulada do filtro passa baixa (ECG).....	43
Figura 24 - <i>Buffer</i> de saída (ECG).....	43
Figura 25 - Simulação transiente do <i>buffer</i> de saída (ECG).....	44
Figura 26 - Circuito de <i>offset</i> do sinal (ECG).....	45
Figura 27 - Simulação transiente do circuito de <i>offset</i> do sinal (ECG).....	45
Figura 28 – Circuito detector da onda R (ECG).....	46
Figura 29 - Simulação transiente do circuito detector da onda R (ECG)	46
Figura 30 - Face superior da placa de circuito impresso (ECG)	47
Figura 31 – Face inferior da placa de circuito impresso (ECG).....	47
Figura 32 - Diagrama de blocos do equipamento de fotopletismografia	48
Figura 33 - Sensor óptico reflexivo (PPG).....	48
Figura 34 - Case do sensor óptico reflexivo (PPG).....	49

Figura 35 - Filtro passa-faixas e offset – 1ª etapa (PPG)	50
Figura 36 – Simulação transiente do filtro passa-altas e offset – 1ª etapa (PPG)	51
Figura 37 – Simulação AC do filtro passa-faixas com offset – 1ª etapa (PPG)	51
Figura 38 - Filtro passa-faixas – 2ª etapa (PPG).....	53
Figura 39 – Simulação transiente do filtro passa-faixas – 2ª etapa (PPG)	53
Figura 40 – Simulação AC do filtro passa-faixas– 2ª etapa (PPG).....	54
Figura 41 – Simulação AC acumulada do filtro passa baixa – 1ª etapa (PPG)	54
Figura 42 - <i>Buffer</i> de saída (PPG).....	55
Figura 43 - Simulação transiente do <i>buffer</i> de saída (PPG).....	55
Figura 44 - Face superior da placa de circuito impresso (PPG).....	56
Figura 45 - Face inferior da placa de circuito impresso (PPG).....	56
Figura 46 - Módulo de alimentação	57
Figura 47 - Face superior da placa de circuito impresso (módulo de alimentação).....	58
Figura 48- Face inferior da placa de circuito impresso (módulo de alimentação).....	58
Figura 49 - Módulo microcontrolado e de transmissão.....	59
Figura 50 - Face superior da placa de circuito impresso (módulo microcontrolado e de transmissão)	60
Figura 51- Face inferior da placa de circuito impresso (módulo microcontrolado e de transmissão)	60
Figura 52 - Projeto Completo.....	61
Figura 53 - Cabo e eletrodos (ECG)	62
Figura 54 - Placa de circuito impresso (ECG)	62
Figura 55 - Equipamento de eletrocardiografia	63
Figura 56 - Eletrocardiograma visualizado no osciloscópio	63
Figura 57 - Detecção da onda R visualizada no osciloscópio	64
Figura 58 - Eletrocardiograma e detecção da onda R visualizados no osciloscópio.....	64
Figura 59 – Case do sensor óptico finalizado	65
Figura 60 - Cabo do sensor óptico	65
Figura 61 - Placa de circuito impresso (PPG).....	66
Figura 62 - Equipamento de fotopletismografia	66
Figura 63 - Sinal de fotopletismografia visualizado no osciloscópio ...	67
Figura 64 - Módulo de alimentação	68
Figura 65 - Módulo microcontrolado e de transmissão.....	68
Figura 66 – Eletrocardiograma transmitido por <i>Bluetooth</i>	69

Figura 67 - Detecção da onda R transmitida por Bluetooth	69
Figura 68 – Sinal de fotopletismografia transmitido por Bluetooth	70

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Tensões e correntes do módulo de alimentação.....	68
--	----

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABS - Acrilonitrila butadieno estireno
AC - Corrente alternada
aVF - Augmented vector foot
AVL – Augmented vector left
aVR – Augmented vector right
CMRR - Rejeição de modo comum
DC - Corrente contínua
DI – Derivação 1
DII – Derivação 2
DIII – Derivação 3
FH-CDMA - Frequency Hopping – Code-Division Multiple Access
ECG – Eletrocardiograma
ISM – Industrial, Scientific and Medical
PPG – Fotopletismografia
PCI - Placa de circuito impresso

LISTA DE SÍMBOLOS

C - Capacitor
dB - Decibel
dB/dec - Decibéis/década
f - Frequência
GHz - Gigahertz
GND - Terra
Hz – Hertz
m - Metro
mA - Miliampere
Mb/s – Megabit/segundo
mm - Milimetro
mm² - Milímetros quadrados
ms/div - Milisegundo/divisão
Mb/s – Megabit/segundo
mV – Milivolts
mV/div - Milivolt/divisão
mW - Miliwatts
Ω - Ohm
R - Resistor
uA - Microampere
V – Volts
V/div - Volts/divisão
V/V - Volt/volt
W – Watts

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	23
1.1	CONTEXTUALIZAÇÃO	23
1.2	OBJETIVOS	23
1.2.1	Objetivo Geral	23
1.2.2	Objetivos Específicos	23
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	25
2.1	ANATOMIA E FUNCIONAMENTO DO CORAÇÃO	25
2.2	ATIVIDADE ELÉTRICA DO CORAÇÃO	26
2.3	ELETROCARDIOGRAFIA	26
2.3.1	Derivações Eletrocardiográficas	26
2.3.2	Eletrocardiograma	28
2.4	FOTOPLETISMOGRAFIA	28
2.4.1	PPG Reflexivo e Transmissivo	29
2.4.2	Características do Sinal	30
2.5	COMUNICAÇÃO <i>BLUETOOTH</i>	31
3	DESENVOLVIMENTO	33
3.1	MÓDULO DE AQUISIÇÃO DE DADOS	33
3.1.1	Equipamento de Eletrocardiografia	33
3.1.1.1	<i>Driver</i> de Perna Direita	34
3.1.1.2	Amplificador de Instrumentação	35
3.1.1.3	Filtro Passa-altas	36
3.1.1.4	Filtro Passa-baixas com Ganho Ajustável	38
3.1.1.5	Filtro Passa-baixas	40
3.1.1.6	<i>Buffer</i> de saída	43
3.1.1.7	Circuito de <i>Offset</i> do Sinal de ECG	44
3.1.1.8	Circuito Detector da Onda R	45
3.1.1.9	Placa de Circuito Impresso	47
3.1.2	Equipamento de Fotopletismografia	48

3.1.2.1	Sensor Óptico Reflexivo.....	48
3.1.2.2	Filtro Passa-faixas com Offset (1ª Etapa).....	49
3.1.2.3	Filtro Passa-faixas (2ª Etapa).....	51
3.1.2.4	Buffer de Saída	54
3.1.2.5	Placa de Circuito Impresso	55
3.2	MÓDULO DE ALIMENTAÇÃO	57
3.3	MÓDULO MICROCONTROLADO E DE TRANSMISSÃO 58	
4	RESULTADOS	61
4.1	MÓDULO DE AQUISIÇÃO DE DADOS.....	61
4.1.1	EQUIPAMENTO DE ELETROCARDIOGRAFIA.....	61
4.1.2	EQUIPAMENTO DE FOTOPLETISMOGRAFIA	65
4.2	MÓDULO DE ALIMENTAÇÃO	67
4.3	MÓDULO MICROCONTROLADO E DE TRANSMISSÃO 68	
5	CONCLUSÃO.....	71
	REFERÊNCIAS.....	73
	APÊNDICE A – Código para visualização dos sinais.....	75
	APÊNDICE B – Esquemático completo do equipamento de eletrocardiografia.....	77
	APÊNDICE C – Esquemático completo do equipamento de fotopletismografia	78

1 INTRODUÇÃO

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO

O monitoramento de sinais e parâmetros fisiológicos de pacientes é largamente utilizado na área médica. A análise da atividade elétrica cardíaca, cerebral e muscular, assim como a análise da pressão sanguínea e saturação de oxigênio no sangue, fornecem informações relevantes tanto para o diagnóstico de doenças como para avaliações de quadro clínico.

O sinal elétrico do coração é registrado através de eletrodos que ficam na superfície do corpo e dão origem ao registro gráfico conhecido por eletrocardiograma (ECG). A pressão sanguínea e a saturação de oxigênio no sangue podem ser obtidas através da fotopletimografia de pulso (PPG), técnica que utiliza uma fonte de luz e um detector de luz para indicar mudanças no volume de sangue, sob a área de análise.

No entanto, um dos principais problemas no monitoramento desses sinais fisiológicos por longos períodos é a redução da mobilidade do paciente. Em geral, os equipamentos de monitoramento são pouco portáteis e em consequência disso, o paciente passa a ficar conectado fisicamente ao equipamento.

Uma das soluções para dar mais mobilidade ao paciente é a utilização de dispositivos portáteis de telemetria. Estes dispositivos geralmente fazem uso de tecnologias de transmissão sem fio para enviar, em tempo real, os sinais coletados no paciente ao equipamento monitor. No monitor, os sinais podem ser armazenados, processados e analisados, retransmitidos ou visualizados em tempo real, proporcionando um acompanhamento adequado do paciente pelo profissional da saúde.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo Geral

Este trabalho tem como objetivo desenvolver um equipamento de aquisição de sinais de eletrocardiografia e fotopletimografia com transmissão sem fio, baseado na tecnologia *Bluetooth*.

1.2.2 Objetivos Específicos

Para o desenvolvimento deste sistema, tem-se como objetivos específicos a implementação dos pontos listados abaixo:

- Módulo analógico para aquisição do sinal de eletrocardiografia;

- Módulo analógico para aquisição do sinal de fotopletismografia;
- Módulo microcontrolado e respectivo *firmware* para digitalização e transmissão (*Bluetooth*) dos sinais captados e
- Módulo de alimentação para o funcionamento dos módulos acima citados.

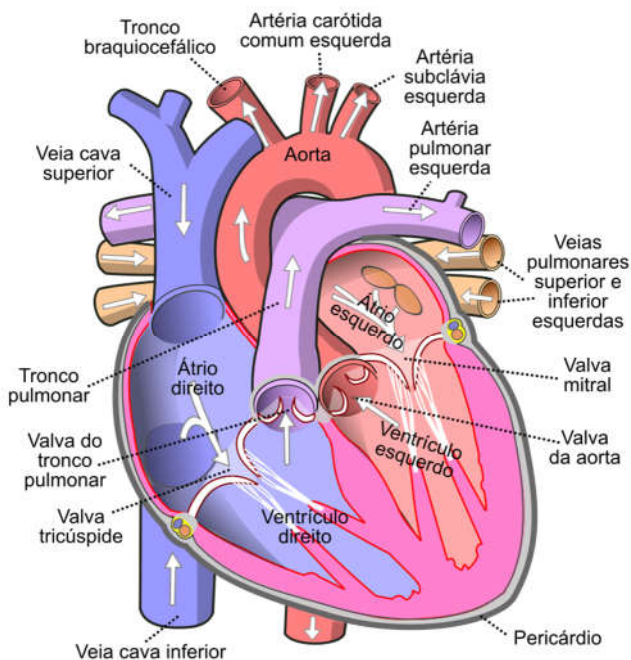
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 ANATOMIA E FUNCIONAMENTO DO CORAÇÃO

O coração é um órgão muscular envolvido pelo pericárdio e localizado na cavidade torácica, no mediastino. Esse órgão é responsável por bombear sangue através dos vasos sanguíneos do sistema circulatório.

Internamente o coração possui quatro câmaras: dois átrios e dois ventrículos. Enquanto que os átrios recebem o sangue, os ventrículos bombeiam sangue para fora do coração. O átrio direito recebe sangue venoso de duas principais veias: veia cava superior e veia cava inferior. O sangue venoso passa do átrio direito para o ventrículo direito através da valva tricúspide e do ventrículo direito para o tronco pulmonar através da valva tronco pulmonar. Já o átrio esquerdo recebe sangue oxigenado das veias pulmonares. O sangue oxigenado passa do átrio esquerdo para o ventrículo esquerdo através da valva mitral e do ventrículo esquerdo para a artéria aórtica através da valva da aórtica.

Figura 1 – Anatomia do coração humano



Fonte: Adaptado de [1].

O ciclo cardíaco é composto por todos os eventos associados a um batimento cardíaco. No início do ciclo cardíaco, tanto os átrios quanto os ventrículos encontram-se relaxados. Nesse momento, na chamada diástole geral, os átrios começam a encher de sangue. Posteriormente ocorre a sístole atrial, onde os átrios se contraem e o sangue é forçado a passar para os ventrículos. Depois ocorre a sístole ventricular, onde os ventrículos se contraem e o sangue é ejetado para a circulação pulmonar e sistêmica.

2.2 ATIVIDADE ELÉTRICA DO CORAÇÃO

O estímulo elétrico para a contração do coração se origina no nó sinusal. Esse estímulo ocorre porque as membranas das fibras do nó sinusal são permeáveis ao sódio, o qual passa para o interior das fibras, fazendo que o potencial da membrana em repouso aumente espontaneamente até atingir seu limiar, gerando assim um potencial de ação. O estímulo provoca a contração dos átrios e, conseqüentemente, faz com que os ventrículos recebam sangue. O impulso elétrico atinge o nó atrioventricular, o qual atrasa o impulso. O estímulo é disseminado ao longo de feixe de His e, por fim, atinge os ventrículos, fazendo com que estes se contraíam e bombeando o sangue para fora do coração.

2.3 ELETROCARDIOGRAFIA

A eletrocardiografia é uma técnica médica para detectar e registrar a atividade elétrica relacionada ao funcionamento do coração. É utilizada para monitorar pacientes com problemas circulatórios ou cardíacos, além de ser uma importante ferramenta de diagnóstico.

Para realizar uma eletrocardiografia, eletrodos são colocados em pontos específicos do corpo. Esses eletrodos estão conectados por cabos a um equipamento, o eletrocardiógrafo. À medida que um batimento cardíaco é iniciado no nó sinusal, os eletrodos detectam a atividade elétrica, a qual é registrada em forma de gráfico. Esse registro é chamado de eletrocardiografia (ECG).

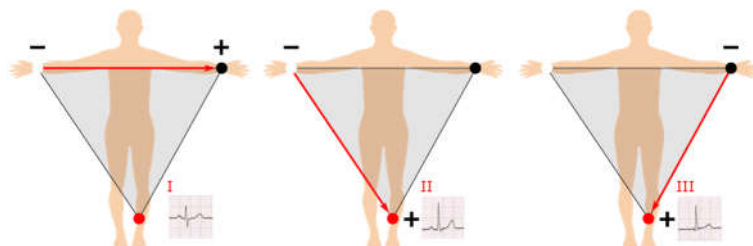
2.3.1 Derivações Eletrocardiográficas

Na eletrocardiografia, as derivações são os registros das diferenças de potencial elétrico entre dois pontos. Nas derivações bipolares, registra-se a diferença entre dois eletrodos, e nas derivações unipolares, a diferença entre um eletrodo e um ponto virtual.

As derivações bipolares são três e estão descritas a seguir:

- (a) Derivação 1 (DI): Diferença potencial entre o braço esquerdo e o braço direito. O vetor é em direção de 0° .
- (b) Derivação 2 (DII): Diferença potencial entre o braço esquerdo e a perna esquerda. O vetor é em direção de 60° .
- (c) Derivação 3 (DIII): Diferença de potencial entre o braço direito e a perna esquerda. O vetor é em direção de 120° .

Figura 2 – Derivações bipolares

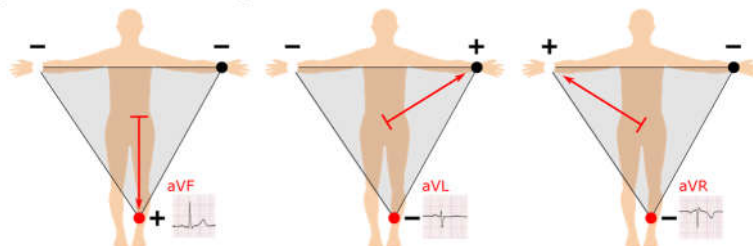


Fonte: Adaptado de [2].

As derivações unipolares também são três e estão descritas a seguir:

- (a) *Augmented vector foot* (aVF): Potencial absoluto da perna esquerda. O vetor é em direção de 90° .
- (b) *Augmented vector left* (aVL): Potencial absoluto do braço esquerdo. O vetor é em direção de -30° .
- (c) *Augmented vector right* (aVR): Potencial absoluto do braço direito. O vetor é em direção de -150° .

Figura 3 – Derivações unipolares

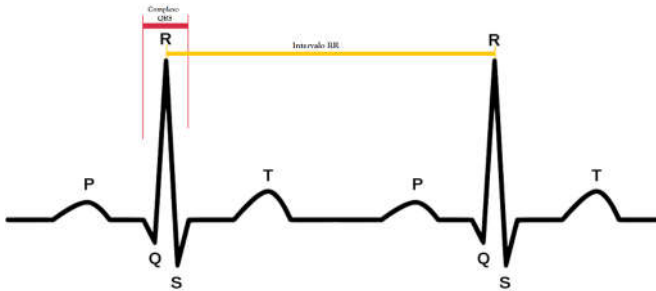


Fonte: Adaptado de [2].

2.3.2 Eletrocardiograma

No ECG, cada atividade elétrica do coração é representada por uma letra. A onda P corresponde a despolarização atrial e possui morfologia tipicamente arredondada. O complexo QRS corresponde a despolarização ventricular e possui uma amplitude maior do que a onda P, pois a massa muscular dos ventrículos é maior que a dos átrios. A onda T corresponde a repolarização ventricular. O intervalo RR é a distância entre duas ondas R sucessivas e a sua duração é usada para o cálculo da frequência cardíaca.

Figura 4 - Ondas do ECG



Fonte: Adaptado de [3].

A informação relevante de um ECG clínico está na faixa 0,05 Hz a 150 Hz, enquanto que para o ECG de monitoramento, a informação está na faixa de 0,5 Hz a 40 Hz. Utilizando eletrodos de superfície, a amplitude do sinal varia na faixa de 0,1 mV a 5 mV, dependendo da derivação analisada.

2.4 FOTOPLETISMOGRAFIA

A fotopletismografia (PPG) é um método não invasivo para medir a variação do volume sanguíneo nos tecidos. Como a mudança de volume sanguíneo está relacionado ao batimento cardíaco, a fotopletismografia pode ser usada para calcular a saturação de oxigênio do sangue (SpO₂), a frequência cardíaca e em conjunto com o ECG estimar a pressão sanguínea.

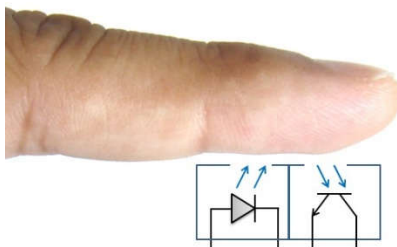
Na fotopletismografia é necessários um detector e uma fonte de luz. Os quais, geralmente, são posicionados no lóbulo da orelha ou na ponta do dedo. Quanto maior for o volume de sangue no tecido, maior

será a quantidade de luz absorvida pelo tecido e conseqüentemente, menor será a luz refletida e, assim, o detector o luz irá perceber uma menor quantidade de luz. O contrário também acontece. Essa atividade é registrada em forma de gráfico.

2.4.1 PPG Reflexivo e Transmissivo

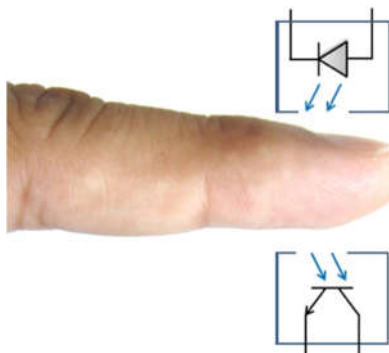
Em relação a posição da fonte de luz e do detector de luz há dois tipos de fotopleletismografia: a reflexiva e a transmissiva. No PPG reflexivo, a fonte e o detector estão posicionados lado a lado. A luz é emitida para o tecido e a luz refletida é medida pelo detector (Figura 5). Já no PPG transmissivo, a fonte e o detector estão posicionados em lados opostos do local de medição. Nesse caso, a luz é emitida é propagada através dos tecidos e alcançando o detector (Figura 6).

Figura 5 - PPG reflexivo



Fonte: Retirado de [4].

Figura 6 - PPG transmissivo



Fonte: Adaptado de [5].

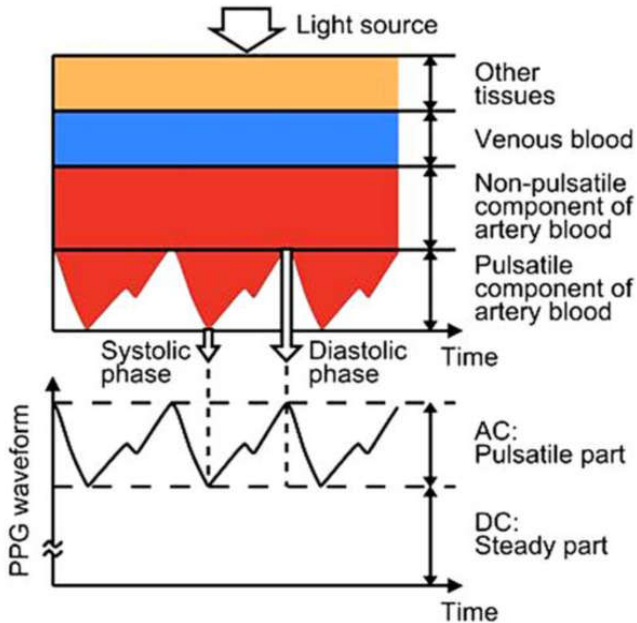
Em ambas as situações, a luz que atinge os tecidos e sangue é parcialmente absorvida e a outra parte é parcialmente refletida e transmitida, atingindo o detector. A componente que atinge o detector carrega consigo variações de amplitude provocada pela circulação arterial.

2.4.2 Características do Sinal

O sinal de PPG possui duas componentes: AC e DC. A componente AC refere-se às alterações pulsáteis no volume sanguíneo e a DC ao volume médio de sangue sob o sensor. A componente DC deve ser removida para que se possa medir a componente AC com alta relação sinal ruído. Além disso, praticamente toda a informação no domínio da frequência está abaixo dos 10Hz.

Quanto maior for o volume de sangue, maior será a atenuação de luz. Na fase sistólica, há um maior volume de sangue, portanto uma maior atenuação. Já na fase diastólica, o volume de sangue é menor, portanto a atenuação de luz é menor (Figura (7)).

Figura 7 - Característica do sinal de PPG



Fonte: Adaptado de [6].

2.5 COMUNICAÇÃO *BLUETOOTH*

O *Bluetooth* é um padrão global de comunicação sem fio de baixo consumo que permite que a transmissão de dados entre dispositivos, desde que estejam próximos um do outro. A transmissão de dados é feita por radiofrequência, permitindo que os dispositivos se comuniquem independente das suas posições. O alcance máximo do *Bluetooth* é dividido em três classes:

- (a) Classe 1: potência máxima de 100mW, alcance de até 100 metros;
- (b) Classe 2: potência máxima de 2,5mW, alcance de até 10 metros;
- (c) Classe 3: potência máxima de 1mw, alcance de até 1 metro.

A velocidade de transmissão de dados varia de 1.2Mb/s até 50Mb/s, dependendo da versão. O *Bluetooth* funciona na faixa *ISM* (*Industrial, Scientific, Medical*), a qual opera na frequência de 2,45GHz.

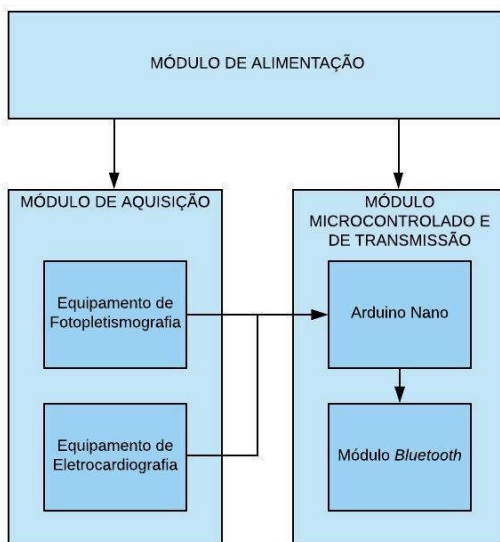
Quando dois ou mais dispositivos se comunicam por meio de uma conexão *Bluetooth*, eles formam uma rede denominada *piconet*. Nessa comunicação, o dispositivo que iniciou a conexão assume o papel de mestre, enquanto que os demais dispositivos se tornam escravos. Cabe ao mestre a tarefa de regular a transmissão de dados na rede e o sincronismo entre os dispositivos.

Utilizando uma transmissão sem fio, o sistema proporciona maior mobilidade e conforto ao paciente monitorado. Além de ser uma tecnologia usada mundialmente, a transmissão Bluetooth possui a vantagem de reduzir interferências e de ter baixo consumo de energia.

3 DESENVOLVIMENTO

Para o presente trabalho foram desenvolvidos três módulos: (i) módulo de aquisição de dados; (ii) módulo microcontrolado e de transmissão e (iii) módulo de alimentação. O módulo de aquisição de dados consiste no equipamento de eletrocardiografia e no equipamento de fotopletismografia. O módulo microcontrolado e de transmissão contém um Arduino Nano, responsável pela digitalização dos sinais adquiridos, e um módulo *Bluetooth*, responsável pela transmissão de dados. Já o módulo de alimentação tem como função alimentar os dois outros módulos (Figura 8).

Figura 8 - Diagrama de blocos do projeto



Fonte: Elaboração própria.

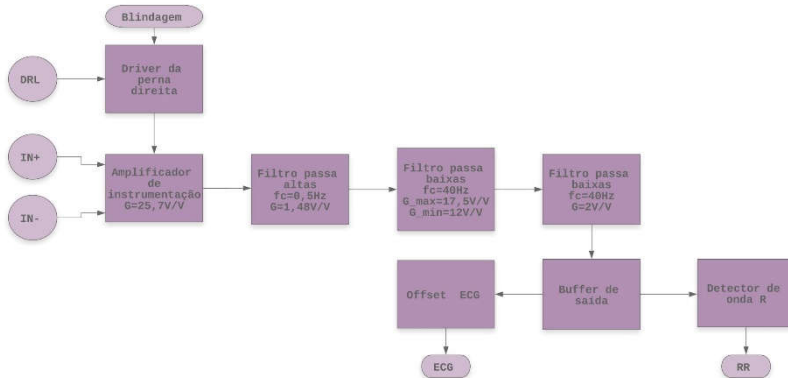
3.1 MÓDULO DE AQUISIÇÃO DE DADOS

3.1.1 Equipamento de Eletrocardiografia

O equipamento de eletrocardiografia é composto por eletrodos de superfície, *driver* de perna direita, amplificador de instrumentação, filtro passa-altas, filtro passa-baixas com ganho ajustável, filtro passa-baixas,

circuito de *offset* do sinal de ECG e circuito detector da onda R (Figura 9).

Figura 9 - Diagrama de blocos do equipamento de eletrocardiografia

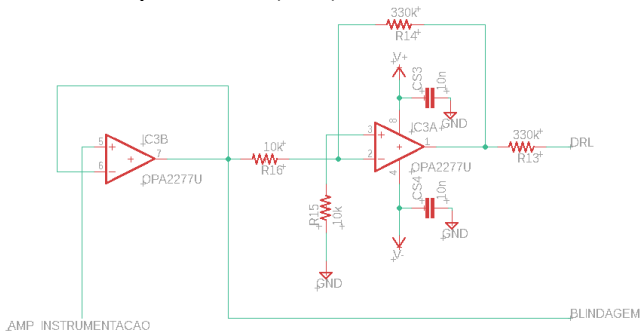


Fonte: Elaboração própria.

3.1.1.1 Driver de Perna Direita

No bloco *driver* de perna direita a tensão de modo comum dos eletrodos é invertida, amplificada e realimentada ao paciente. A realimentação negativa aplicada ao corpo, através do eletrodo DRL, leva a uma redução da tensão de modo comum prevenindo assim a ocorrência de saturações DC no circuito amplificador. Para essa finalidade foi usado o amplificador operacional de alta precisão OPA2277 (Texas Instruments) que possui reduzido consumo de corrente (800uA/amplificador) e elevada CMRR (140dB) [10].

Figura 10 - Driver de perna direita (ECG)



Fonte: Elaboração própria.

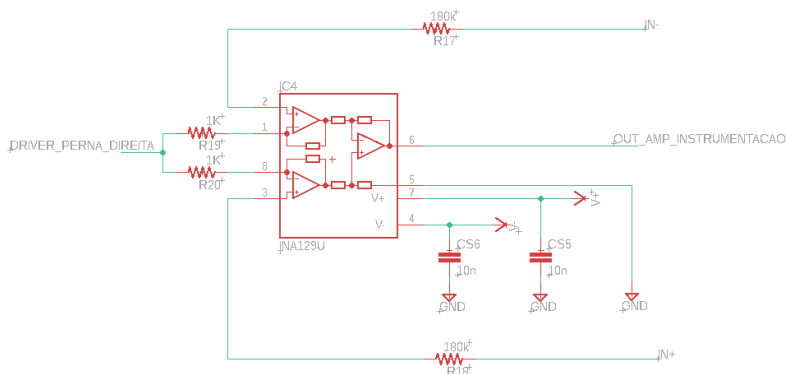
3.1.1.2 Amplificador de Instrumentação

O sinal diferencial adquirido pelos eletrodos IN+ e IN- é amplificado pelo amplificador de instrumentação INA129 (*Texas Instruments*). Este amplificador foi escolhido pelo seu reduzido consumo de corrente (700uA) e elevada CMRR (120 dB). O ganho é ajustado pelos resistores R19 e R20 (Figura 11). A Equação 1 mostra o cálculo do ganho [11].

$$\text{Ganho}_1 = 1 + \frac{49.4\text{k}\Omega}{R_g} = 1 + \frac{49.4\text{k}\Omega}{R_{19} + R_{20}} \quad (1)$$

$$\text{Ganho}_1 = 25.7\text{V/V}$$

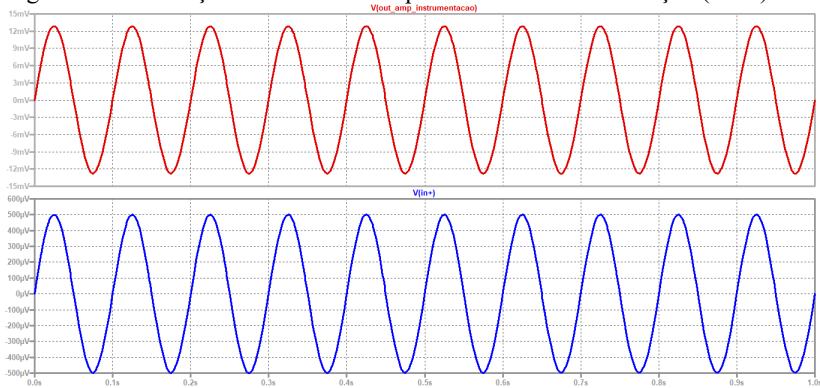
Figura 11 – Amplificador de instrumentação (ECG)



Fonte: Elaboração própria.

A Figura 12 mostra a simulação transiente feita no *software* LTspice XVII. Na parte inferior da Figura 12 está o sinal aplicado na entrada IN+, o qual possui amplitude de 0,5mV e frequência de 10Hz. Na parte superior da Figura 12 está o sinal de saída do amplificador de instrumentação que possui amplitude de 13mV e frequência de 10Hz.

Figura 12 - Simulação transiente do amplificador de instrumentação (ECG)



Fonte: Elaboração própria.

3.1.1.3 Filtro Passa-altas

Após passar pelo amplificador de instrumentação, o sinal chega na entrada do filtro passa-altas *Butterworth* do tipo *Sallen Key* (Figura 13). Este filtro de segunda ordem possui uma atenuação de 40dB/dec e sua função é cortar a componente DC do sinal, assim como as componentes de baixa frequência provenientes da respiração. As frequências de corte do filtro podem ser calculadas pelas equações 2 e 3.

$$f_{c1} = \frac{1}{2 * \pi * R21 * C9} \quad (2)$$

$$f_{c1} = 0,48\text{Hz}$$

$$f_{c2} = \frac{1}{2 * \pi * R22 * C10} \quad (3)$$

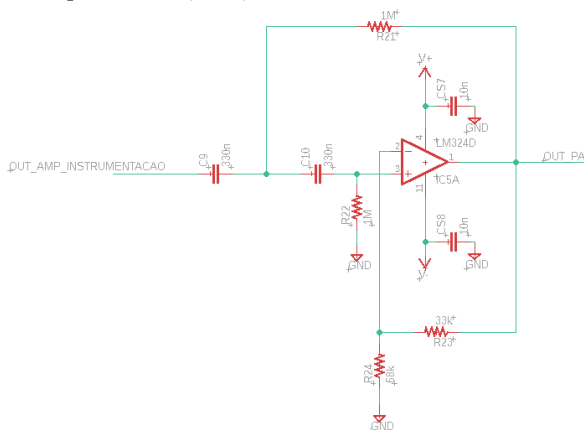
$$f_{c2} = 0,48\text{Hz}$$

O ganho do filtro passa-altas pode ser calculado pela Equação 4.

$$\text{Ganho}_2 = 1 + \frac{R23}{R24} \quad (4)$$

$$\text{Ganho}_2 = 1,48\text{V/V}$$

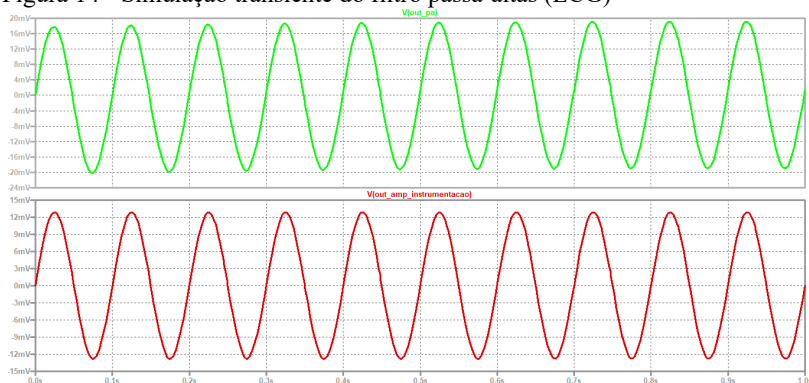
Figura 13 - Filtro passa-altas (ECG)



Fonte: Elaboração própria.

A Figura 14 mostra a simulação transiente feita no *software* LTspice XVII. Na parte inferior da Figura 14 está o sinal aplicado na entrada do filtro passa-altas, o qual possui amplitude de 13mV e frequência de 10Hz. Na parte superior da Figura 14 está o sinal de saída do filtro passa-altas que possui amplitude de 19mV e frequência de 10Hz.

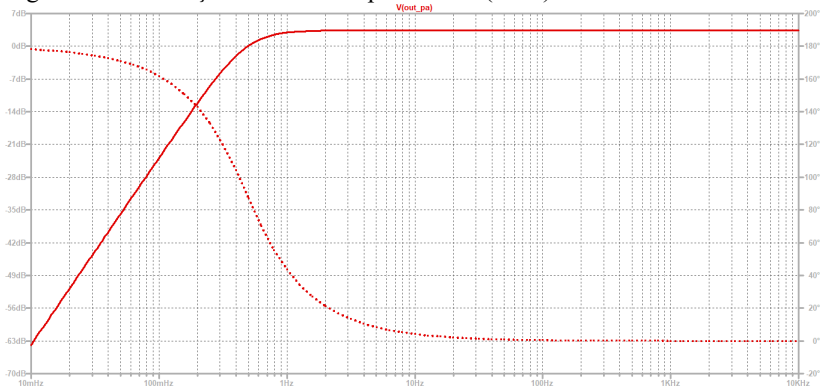
Figura 14 - Simulação transiente do filtro passa-altas (ECG)



Fonte: Elaboração própria.

A Figura 15 mostra a resposta em frequência do filtro passa-altas. Essa simulação AC foi feita no *software* LTspice XVII.

Figura 15 - Simulação AC do filtro passa-altas (ECG)



Fonte: Elaboração própria.

3.1.1.4 Filtro Passa-baixas com Ganho Ajustável

Após passar pelo filtro passa-altas, o sinal chega na entrada do filtro passa-baixas com ganho ajustável (Figura 16). Este filtro de primeira ordem possui uma atenuação de 20dB/dec e sua função é cortar as componentes de alta frequência. A frequência de corte do filtro pode ser calculada pela Equação 5.

$$f_{c_3} = \frac{1}{2 * \pi * R_{25} * C_{11}} \quad (5)$$

$$f_{c_3} = 40,19\text{Hz}$$

Os ganhos máximo e mínimo deste filtro passa-baixas podem ser calculados pela Equações 6 e 7.

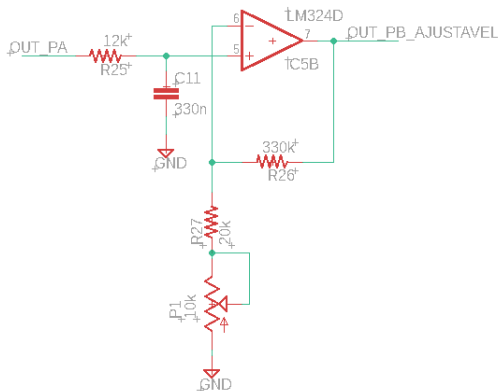
$$\text{Ganho}_{3_{\text{máx}}} = 1 + \frac{R_{26}}{R_{27}} \quad (6)$$

$$\text{Ganho}_{3_{\text{máx}}} = 17,5\text{V/V}$$

$$\text{Ganho}_{3_{\text{mín}}} = 1 + \frac{R_{26}}{R_{27} + P1} \quad (7)$$

$$\text{Ganho}_{3_{\text{mín}}} = 12\text{V/V}$$

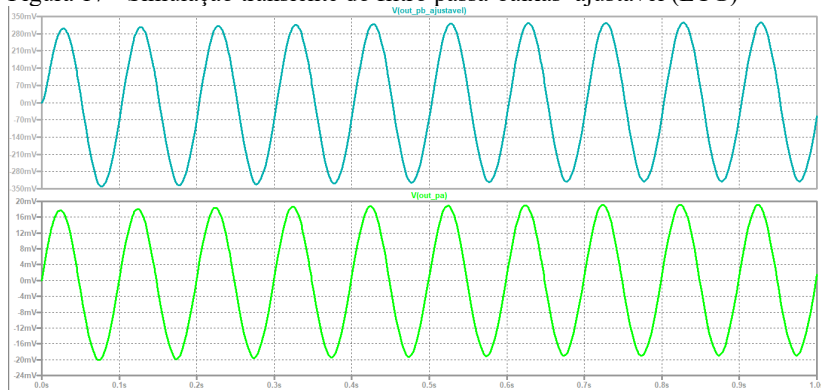
Figura 16 - Filtro passa-baixas ajustável (ECG)



Fonte: Elaboração própria.

A Figura 17 mostra a simulação transiente feita no *software* LTspice XVII. Na parte inferior da Figura 17 está o sinal aplicado na entrada do filtro passa-baixas com ganho ajustável, o qual possui amplitude de 19mV e frequência de 10Hz. Na parte superior da Figura 17 está o sinal de saída do filtro passa-baixas com ganho ajustável que possui amplitude de 332mV e frequência de 10Hz.

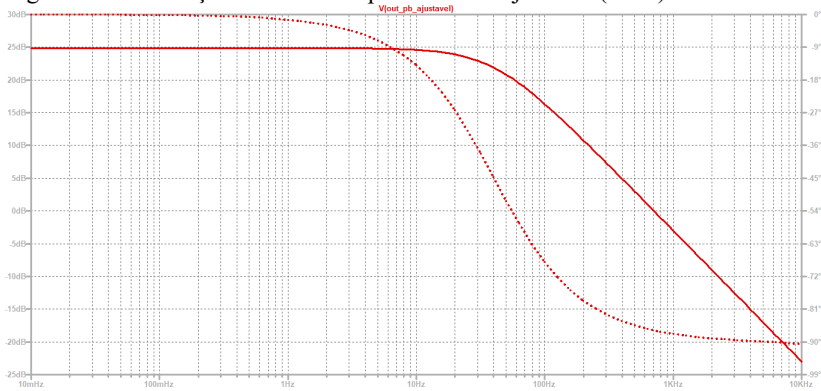
Figura 17 - Simulação transiente do filtro passa-baixas ajustável (ECG)



Fonte: Elaboração própria.

A Figura 18 mostra a resposta em frequência do filtro passa-baixas com ganho ajustável. Essa simulação AC foi feita no *software* LTspice XVII.

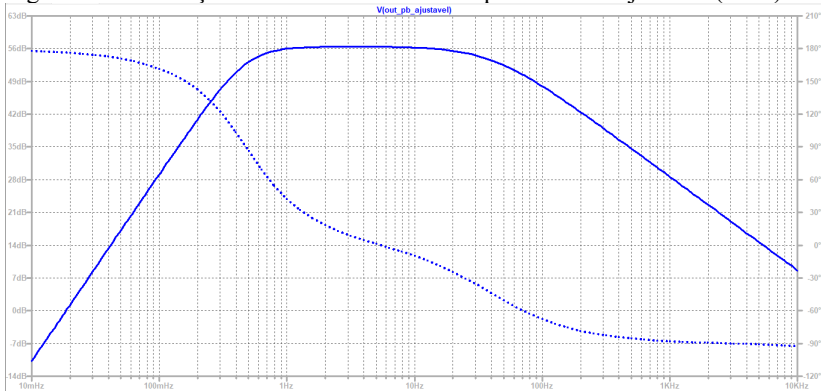
Figura 18 - Simulação AC do filtro passa-baixas ajustável (ECG)



Fonte: Elaboração própria.

A Figura 19 mostra a resposta em frequência da combinação do filtro passa-altas e do filtro passa-baixas com ganho ajustável. Essa simulação AC foi feita no *software* LTspice XVII.

Figura 19 - Simulação AC acumulada do filtro passa-baixas ajustável (ECG)



Fonte: Elaboração própria.

3.1.1.5 Filtro Passa-baixas

Após passar pelo filtro passa-baixas com ganho ajustável, o sinal chega na entrada do filtro passa-baixas *Butterworth* do tipo *Sallen Key* (Figura 20). Este filtro de segunda ordem possui uma atenuação de 40dB/dec e sua função é cortar componentes de alta frequência. As frequências de corte do filtro podem ser calculadas pelas Equações 8 e 9.

$$f_{c_4} = \frac{1}{2 * \pi * R_{28} * C_{12}} \quad (8)$$

$$f_{c_4} = 40,19\text{Hz}$$

$$f_{c_5} = \frac{1}{2 * \pi * R_{29} * C_{13}} \quad (9)$$

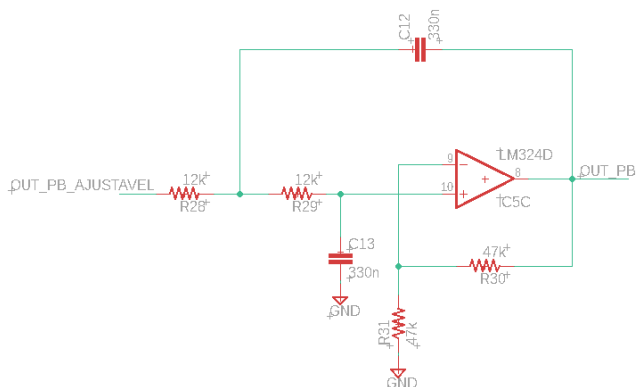
$$f_{c_5} = 40,19\text{Hz}$$

O ganho do filtro passa-baixas pode ser calculado pela Equação 10.

$$\text{Ganho}_4 = 1 + \frac{R_{30}}{R_{31}} \quad (10)$$

$$\text{Ganho}_4 = 2V/V$$

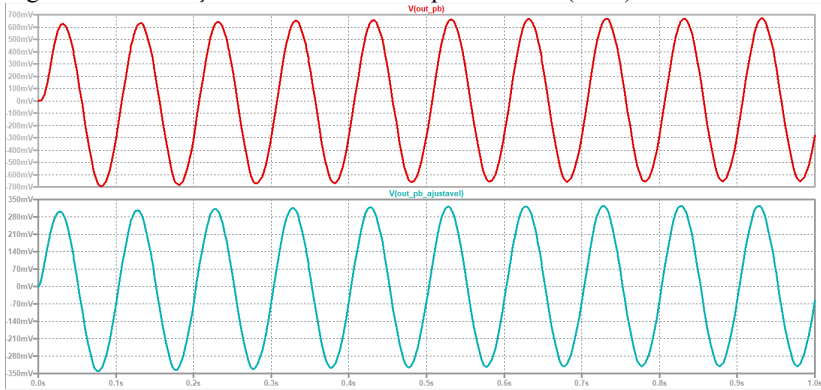
Figura 20 - Filtro passa-baixas (ECG)



Fonte: Elaboração própria.

A Figura 21 mostra a simulação transiente feita no *software* LTspice XVII. Na parte inferior da Figura 21 está o sinal aplicado na entrada do filtro passa-baixas, que possui amplitude de 332mV e frequência de 10Hz. Na parte superior da Figura 21 está o sinal de saída do filtro passa-baixas que possui amplitude de 664mV e frequência de 10Hz.

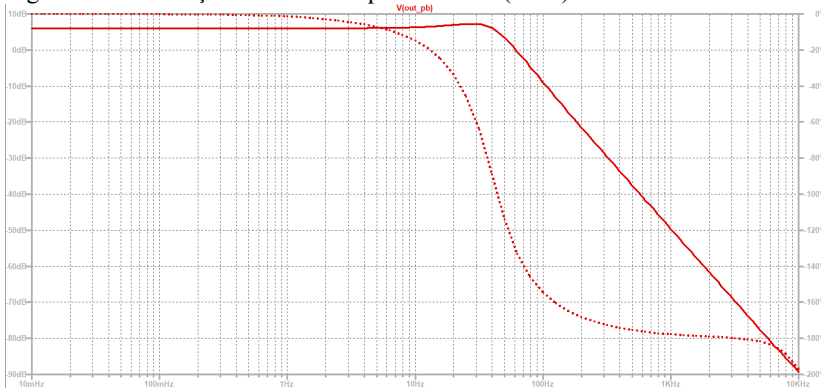
Figura 21 - Simulação transiente do filtro passa-baixas (ECG)



Fonte: Elaboração própria.

A Figura 22 mostra a resposta em frequência do filtro passa-baixas. Essa simulação AC foi feita no *software* LTspice XVII.

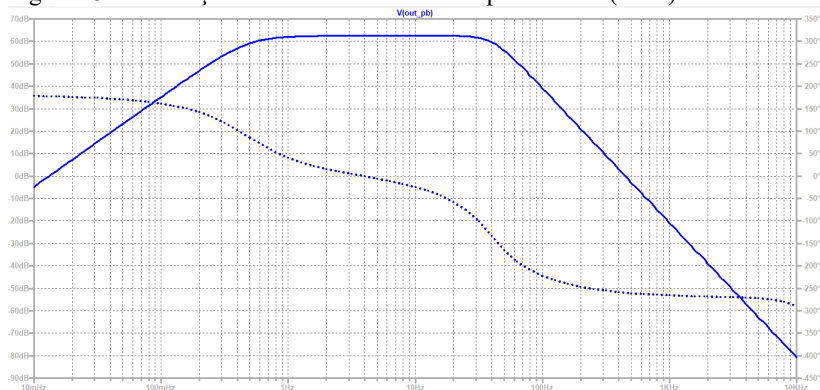
Figura 22 - Simulação AC do filtro passa-baixas (ECG)



Fonte: Elaboração própria.

A Figura 23 mostra a resposta em frequência da combinação do filtro passa-altas, filtro passa-baixas com ganho ajustável e filtro passa-baixas. Essa simulação AC foi feita no *software* LTspice XVII.

Figura 23 - Simulação AC acumulada do filtro passa baixa (ECG)

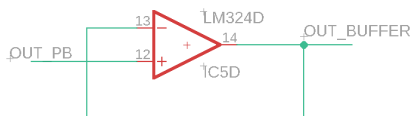


Fonte: Elaboração própria.

3.1.1.6 Buffer de saída

O *buffer* não-inversor de ganho unitário (Figura 24) permite conectar um estágio de alta impedância de entrada a uma carga de baixa impedância de saída.

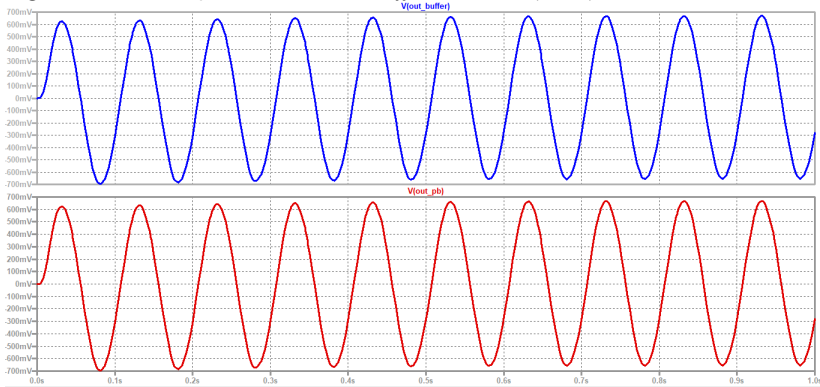
Figura 24 - *Buffer* de saída (ECG)



Fonte: Elaboração própria.

A Figura 25 mostra a simulação transiente feita no *software* LTspice XVII. Na parte inferior da Figura 25 está o sinal aplicado na entrada do *buffer*, que possui amplitude de 664mV e frequência de 10Hz. Na parte superior da Figura 25 está o sinal de saída do *buffer* que possui amplitude de 664mV e frequência de 10Hz.

Figura 25 - Simulação transiente do *buffer* de saída (ECG)



Fonte: Elaboração própria.

3.1.1.7 Circuito de *Offset* do Sinal de ECG

O circuito de *offset* tem como função fazer com que o sinal de saída do *buffer* tenha um valor médio de 2,5V. Isso é necessário pois o microcontrolador utilizado trabalha com tensões de 0 a 5V. O bloco é formado por *buffer* conectado a um divisor de tensão (Figura 26). O valor médio pode ser calculado pela Equação 11 e o ganho pela equação 12.

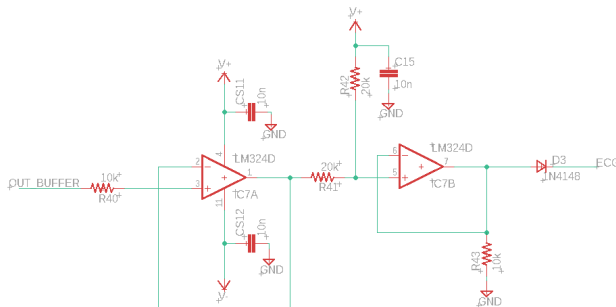
$$\text{Valor médio}_1 = \frac{R42}{R41 + R42} * V + (11)$$

$$\text{Valor médio}_1 = 2,5V$$

$$\text{Ganho}_5 = \frac{R42}{R41 + R42} (12)$$

$$\text{Ganho}_5 = 0.5V/V$$

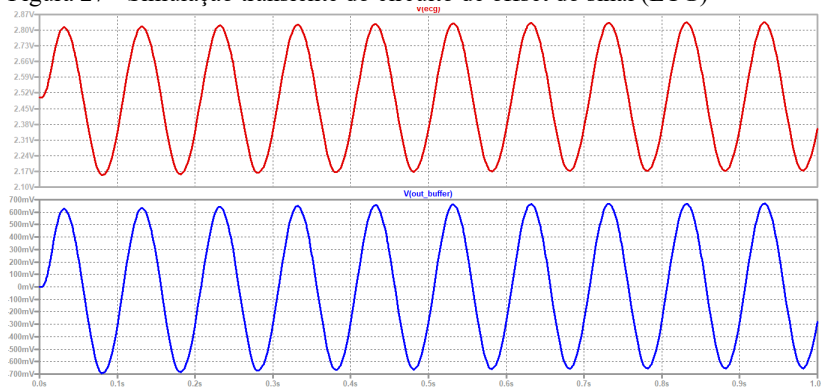
Figura 26 - Circuito de *offset* do sinal (ECG)



Fonte: Elaboração própria.

A Figura 27 mostra a simulação transiente feita no *software* LTspice XVII. Na parte inferior da Figura 27 está o sinal aplicado na entrada do circuito de *offset* do sinal de ECG, o qual possui amplitude de 664mV e frequência de 10Hz. Na parte superior da Figura 27 está o sinal de saída do circuito de *offset* do sinal de ECG que possui amplitude de 332mV, valor médio de 2,5V e frequência de 10Hz.

Figura 27 - Simulação transiente do circuito de offset do sinal (ECG)



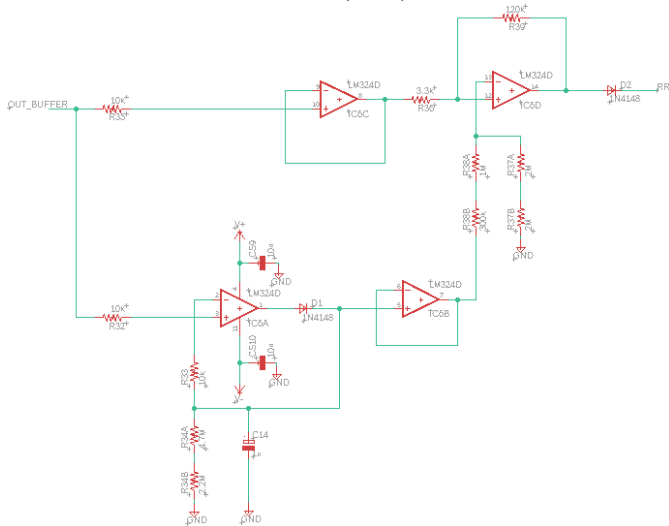
Fonte: Elaboração própria.

3.1.1.8 Circuito Detector da Onda R

O circuito detector da onda R é composto por um detector de pico, um divisor de tensão e um comparador com histerese (Figura 28). O sinal de saída do *buffer* passa pelo detector de pico o qual o transforma o valor máximo do sinal de entrada em uma tensão DC (de mesmo valor da tensão

de pico). O divisor de tensão reduz em 30% a tensão DC. Essa nova tensão DC é comparada com o sinal de saída do *buffer*.

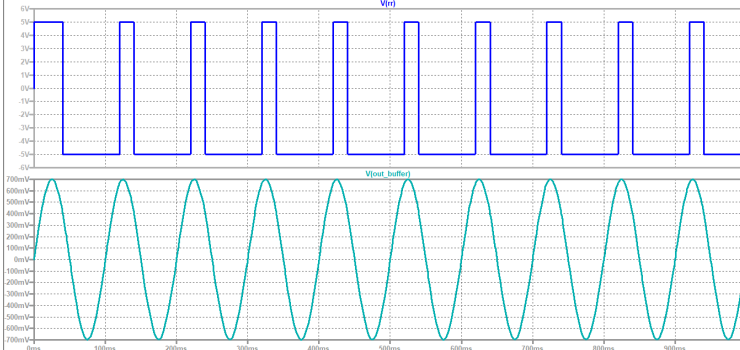
Figura 28 – Circuito detector da onda R (ECG)



Fonte: Elaboração própria.

A Figura 29 mostra a simulação transiente feita no *software* LTspice XVII. Na parte inferior da Figura 29 está o sinal aplicado na entrada do circuito detector da onda R, o qual possui amplitude de 664mV e frequência de 10Hz. Na parte superior da Figura 29 está o sinal de saída do circuito detector da onda R.

Figura 29 - Simulação transiente do circuito detector da onda R (ECG)

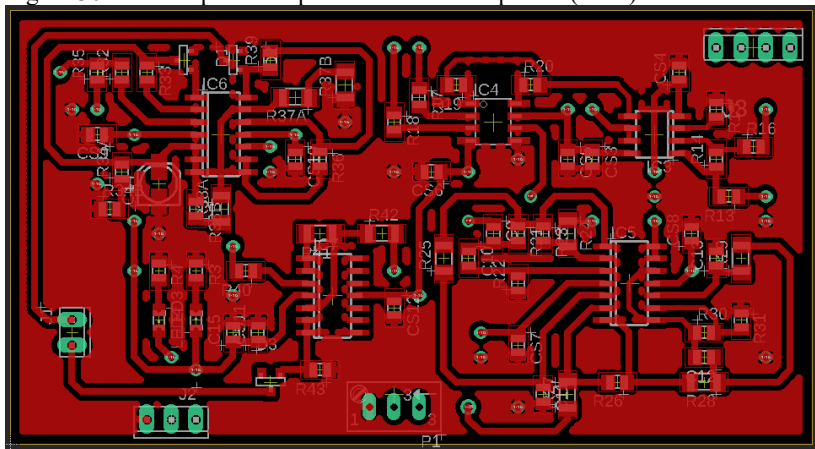


Fonte: Elaboração própria.

3.1.1.9 Placa de Circuito Impresso

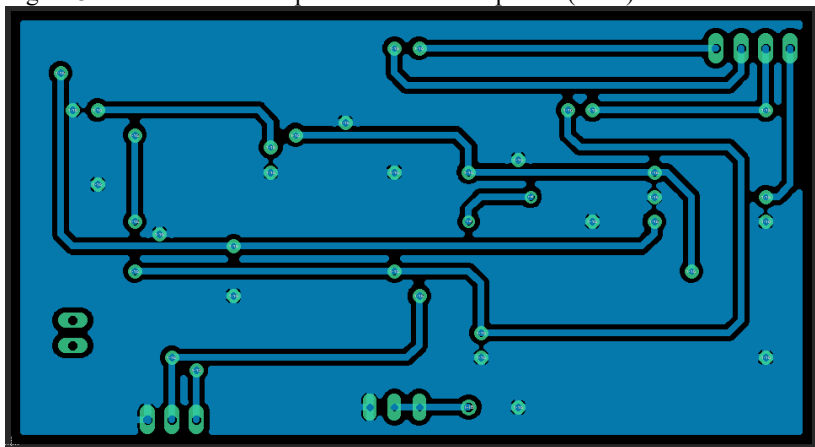
Após o equipamento de eletrocardiografia ser simulado e testado a placa de circuito impresso foi confeccionado no *software* EAGLE 9.2.2 (Figuras 30 e 31).

Figura 30 - Face superior da placa de circuito impresso (ECG)



Fonte: Elaboração própria.

Figura 31 – Face inferior da placa de circuito impresso (ECG)



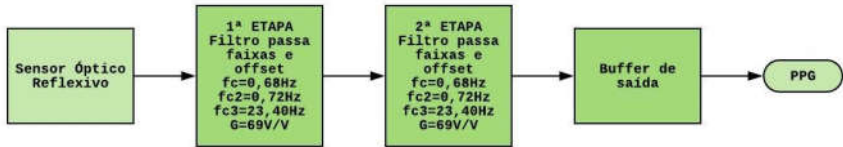
Fonte: Elaboração própria.

A PCI do equipamento de eletrocardiografia foi confeccionada na fresadora PCB-Proto (TTP) do Instituto de Engenharia Biomédica da UFSC. Foi utilizado o *software* FlatCAM para gerar os códigos com coordenadas para a fresadora. Também foi utilizado o *software* G-Code Sender 2.0 para ser feita a comunicação do computador com a fresadora.

3.1.2 Equipamento de Fotopletismografia

O equipamento de fotopletismografia é composto por um sensor óptico reflexivo, filtros passa-altas, filtros passa-baixas e buffer de saída (Figura 32).

Figura 32 - Diagrama de blocos do equipamento de fotopletismografia

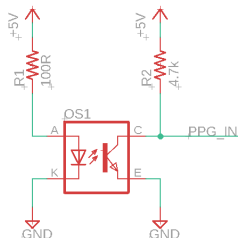


Fonte: Elaboração própria.

3.1.2.1 Sensor Óptico Reflexivo

Para a fonte e detector de luz foi utilizado o sensor óptico TCRT5000. Esse é um sensor reflexivo que inclui um emissor de infravermelho e um fototransistor, ambos dentro de um encapsulamento que bloqueia a luz visível (Figura 33). Parte da luz emitida pelo infravermelho é refletida e detectada pelo fototransistor. Quanto maior for a quantidade de luz refletida, maior será a corrente de coletor do fototransistor e consequentemente, maior será a tensão de saída.

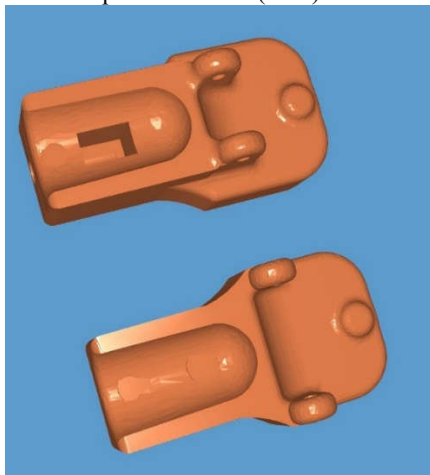
Figura 33 - Sensor óptico reflexivo (PPG)



Fonte: Elaboração própria.

O *case* do sensor óptico reflexivo foi projetado no software Tinkercad (Figura 34). A impressão foi feita na impressora 3D Pro Core H4 (GTMax3D) do Instituto de Engenharia Biomédica da UFSC.

Figura 34 - Case do sensor óptico reflexivo (PPG)



Fonte: Elaboração própria.

3.1.2.2 Filtro Passa-faixas com Offset (1ª Etapa)

O sinal de saída do sensor reflexivo passa primeiramente por um filtro passa-faixas composto por dois filtros passa-altas e um filtro passa-baixas (Figura 35). Os dois resistores em paralelo na entrada do amplificador operacional são responsáveis por dar ao sinal um valor médio de 2,5V para que, assim, possa ser lido pelo microprocessador posteriormente. O filtro passa-faixas possui uma atenuação de 40dB/dec na frequência de corte inferior e uma atenuação de 20dB/dec na frequência de corte superior. A frequências de corte dos filtros podem ser calculadas pelas Equações 13, 14 e 15.

$$f_{c_6} = \frac{1}{2 * \pi * R3 // R4 * C1} \quad (13)$$

$$f_{c_6} = 0,68\text{Hz}$$

$$f_{c_7} = \frac{1}{2 * \pi * R5 * C2} \quad (14)$$

$$f_{c7} = 23,40\text{Hz}$$

$$f_{c8} = \frac{1}{2 * \pi * R6 * C3} \quad (15)$$

$$f_{c8} = 0,72\text{Hz}$$

O valor médio pode ser calculado pela Equação 16.

$$\text{Valor médio}_2 = \frac{R3}{R3 + R4} * V + \quad (16)$$

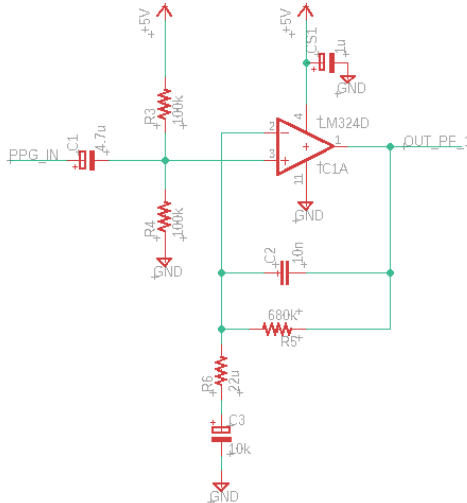
$$\text{Valor médio}_2 = 2,5\text{V}$$

O ganho pode ser calculado pela Equação 17.

$$\text{Ganho}_6 = 1 + \frac{R5}{R6} \quad (17)$$

$$\text{Ganho}_6 = 69\text{V/V}$$

Figura 35 - Filtro passa-faixas e offset – 1ª etapa (PPG)

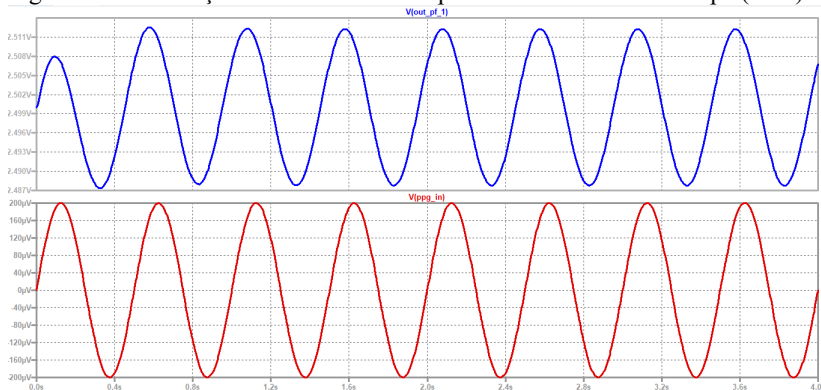


Fonte: Elaboração própria.

A Figura 36 mostra a simulação transiente feita no *software* LTspice XVII. Na parte inferior da Figura 36 está o sinal aplicado na

entrada do filtro passa-faixas o qual possui amplitude de 0,2mV e frequência de 2Hz. Na parte superior da Figura 36 está o sinal de saída do filtro passa-faixas possui amplitude de 13,8mV, valor médio de 2,5V e frequência de 2Hz.

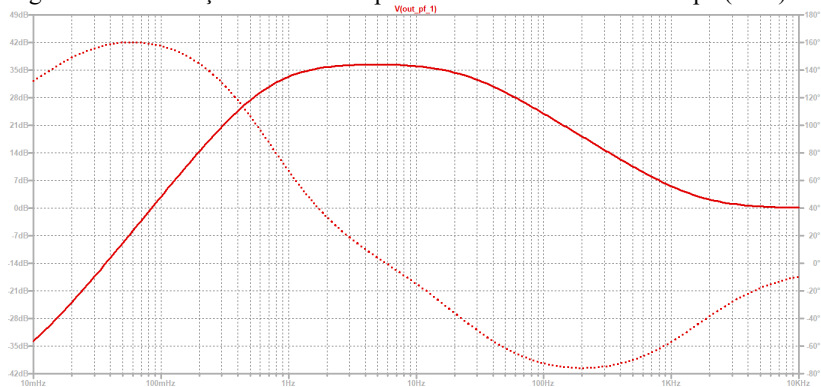
Figura 36 – Simulação transiente do filtro passa-altas e offset – 1ª etapa (PPG)



Fonte: Elaboração própria.

A Figura 37 mostra a resposta em frequência do filtro passa-faixas. Essa simulação AC foi feita no *software* LTspice XVII.

Figura 37 – Simulação AC do filtro passa-faixas com offset – 1ª etapa (PPG)



Fonte: Elaboração própria.

3.1.2.3 Filtro Passa-faixas (2ª Etapa)

O sinal de saída do filtro passa-faixas vai para uma nova etapa de filtragem: novamente um filtro passa-faixas. O filtro passa-faixas da 2ª etapa de filtragem possui a mesma estrutura do filtro passa-faixas da 1ª etapa. A frequências de corte dos filtros podem ser calculadas pelas Equações 18, 19 e 20.

$$f_{c_9} = \frac{1}{2 * \pi * R7 // R8 * C4} \quad (18)$$

$$f_{c_9} = 0,68\text{Hz}$$

$$f_{c_{10}} = \frac{1}{2 * \pi * R9 * C5} \quad (19)$$

$$f_{c_{10}} = 23,40\text{Hz}$$

$$f_{c_{11}} = \frac{1}{2 * \pi * R10 * C6} \quad (20)$$

$$f_{c_{11}} = 0,72\text{Hz}$$

O valor médio pode ser calculado pela Equação 21.

$$\text{Valor médio}_3 = \frac{R7}{R7 + R8} * V + \quad (21)$$

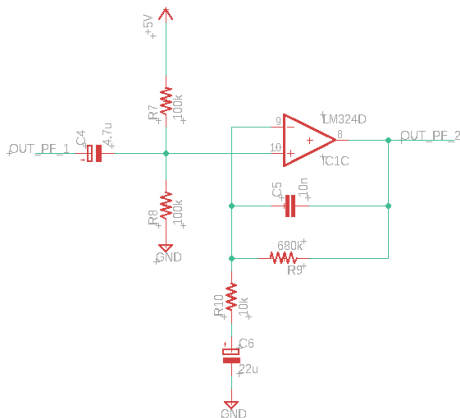
$$\text{Valor médio}_3 = 2,5\text{V}$$

O ganho pode ser calculado pela Equação 22.

$$\text{Ganho}_7 = 1 + \frac{R10}{R9} \quad (22)$$

$$\text{Ganho}_7 = 69\text{V/V}$$

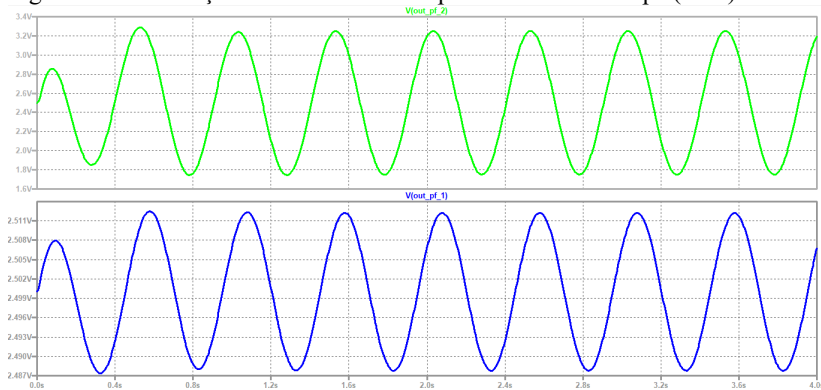
Figura 38 - Filtro passa-faixas – 2ª etapa (PPG)



Fonte: Elaboração própria.

A Figura 39 mostra a simulação transiente feita no *software* LTspice XVII. Na parte inferior da Figura 39 está o sinal aplicado na entrada do filtro passa-faixas o qual possui amplitude de 13,8mV e frequência de 2Hz. Na parte superior da Figura 39 está o sinal de saída do filtro passa-faixas que possui amplitude de 932mV, valor médio de 2,5V e frequência de 2Hz.

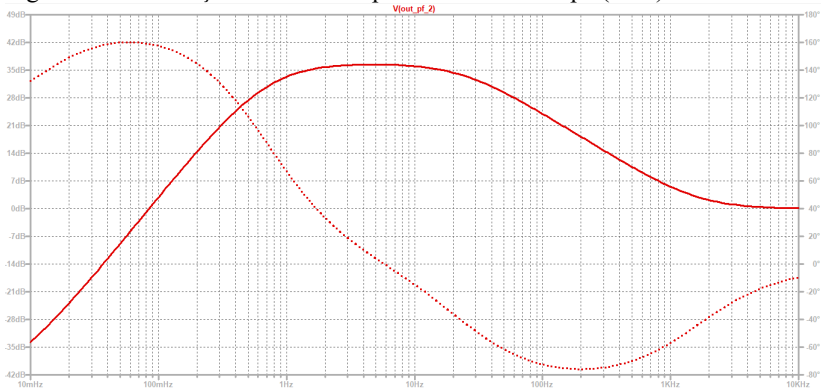
Figura 39 – Simulação transiente do filtro passa-faixas – 2ª etapa (PPG)



Fonte: Elaboração própria.

A Figura 40 mostra a resposta em frequência do filtro passa-faixas. Essa simulação AC foi feita no *software* LTspice XVII.

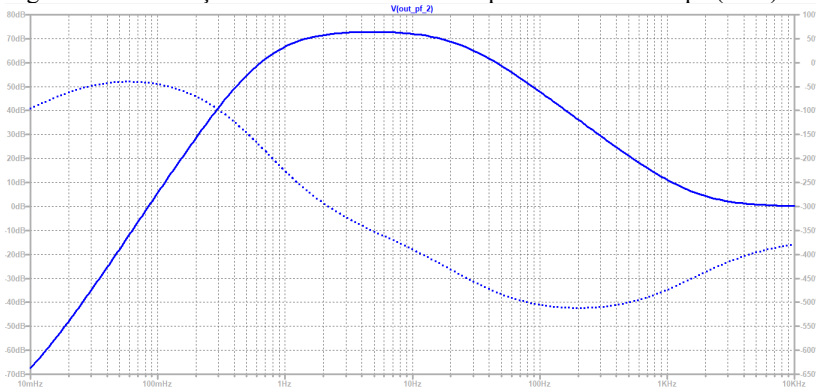
Figura 40 – Simulação AC do filtro passa-faixas– 2ª etapa (PPG)



Fonte: Elaboração própria.

A Figura 41 mostra a resposta em frequência da combinação dos dois filtros passa. Essa simulação AC foi feita no *software* LTspice XVII.

Figura 41 – Simulação AC acumulada do filtro passa baixa – 1ª etapa (PPG)

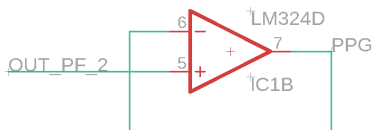


Fonte: Elaboração própria.

3.1.2.4 Buffer de Saída

O *buffer* não-inversor de ganho unitário (Figura 42) permite conectar um estágio de alta impedância de entrada a uma carga de baixa impedância de saída. Ou seja, permite conectar o microcontrolador à saída do filtro passa-faixas.

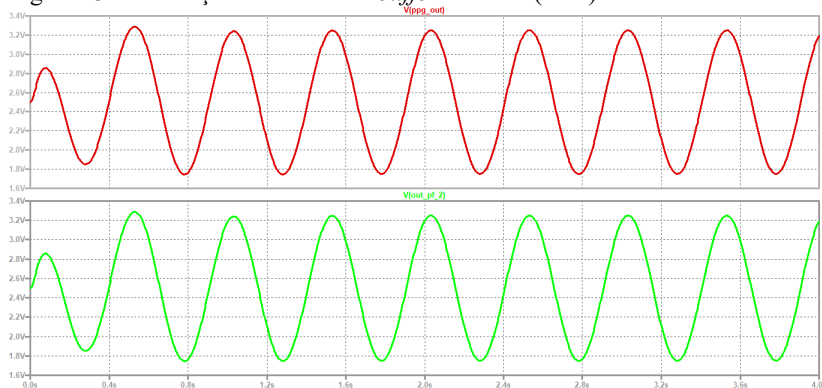
Figura 42 - *Buffer* de saída (PPG)



Fonte: Elaboração própria.

A Figura 43 mostra a simulação transiente feita no *software* LTspice XVII. Na parte inferior da Figura 43 está o sinal aplicado na entrada do *buffer* o qual possui amplitude de 932mV e frequência de 2Hz. Na parte superior da Figura 39 está o sinal de saída do *buffer* que possui amplitude de 932mV, valor médio de 2,5V e frequência de 2Hz.

Figura 43 - Simulação transiente do *buffer* de saída (PPG)

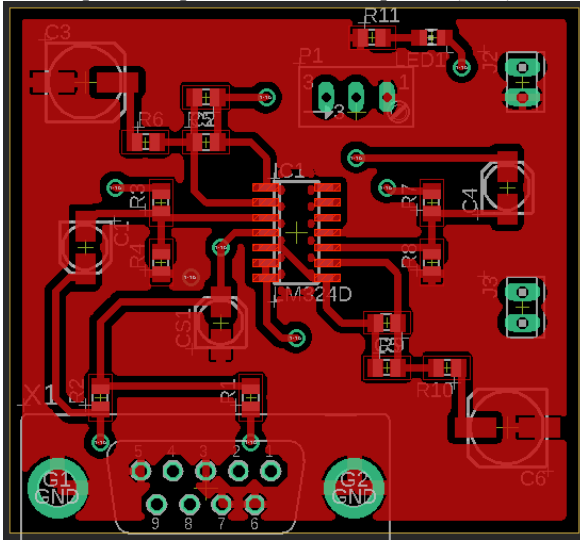


Fonte: Elaboração própria.

3.1.2.5 Placa de Circuito Impresso

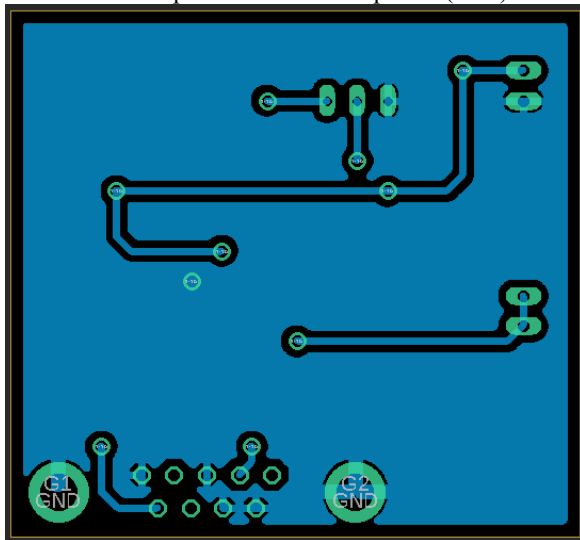
Após o equipamento de fotopletismografia ser simulado e testado a placa de circuito impresso foi confeccionado no *software* EAGLE 9.2.2 (Figuras 44 e 45).

Figura 44 - Face superior da placa de circuito impresso (PPG)



Fonte: Elaboração própria.

Figura 45 - Face inferior da placa de circuito impresso (PPG)



Fonte: Elaboração própria.

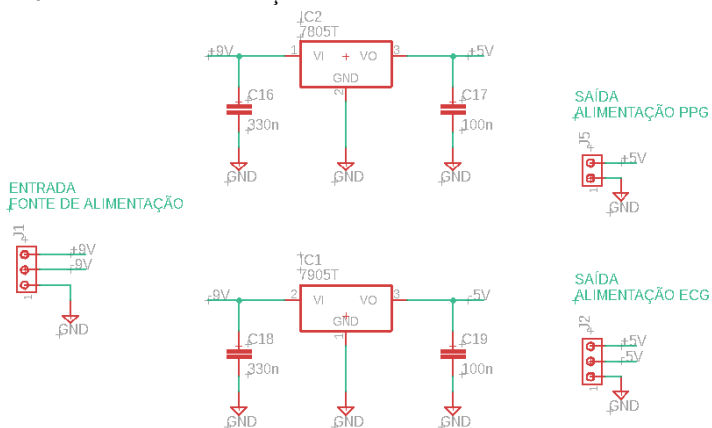
A PCI do equipamento de fotopletismografia foi confeccionada na fresadora PCB-Proto (TTP) do Instituto de Engenharia Biomédica da UFSC. Foi utilizado o *software* FlatCAM para gerar os códigos com coordenadas para a fresadora. Também foi utilizado o *software* G-Code Sender 2.0 para ser feita a comunicação do computador com a fresadora.

3.2 MÓDULO DE ALIMENTAÇÃO

O módulo de alimentação é composto duas baterias de 9V ligadas uma a outra formando uma fonte simétrica. Também possui dois reguladores de tensão, LM7805 e LM7905 (*Fairchild Semiconductor*), os quais disponibilizam em suas saídas +5V e -5V, respectivamente (Figura 46).

Como a alimentação do circuito é feita por baterias e a transmissão de dados é feita via *Bluetooth*, não há a necessidade do uso de um sistema de isolamento nessa etapa, pois o projeto não está ligado na rede elétrica.

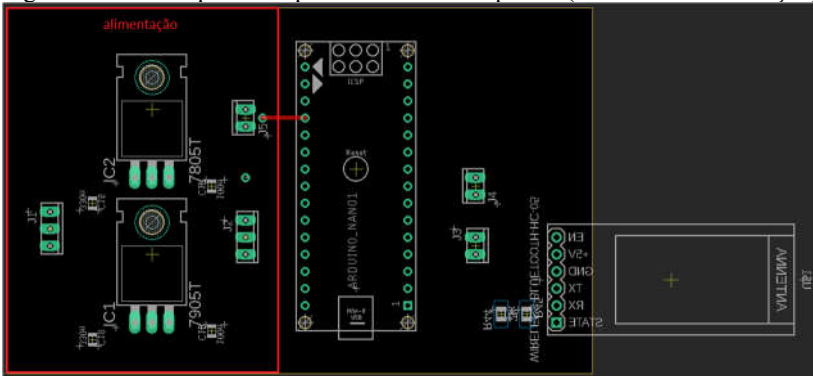
Figura 46 - Módulo de alimentação



Fonte: Elaboração própria.

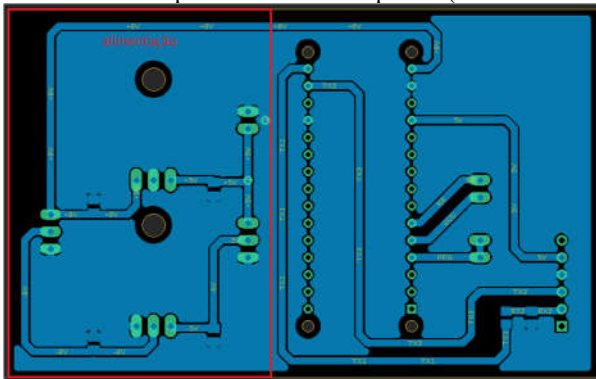
Após o módulo de alimentação ser testado, a placa de circuito impresso foi confeccionada no *software* EAGLE 9.2.2 (lado esquerdo das Figuras 47 e 48).

Figura 47 - Face superior da placa de circuito impresso (módulo de alimentação)



Fonte: Elaboração própria.

Figura 48- Face inferior da placa de circuito impresso (módulo de alimentação)



Fonte: Elaboração própria.

A PCI do módulo de alimentação foi confeccionada na fresadora PCB-Proto (TTP) do Instituto de Engenharia Biomédica da UFSC. Foi utilizado o *software* FlatCAM para gerar os códigos com coordenadas para a fresadora. Também foi utilizado o *software* G-Code Sender 2.0 para ser feita a comunicação do computador com a fresadora.

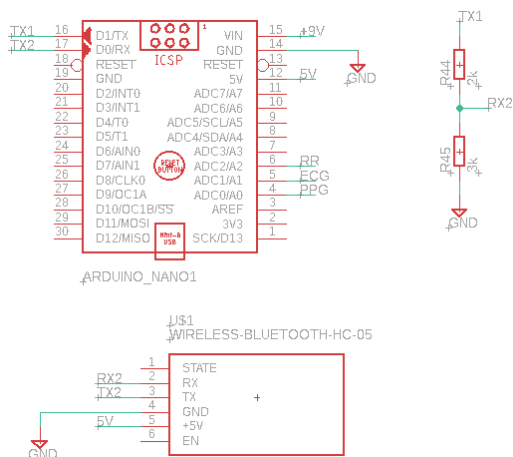
3.3 MÓDULO MICROCONTROLADO E DE TRANSMISSÃO

O módulo microcontrolado e de transmissão é composto por um Arduino Nano, um módulo *Bluetooth* e um divisor de tensão (Figura 49).

No Arduino Nano são usados os pinos analógicos 4, 5 e 6 como entrada para os sinais PPG, ECG e detecção da onda R, respectivamente. O pino 12 é a saída de 5V que alimenta o módulo *Bluetooth*. O pino 15 é a alimentação do Arduino Nano e recebe 9V diretamente de uma das baterias. O pino 16 e 17 são os pinos de transmissão e recepção, respectivamente, e são usados para comunicação com o módulo *Bluetooth*.

O módulo *Bluetooth* utilizado foi o HC-05. Os pinos 2 e 3 são os pinos de recepção e transmissão, respectivamente. O pino de recepção do módulo *Bluetooth* trabalha em um nível sinal 3,3V, por isso o divisor de tensão é necessário.

Figura 49 - Módulo microcontrolado e de transmissão



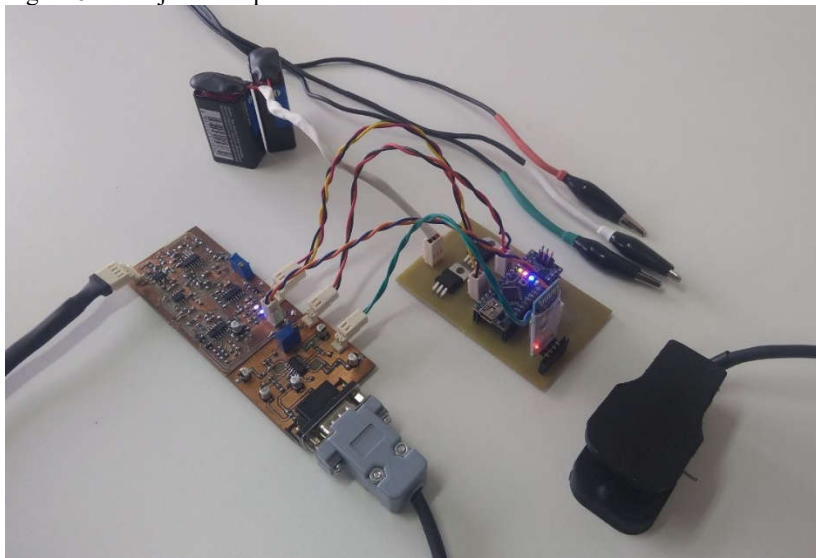
Fonte: Elaboração própria.

Após o módulo de microcontrolado e de transmissão ser testado, a placa de circuito impresso foi confeccionado no *software* EAGLE 9.2.2 (lado direito das Figuras 50 e 51).

4 RESULTADOS

A Figura 52 mostra o projeto completo: equipamento de eletrocardiografia, equipamento de fotopletismografia, módulo de alimentação, módulo microcontrolado e de transmissão.

Figura 52 - Projeto Completo



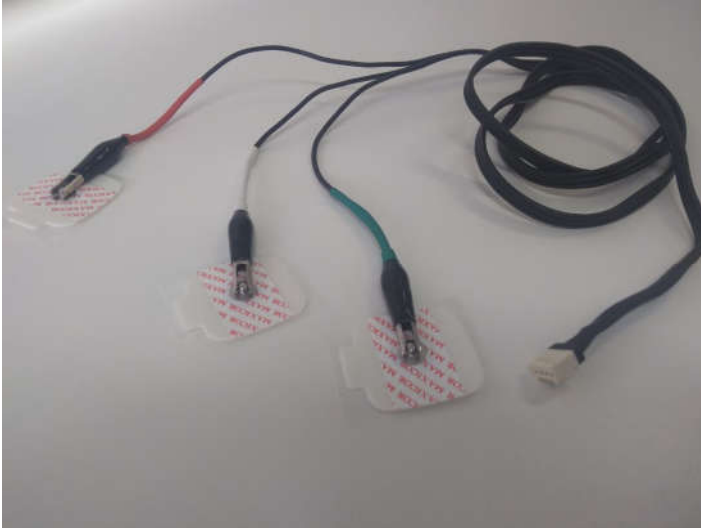
Fonte: Elaboração própria.

4.1 MÓDULO DE AQUISIÇÃO DE DADOS

4.1.1 EQUIPAMENTO DE ELETROCARDIOGRAFIA

Para conectar os três eletrodos de superfície à PCI do equipamento de eletrocardiografia, foi utilizado um cabo estéreo de emborrachado de $3 \times 0,2 \text{ mm}^2$ (Philips) com 1,6m de comprimento. Além disso foram usadas três garras jacarés de 30mm (Figura 52). Os cabos vermelho, branco e verde correspondem aos eletrodos DRL, IN+ e IN-, respectivamente.

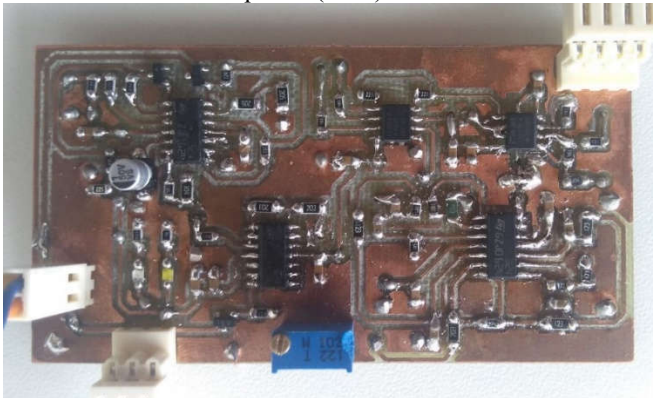
Figura 53 - Cabo e eletrodos (ECG)



Fonte: Elaboração própria.

A PCI do equipamento de eletrocardiografia foi feita em uma placa de fibra de vidro dupla face cobreada. A PCI possui 80,6mm de comprimento e 42,8mm de altura (Figura 53).

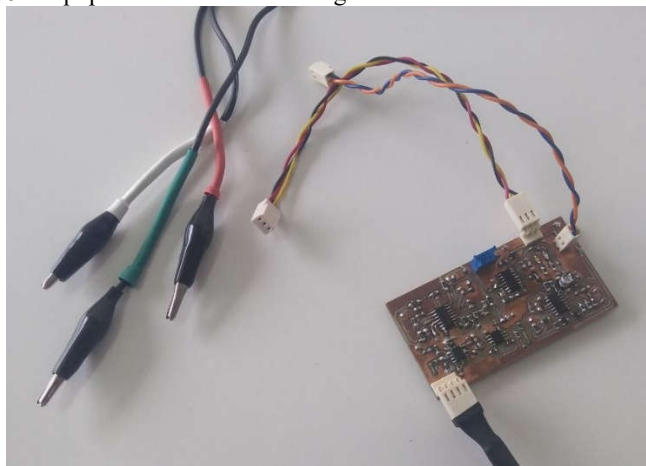
Figura 54 - Placa de circuito impresso (ECG)



Fonte: Elaboração própria.

A Figura 54 mostra o equipamento de eletrocardiografia com todos os seus componentes.

Figura 55 - Equipamento de eletrocardiografia

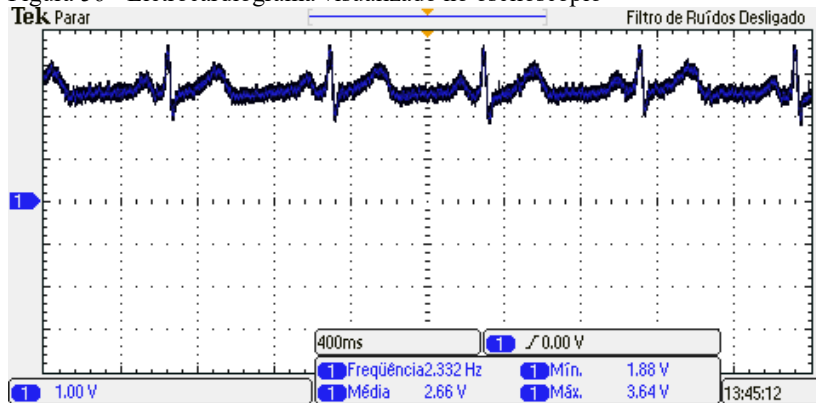


Fonte: Elaboração própria.

O equipamento de eletrocardiografia foi testado no osciloscópio DPO2012 (Tektronix) do Instituto de Engenharia Biomédica da UFSC.

A Figura 55 mostra o sinal de saída do equipamento de eletrocardiografia. A escala de tempo foi configurada em 400ms/div e a de amplitude em 1V/div. O sinal possui um valor máximo de 3,64V e valor mínimo de 1,88V.

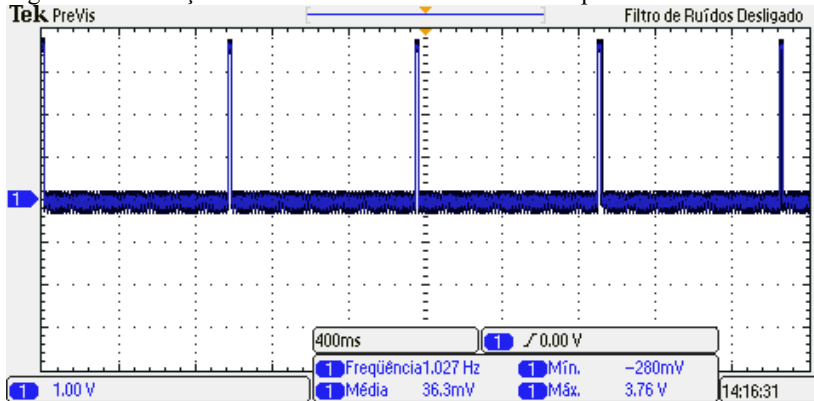
Figura 56 - Eletrocardiograma visualizado no osciloscópio



Fonte: Elaboração própria.

A figura 56 mostra o sinal de saída do detector de onda R. A escala de tempo foi configura em 400ms/div e a de amplitude em 1V/div. O sinal possui uma frequência de 1,027Hz.

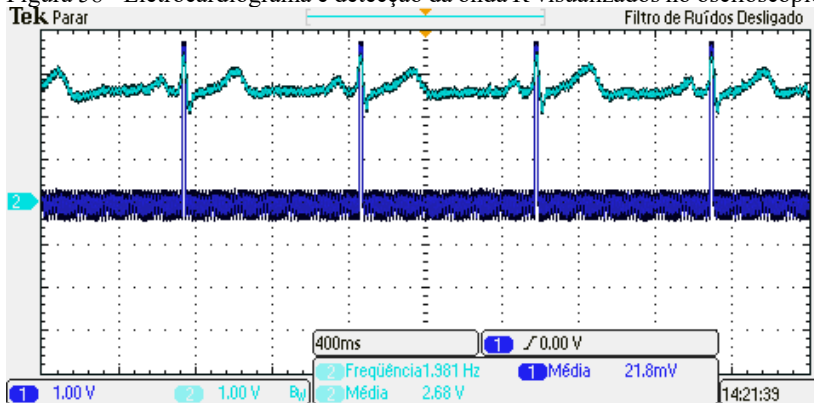
Figura 57 - Detecção da onda R visualizada no osciloscópio



Fonte: Elaboração própria.

A Figura 57 mostra o sinal de ECG e do detector de onda R. A escala de tempo foi configura em 400ms/div e a de amplitude em 1V/div.

Figura 58 - Eletrocardiograma e detecção da onda R visualizados no osciloscópio



Fonte: Elaboração própria.

4.1.2 EQUIPAMENTO DE FOTOPLETISMOGRAFIA

A impressão do *case* do sensor óptico reflexivo foi feita com filamento de ABS preto de 1,75mm (Figura 58).

Figura 59 – Case do sensor óptico finalizado



Fonte: Elaboração própria.

Para conectar o *case* do sensor óptico reflexivo à PCI do equipamento de fotopletismografia, foi utilizado um cabo emborrachado com malha espiral de $4 \times 0,14 \text{ mm}^2$ (Mult Cabo) com 1,2m de comprimento (Figura 59).

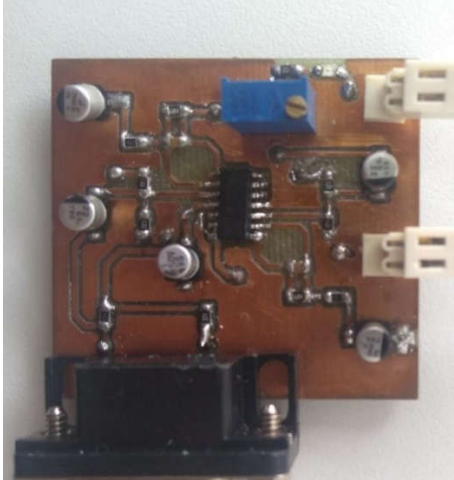
Figura 60 - Cabo do sensor óptico



Fonte: Elaboração própria.

A PCI do equipamento de fotopletismografia foi feita em uma placa de fibra de vidro dupla face cobreada. A PCI possui 46,0mm de comprimento e 42,5mm de altura (Figura 60).

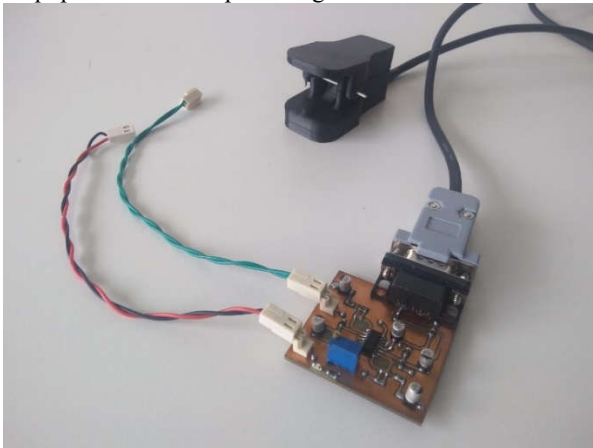
Figura 61 - Placa de circuito impresso (PPG)



Fonte: Elaboração própria.

A Figura 61 mostra o equipamento de fotopletismografia com todos os seus componentes.

Figura 62 - Equipamento de fotopletismografia

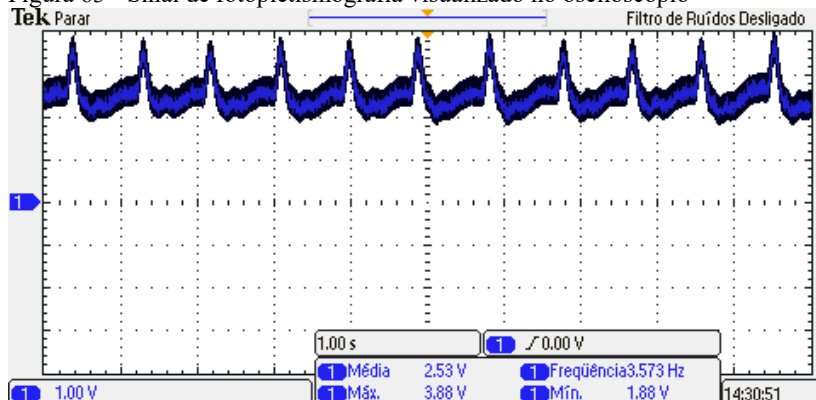


Fonte: Elaboração própria.

O equipamento de fotopletismografia foi testado no osciloscópio DPO2012 (Tektronix) do Instituto de Engenharia Biomédica da UFSC.

A Figura 62 mostra o sinal de saída do equipamento de fotopletismografia. A escala de tempo foi configurada em 1s/div e a de amplitude em 1V/div. O sinal possui um valor máximo de 3,88V e valor mínimo de 1,88V.

Figura 63 - Sinal de fotopletismografia visualizado no osciloscópio



Fonte: Elaboração própria.

4.2 MÓDULO DE ALIMENTAÇÃO

As correntes e tensões do módulo de alimentação (Quadro 1) foram medidas com um multímetro digital ET1649 (Minipa) do Instituto de Engenharia Biomédica da UFSC. As medições foram feitas com todos os módulos conectados.

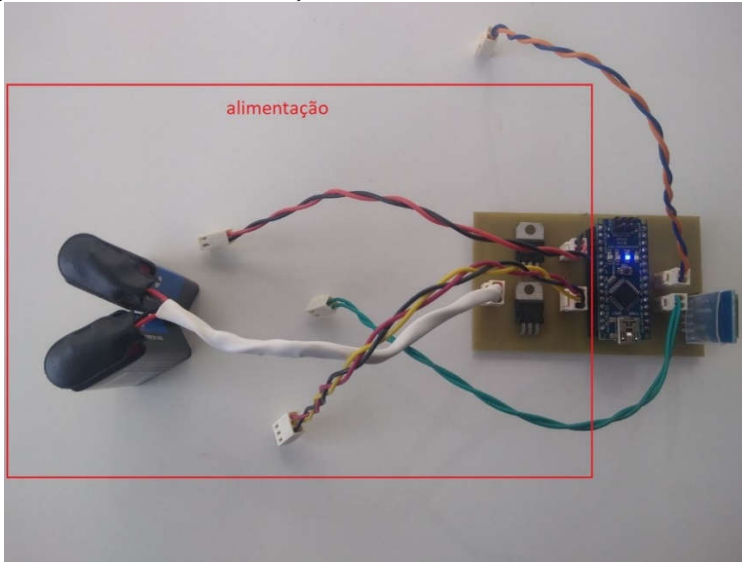
Quadro 1 – Tensões e correntes do módulo de alimentação

Entrada positiva bateria (tensão)	+9,02V
Entrada negativa bateria (tensão)	-9,04V
Entrada positiva bateria (corrente)	94mA
Entrada negativa bateria (corrente)	22mA
Saída positiva alimentação ECG (tensão)	+4,99V
Saída negativa alimentação ECG (tensão)	-5,02V
Saída alimentação PPG (tensão)	+4,99V

Fonte: Elaboração própria.

A PCI módulo de alimentação foi feita em uma placa de fibra de vidro face simples cobreada. A PCI possui 40,2mm de comprimento e 52,8mm de altura (Figura 63).

Figura 64 - Módulo de alimentação

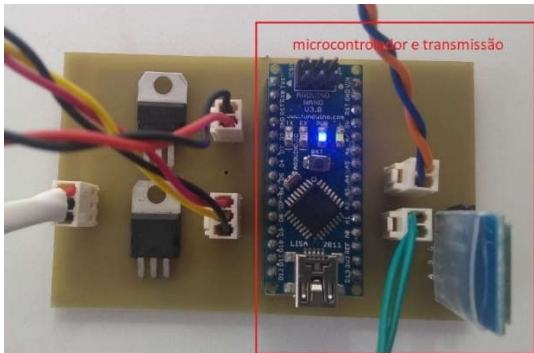


Fonte: Elaboração própria.

4.3 MÓDULO MICROCONTROLADO E DE TRANSMISSÃO

A PCI módulo microcontrolado e de transmissão foi feita em uma placa de fibra de vidro face simples cobreada. A PCI possui 45,2mm de comprimento e 52,8mm de altura (Figura 64).

Figura 65 - Módulo microcontrolado e de transmissão

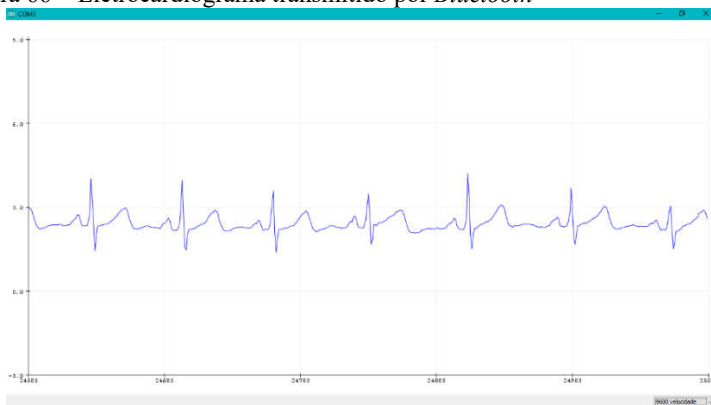


Fonte: Elaboração própria.

O módulo de comunicação foi testado enviando os dados adquiridos pelos equipamentos de eletrocardiografia e fotopletismografia para um computador. Para visualizar os sinais foi utilizado o *Monitor Plotter* do aplicativo Arduino IDE.

A Figura 65 mostra o sinal de eletrocardiografia transmitido via Bluetooth.

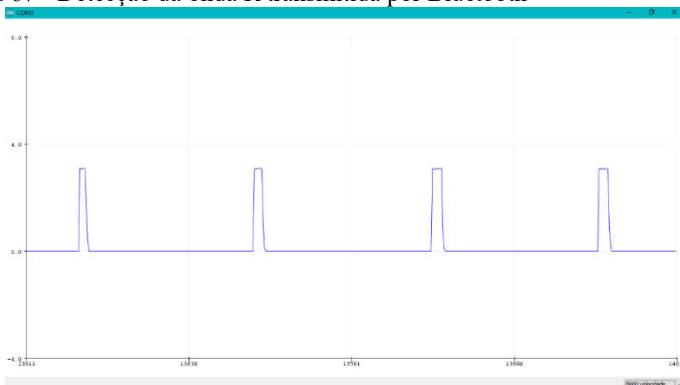
Figura 66 – Eletrocardiograma transmitido por Bluetooth



Fonte: Elaboração própria.

A Figura 66 mostra o sinal de detecção da onda R transmitido via Bluetooth.

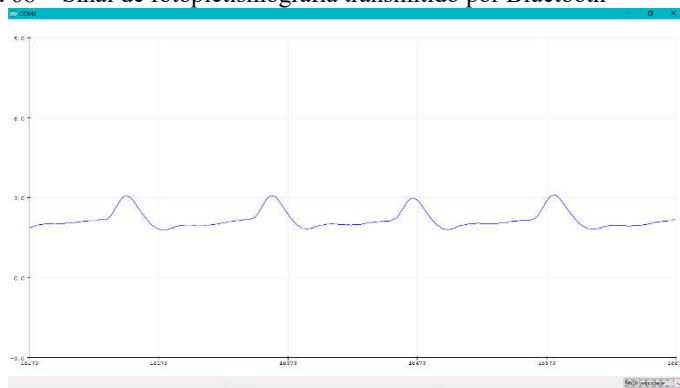
Figura 67 - Detecção da onda R transmitida por Bluetooth



Fonte: Elaboração própria.

A Figura 65 mostra o sinal de fotopletismografia transmitido via Bluetooth.

Figura 68 – Sinal de fotopletismografia transmitido por Bluetooth



Fonte: Elaboração própria.

5 CONCLUSÃO

A proposta do projeto era desenvolver um equipamento de aquisição de sinais de eletrocardiografia e fotopletismografia com transmissão sem fio, baseado na tecnologia *Bluetooth*. O desenvolvimento do projeto foi bem-sucedido nos aspectos propostos. A transmissão *Bluetooth* permitirá que o equipamento de transmissão possa estar distante do equipamento de recepção, dando assim mais mobilidade ao usuário. Além disso, sem a necessidade de cabos para transmitir os dados e a alimentação feita por baterias, o projeto não sofre interferências da rede elétrica.

O principal aspecto a ser melhorado no projeto é a alimentação. As baterias comuns de 9V podem ser substituídas por uma bateria recarregável de Li-Po. Além disso, um módulo de processamento pode ser desenvolvido para que os sinais sejam devidamente processados e assim, possam ser usados por um profissional da saúde.

Por fim, a elaboração do projeto permitiu o exercício de desenvolvimento de hardware e desenvolvimento de produto e a revisão de conceitos adquiridos durante o curso de Engenharia Eletrônica.

REFERÊNCIAS

- [1] Partes do coração humano. Disponível em:
http://www.edinformatics.com/math_science/parts-of-heart.png
Acessado em 19/12/2018
- [2] Derivações bipolares e unipolares. Disponível em:
https://cdn.shopify.com/s/files/1/0059/3992/files/Image_6.png
Acessado em 20/12/2018
- [3] Ondas do ECG. Disponível em:
<https://ccenf.pt/portals/0/Images/ecgs/ekg.png>
Acessado em 20/12/2018
- [4] PPG reflexivo. Disponível em: <http://embedded-lab.com/blog/wp-content/uploads/2012/08/ReflectancePPG.jpg>
Acessado em 21/12/2018
- [5] PPG transmissivo. Disponível em: <http://embedded-lab.com/blog/wp-content/uploads/2013/04/HRM-2511Esensor2.png>
Acessado em 21/12/2018
- [6] Sinal PPG. Disponível em: https://www.mdpi.com/sensors/sensors-15-25681/article_deploy/html/images/sensors-15-25681-g001.png
Acessado em 21/12/2018
- [7] Standing, Susan, ed. *Gray's anatomy e-book: the anatomical basis of clinical practice*. Elsevier Health Sciences, 2015.
- [8] Comunicação Bluetooth. Disponível em:
<https://www.elprocus.com/how-does-bluetooth-work/>
Acessado em 22/12/2018
- [9] Derivações do ECG. Disponível em:
<http://pt.my-ekg.com/generalidades-ecg/derivacoes-ecg.html>
Acessado em 21/12/2018
- [10] Datasheet OPA2277. Disponível em:
<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/opa2277-ep.pdf>
Acessado em 24/08/2018
- [11] Datasheet INA129. Disponível em:

<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina128.pdf>

Acessado em 24/08/2018

[12] Datasheet LM324. Disponível em:

<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm124-n.pdf>

Acessado em 24/08/2018

[13] Datasheet 1N4148. Disponível em:

https://assets.nexperia.com/documents/data-sheet/1N4148_1N4448.pdf

Acessado em 24/08/2018

[14] Datasheet TCRT5000. Disponível em:

<https://www.vishay.com/docs/83760/tcrt5000.pdf>

Acessado em 02/09/2018

[15] Datasheet 7805. Disponível em:

<https://www.sparkfun.com/datasheets/Components/LM7805.pdf>

Acessado em 26/11/2018

[16] Datasheet 7905. Disponível em:

<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm79.pdf>

Acessado em 26/11/2018

[17] Especificações Arduino Nano. Disponível em:

<https://store.arduino.cc/usa/arduino-nano>

Acessado em 27/11/2018

[18] Especificações HC05. Disponível em:

<https://www.gme.cz/data/attachments/dsh.772-148.1.pdf>

Acessado em 27/11/2018

APÊNDICE A – Código para Visualização dos sinais

```

// Declaração dos pinos analógicos usados:
const int analogInPin0 = A0; // Entrada analógica do sinal de PPG
const int analogInPin1 = A1; // Entrada analógica da detecção do
inervalo RR
const int analogInPin2 = A2; // Entrada analógica do sinal de ECG

// Inicialização dos sinais:
int signalPPG = 0;
int signalRR = 0;
int signalECG = 0;
int voltagePPG = 0;
int voltageRR = 0;
int voltageECG = 0;

void setup() {
  // Inicialização da comunicação serial com 9600 bps:
  Serial.begin(9600);
}

void loop() {
  //Leitura do valor no pino analógico 0 (PPG):
  signalPPG = analogRead(analogInPin0);
  // Transforma o valor do pino analógico 0 (PPG) em tensão:
  float voltagePPG=signalPPG*(5.0/1023.0);

  // Leitura do valor no pino analógico 1 (RR):
  signalRR = analogRead(analogInPin1);
  // Transforma o valor do pino analógico 1 (RR) em tensão:
  float voltageRR=signalRR*(5.0/1023.0);

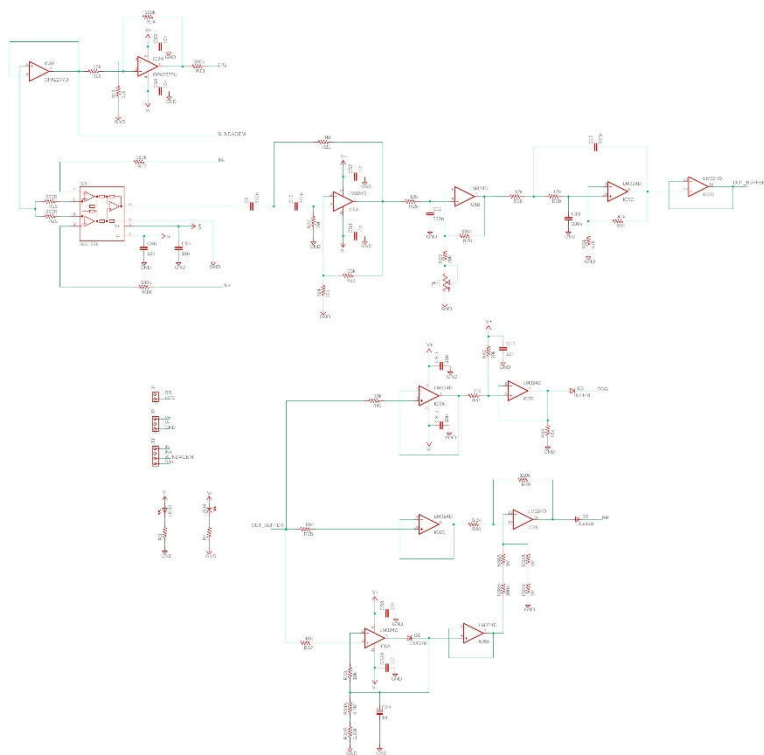
  // Leitura do valor no pino analógico 2 (ECG):
  signalECG = analogRead(analogInPin2);
  // Transforma o valor do pino analógico 2 (ECG) em tensão:
  float voltageECG=signalECG*(5.0/1023.0);

  // Imprime os resultados no Monitor Serial:
  Serial.print(voltagePPG);
  Serial.print("\t");
  Serial.print(voltageRR);

```

```
Serial.print("\t");  
Serial.println(voltageECG);  
  
delay(2);  
}
```


APÊNDICE B – Esquemático Completo do Equipamento de Eletrocardiografia



APÊNDICE C – Esquemático Completo do Equipamento de Fotopletismografia

